

6. 今後の展望

現在、吸収補正は ^{201}Tl や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤等の心筋血流製剤のSPECTに応用されている。最近では負荷時と安静時で ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤の2核種をそれぞれに使用し、心筋血流量を評価する方法が提唱されている。この際、 ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ はエネルギーが違うので、吸収の影響も異なる。このような場合に吸収散乱補正はエネルギーの違いによるトