

骨等価ファントムを使用した 頭部吸収補正法の検討

高橋正昭¹、関戸雄一¹、中川原譲二²、中村博彦²
中村記念病院 ¹放射線部、²脳神経外科

Evaluation of the head attenuation compensation using an artificial bone phantom

Masaaki TAKAHASHI¹, Yuichi SEKITO¹,
Jyoji NAKAGAWARA², Hirohiko NAKAMURA²

¹Department of Radiology and ²Department of Neurosurgery, Nakamura Memorial Hospital

Key words: an artificial bone phantom, attenuation compensation, single photon emission computed tomography (SPECT), transmission computed tomography (TCT),

Summary

Recently, the evaluation of regional cerebral blood flow (rCBF) measured by single photon emission computed tomography (SPECT), has been developed. It is very important to make an effort to improve SPECT resolution and to differentiate the radioactive concentration in clinical use. It is related to the scatter and attenuation compensation. We evaluated the head attenuation compensation using Chang method, about which were the SPECT without triple energy window (TEW), the one with TEW, and the one with TEW and the correction map (μ -map) using Tc-99m gamma ray transmission computed tomography (TCT). An artificial bone phantom was filled with water and I-123-IMP solution (37 MBq) in the inner phase and the iodine solution (concentration: 0, 126, 300 mgI/ml) in the outer phase. The increase of iodine makes the more decrease of SPECT counts of the edge than the center of phantom. Thus, the value of attenuation coefficient for water to satisfy the uniformity in the phantom is less than the theoretical value of 0.146. This effect caused under-estimation of quantitative attenuation compensation and the inclination of radioactive concentration line was lower.

I. はじめに

SPECTによる脳血流量定量測定が臨床応用される中で、更なる定量性の向上に空間分解能とともに放射能濃度分解能が要求されている。SPECTに用いる単光子は被写体内で散乱・吸収の影響を受けるため、検出器に到達する光子が媒質中で受けた減弱を補正する必要がある。ファントム実験に際し、均一な吸収体(水)において散乱線除去(TEW収集)を行った場合、吸収補正に用いるI-123の線吸収係数は、理論値 $\mu_{ideal}=0.146$ で与えられるが、散乱線除去を行わなかった場合には、経験的に求められた見かけの μ (おおよそ $\mu_{ideal}/2=0.07$)を与えることで一様性(均一性)が得られることが報告¹⁾されている。しかしながら、臨床において頭部を考えてみた場合、外側に吸収の高い頭蓋骨、内側には吸収の低い脳組織が存在する、放射能分解能をできるだけ忠実に評価するためには、頭蓋骨による吸収・散乱などの影響は無視できず、被写体内部の吸収係数を一定として考えるChang²⁾による簡易吸収補正法では問題点が多々あると思われる。Tc-99mを外部線源とする γ 線transmission computed tomography (TCT)³⁾によって測定された線吸収係数画像(μ -map)をcorrection matrixとするChangの逐次近似法を使用してファントム実験を行い、従来の輪郭抽出を行うChangの吸収補正法と比較検討した。

II. 方法 (methods and materials)

TCT :

Fig. 1に示すように、東芝製3検出器型GCA 9300A/HGの3頂点に740 MBq/60mlの濃度のTc-99m水溶液を3つのライン・ソース(2mm ϕ ×200mm)に分配、配置した。被写体は、有効視野からはみ出さないように設置され、140KeV \pm 10%、128×128マトリックスで120度回転4度STEP 2.5分、4回のトータル・モード収集を行った。 μ -mapの作成は、ライン・ソースから発生した γ 線が被写体を通過しないblack dataで規格化されることで、被写体の透過度を測定することができる。このデータに自然対数処理を行い、projection dataとした。これを直接アルゴリズムのstandard fanbeam変換し μ -mapを作成した(Fig. 2)。この画像はTEW (triple energy window)⁴⁾で散乱線補正されたSPECTデータのChangのiteration methodに用いる吸収補正画像として使用された。

SPECT :

TCTと同様に東芝 3検出器型GCA 9300A/HG、HRファンビーム・コリメータを使用し、160KeV \pm 12% (Sub-window 3%)、128×128マトリックス吸収にて、fanbeam parallel変換後、TCTによって作成された μ -mapを利用し、吸収補正法としてChangの改良された逐次近似処理(Iteration times=2)を行った(Fig. 2)。

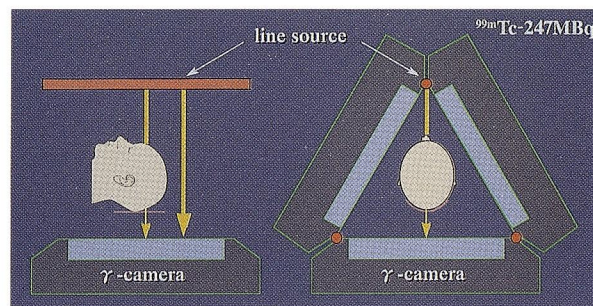


Fig. 1 3検出器型SPECT装置を用いた場合の γ 線トランスミッションCT (TCT)の方法

3検出器型SPECT装置の各々の頂点にTc-99mのラインソース(740MBq/3lines)を配置する。 μ -mapは被写体を通過しないBlankデータと被写体を通過したデータとの比を対数変換することで得られる。

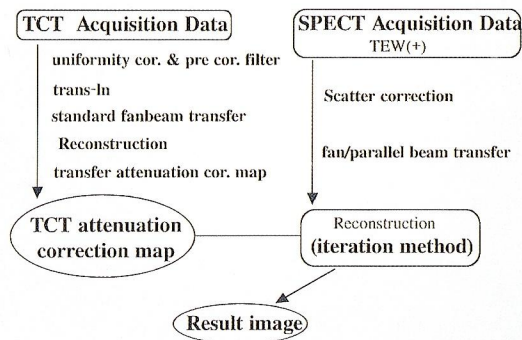


Fig. 2 TCT及びSPECT処理のフローチャート

TCTによって得られたprojection dataを対数変換処理し、Fanbeam parallel変換、再構成すると μ -mapが得られる。これをSPECT画像再構成時の吸収補正matrixとして利用した。

疑似骨ファントムの作成：

想定される頭蓋骨吸収と等価なファントムを作成するために、IMP用脳ファントム IBM-10 (京都科学社) の外壁層 (厚さ: 5mm) にヨード造影剤を使用した。ヨードの線吸収係数はFig. 3に示す。40KeV付近にK吸収端が存在するが、それより高いエネルギーに対しては緩やかに減少する。この造影剤の濃度を調整することで、目的とする吸収体を容易に作成することが可能となる。Tc-99mを外部線源とするTCTを行った、頭部の臨床例10例において、頭蓋骨の平均吸収値は0.23脳実質の平均吸収値は0.15であった。ヨード造影剤と線吸収係数の関係はFig. 4に示すとおり、造影剤濃度の増加とともに線吸収係数は、片対数グラフ上で直線的増加を示す。このグラフより、頭蓋骨平均吸収の造影剤濃度は、126mgI/mlであった。これより外壁層の造影剤濃度が、0, 126, 300mgI/mlとなる3種類のファントムを用意した。

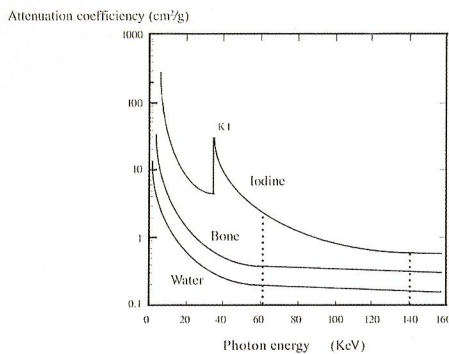


Fig. 3 光子の実効エネルギーと吸収係数の関係

実効エネルギーに対する骨、水、ヨウ素の吸収係数を示す。ヨード造影剤の濃度を変えることによって骨密度と等価なファントムを作成することが可能となる。

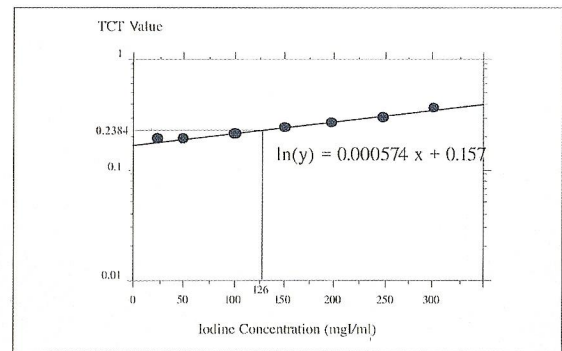


Fig. 4 ヨード造影剤とTCTで得られた吸収係数の関係
吸収係数(y)とヨード造影剤の濃度(x)の関係は $\ln(y)=5.74 \times 10^{-4}x+0.157$ であった。この関係式から目的とする疑似骨濃度の作成が可能となる。

再構成条件による比較：

吸収補正法Changはサイノグラムから輪郭抽出を行った。また、3種類の濃度の疑似骨ファントムを使用してSPECT画像を得た。再構成は臨床使用を考慮して、1) TEWによる散乱線補正を行わないで、Changの吸収補正を行った場合 (non-TEW + Chang)。2) TEWによる散乱線補正を行ってChangの吸収補正を行った場合 (TEW + Chang)。3) TEWによる散乱線補正を行って μ -mapによる逐次近似Changを行った場合 (TCT + TEW) の3つのパターンを用い、放射能濃度均一性、放射能濃度直線性、散乱線含有率について検討した。

III. 結果 (results)

1. 3種類の疑似骨ファントムを、Tc-99mを外部線源とするTCTを行ったところ、造影剤濃度の増加とともに、線吸収係数は片対数グラフ上で、直線的増加を示した。また、ファントム内の媒質、水の線吸収係数は126, 300mgI/mlの時若干下がるものの、この骨濃度の線吸収係数は、ほぼ0.14に等しく、疑似骨ファントムの線吸収係数の平均値は、それぞれ0.15, 0.22, 0.33であった (Fig. 5)。
2. この疑似骨ファントム内に I-123-IMP、37MBq/145mlをクエン酸水素ナトリウムとともに混入し攪拌後SPECTを施行し一様性を調べた。一様性の評価は、得られたprofile曲線上でNEMA規格に示す積分均一性を10%以内とした。non-TEW + Changでは、造影剤濃度が 0mgI/mlのとき一様性を示したが、造影剤濃度が126, 300mgI/mlの

ときにはファントム中心部は凸となった。TEW + Changでは、造影剤濃度が 0mg/ml のとき一様性を示すが、造影剤濃度が上昇するとともにファントム中心部は凸となった。TCT + TEWでは、造影剤濃度の変化に係わらずほぼ一様性を示した (Fig. 6)。ファントム中心部に楕円形の関心領域 (1200 pixel) (Fig. 7) を設定したところ、non-TEW + Chang、TEW + Changでは、造影剤濃度の上昇とともにSPECTカウントは減少するが、TCT + TEWでは、造影剤濃度に係わらずSPECTカウントはほぼ同一であった。

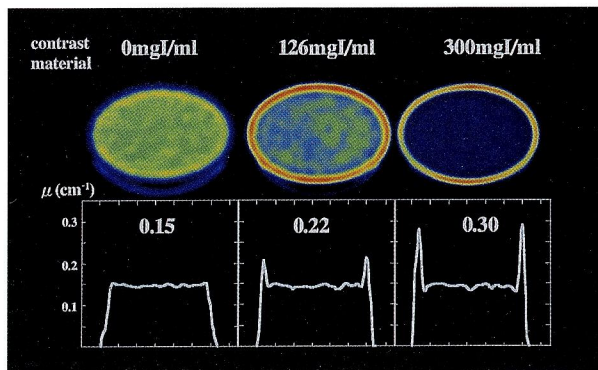


Fig. 5 疑似骨ファントムの吸収係数と μ -map プロファイル曲線

脳ファントムIBM-10に造影剤を満たし、吸収係数 0.15, 0.23, 0.30 の 3個のファントムを用意した。又、このとき得られたTCTのprofile curveを図下部に示す。

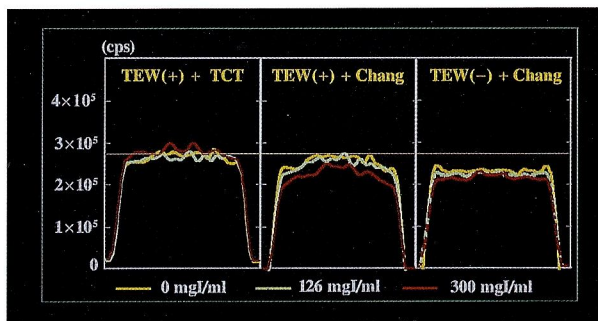


Fig. 6 疑似骨濃度とファントム一様性の関係

図左からTCT + TEW, TEW + chang, non-TEW + changによる吸収補正されたプールファントムのprofile曲線を示す。

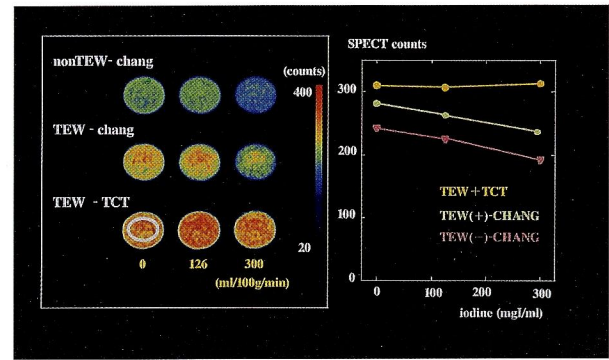


Fig. 7 疑似骨濃度とSPECTカウントの関係

図左は、各造影剤濃度における吸収補正別プールファントムのSPECT画像を示す。図右は画像中心部に1200pixelの楕円ROIを設定した際のSPECTカウントをプロットした。

3. 放射能濃度直線性は、PIEファントムを使用して、I-123-IMP水溶液を6つの放射能濃度比 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5, 2.0 となるよう調整後測定した。TCT + TEWは、造影剤濃度の上昇にも係わらず傾きはほぼ同じとなったが、TEW + Changでは、若干の傾き低下が認められた。non-TEW + Changでは、造影剤濃度の増加とともにSPECTカウントは減少し、300mg/mlのとき、直線の傾きは大きく低下した (Fig. 8)。

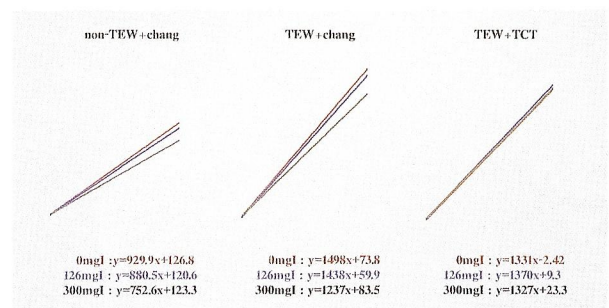


Fig. 8 疑似骨濃度と放射能濃度直線性

吸収補正別にPie ファントムで得られた放射能濃度をプロットした。non-TEW + chang, TEW + changでは、疑似骨濃度の増加とともに直線の傾きが減少するが、TCT + TEWでは傾きの減少は認められない。

4. 造影剤濃度を126mg/mlとしたとき、散乱線評価ファントムを使用して散乱線含有率を測定したところ、non-TEW + Changで12.35%、TEW + Changで6.54%、TCT + TEWで3.21%であった (Fig. 9)。

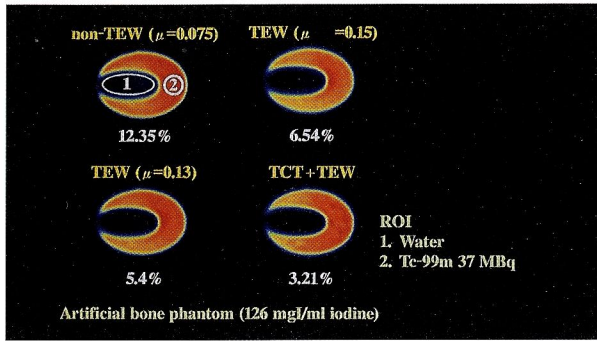


Fig.9 骨吸収係数と散乱線含有率

散乱線評価ファントムに造影剤濃度126mg/mlの疑似骨を用意し、ファントム内の水溶液として、外層にTc-99m 37MBq, 内層に水を封入した。吸収補正別にSPECT画像を作成し、外層、内層にROIを設定した。散乱線含有率は内層のROIカウントと外層のROIカウントの比である。

5. 脳ファントムの灰白質、白質に1.24 : 2=0.62 (well counter)の比でI-123-IMPを注入し測定したところ、non-TEW+Changで0.77、TEW+Changで0.74、TEW+TCTで0.68となり、放射能濃度分解能は、TCT+TEWが最も真の放射能濃度比に近い値を示した⁵⁾(Fig. 10)。

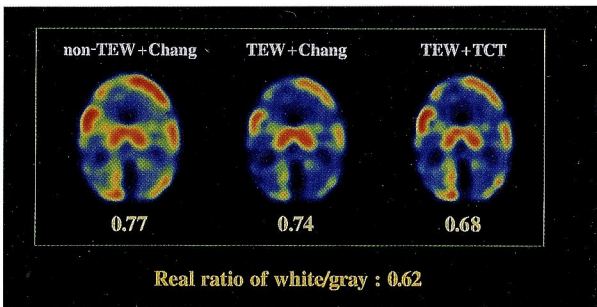


Fig. 10 散乱・吸収補正法と放射能濃度比の関係

脳ファントムIB-10のwhite matter : gray matter = 1.24 : 2 (=0.62)の比でI-123-IMPを封入(well counter実測値)し、各散乱・吸収補正別に放射能濃度比を求めた。

6. IMP-ARG法で求められたr-CBF定量値をそれぞれの補正方法で算出したところ、症例1の左MCA-occlusionにおける大脳基底核部のMCA領域においてTEW+TCTで右45.8, 左37.7、TEW+changで39.3, 34.1、non-TEW+changで32.1, 29.7(ml/100g/min)であった(Fig.11)。TEW+TCTはTEW+chang, non-TEW+changと比較して、健側/患側のコ

ントラストの改善、脳血流量の過小評価の改善を示している。又、症例2の右皮質下出血にて右側頭骨外減圧術施行のr-CBFはTEW+TCTで右34.2, 左36.4、TEW+Changで34.6, 31.2 (ml/100g/min)であった(Fig.12)。補正方法による差が左MCAの増加に比して右MCAの有為な変化が認められないことはTEW+TCTが、右側頭骨の有無を考慮した補正方法であることを示唆している⁶⁾

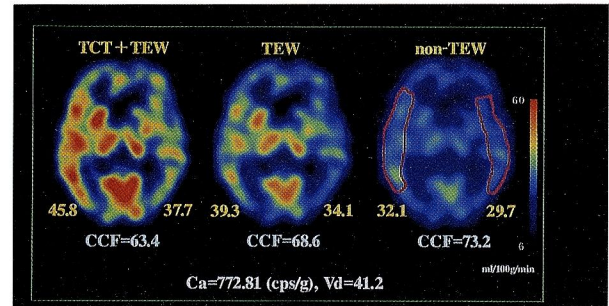


Fig.11 IMP-ARG法で算出された脳血流画像

左内径動脈閉塞例におけるそれぞれの散乱・吸収補正で得られたMCA領域の脳血流量はnon-TEW+Changで右32.1, 左29.7, TEW+Changで39.3, 34.1, TEW+TCTで45.8, 37.7 (ml/100g/min)であった。TEW+TCTは従来の吸収補正の過小評価を是正している。

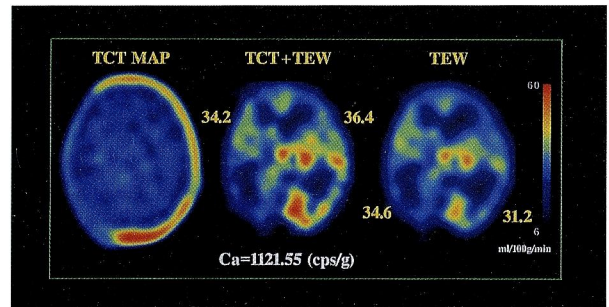


Fig.12 外減圧術施行例の脳血流SPECT定量画像に対するTCT吸収補正法の効果

TEW散乱線補正及びTCT吸収補正を行った脳血流定量画像 (TEW+TCT)とTEW散乱線補正のみを行った脳血流定量画像 (TEW+Chang ($\mu=0.146$))とを比較したところ、前者では、頭蓋骨のない外減圧側の中大脳動脈(MCA)領域の脳血流量の増減がわずか1%であるのに対して、頭蓋骨が存在する非外減圧側のMCA領域の増加率は16.7%となった。頭蓋骨の存在が、脳血流SPECT定量において、脳血流量の過小評価の主たる原因となった。

IV. 考察 (discussions)

結果 2 の吸収補正の理論値補正による中心部の過補正となる現象を説明すると、まず、それぞれの造影剤濃度に対して吸収補正前のprofile曲線 (Fig. 13) に示されるように、TEWでは、造影剤濃度が 0mgI/ml に対し 126, 300mgI/ml のときにファントム輪郭辺縁で 7.1, 12.9% と大きく減弱するが、中心部付近では 2.2, 1.8% となりあまり下がらない。non-TEW においても辺縁部で 6.5, 19.5%、中心部で 1.1, 8.7% と、同様の現象が認められた。疑似骨ファントムの造影剤濃度の増加に対する影響は、ファントム中心部よりも辺縁部のカウント数減少を引き起こした。これは、吸収体と接する面に散乱線が多く含まれることを示唆している。よって、疑似骨ファントムの理論値による中心部の過補正は、ファントム辺縁部のカウント減少を補えないために生ずると考えられた。

また、結果 3 の Fig. 9 に示す、non-TEW + Chang、および TEW + Chang の吸収量が、TCT + TEW よりも過小補正となるのは、辺縁部の減弱効果の補正が不十分なためと思われる。Fig. 14 に示すように Chang の Correction matrix を比較すると、辺縁部の補正効果については TCT の方が高い。今回の実験からも結果 35 に示す通り、輪郭の吸収による減弱を考えない場合には、 $\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \exp(-\mu l_\theta) d\theta$ の補正で十分であったが、骨がある場合には、 $\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \exp(-\mu_{bone} d_{bone} - \mu_{brain} d_{brain}) d\theta$ となり、 $\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \exp(-\mu_{bone} d_{bone}) d\theta$ の辺縁部において過小補正が生ずる。この骨の吸収量の変化によって生ずる一様性の歪みと吸収量の補正を同時に満足させることは、TCT + TEW 以外の測定では見出せなかった。今回の、造影剤を骨密度と仮想した実験は、骨の線吸収係数を 0.22、一定として考えると、5mm ~ 7mm 相当の骨の厚さしか考慮していない。

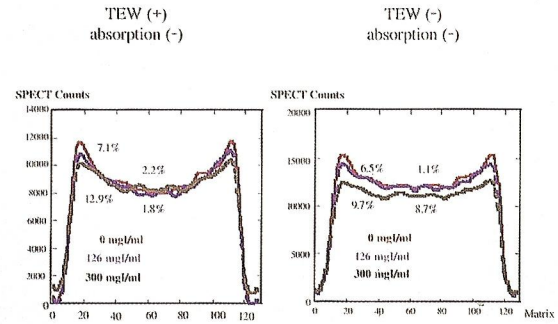


Fig.13 吸収補正前のプロファイル曲線から見た吸収の影響

散乱線補正の有無によるプールファントムの profile 曲線を示している。疑似骨濃度によってファントム中央と辺縁部のカウント減少は異なる。

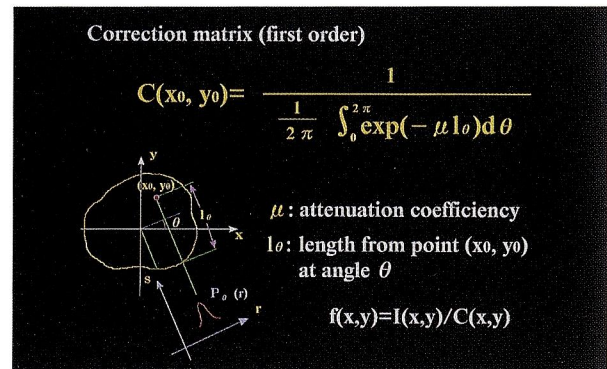


Fig.14 Chang吸収補正法における補正マトリックス

filtered backprojection アルゴリズムによって得られた SPECT 画像に補正 matrix $c(x_0, y_0)$ を当てはめると、減弱効果は打ち消される²⁾。

V. 結論 (conclusions)

従来の吸収補正はSorenson、Chang法に代表されるように、被写体頭部を均一吸収体として考える簡易的吸収補正法であった。疑似骨ファントムを使用した実験では十分に散乱線の補正を行ったとしても、骨吸収によるSPECTカウントの減少、濃度直線性の傾きの低下、散乱線含有率の増加などの問題点が生じた。この原因として、頭部が骨・脳実質から構成される不均一吸収体であるため、頭蓋内部より発せられる光子束が検出器に到達するまでに、吸収・散乱によって減弱される効果が大きく検出器側で利得される分布が、被写体情報の線積分を忠実に反映しないために生ずるものと思われた。TCT+TEWによる補正は、前述の欠点を補う方法と成り得ると考えられる。これまで行われてきた吸収補正は吸収量の補正を無視し、一様性のみを追求することで良いとされていたが、今後、小脳や後頭葉を参照部位とするLateralityを調査する研究には、少なからず影響を与えるであろう。

参考文献

- 1) 飯田秀博、高橋正昭他：Effects of Compton Scatter in Quantitative Brain SPECT. J Nucl Med,33 : 143-151,1996
- 2) Lee-Tzue-Chang: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci, 25 : 638-642,1978
- 3) 尾川浩一他： γ 線による透過型CT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
- 4) Ichihara T, et al: Compton scatter compensation using the triple energy window method for single- and dual-isotope SPECT. J Nucl Med,34 :2216-2221,1993
- 5) 高橋正昭他：平成8年度北海道脳SPECT研究会
- 6) 中川原謙二, 高橋正昭他:SPECT機能画像(メディカルビュー社):64-71,1998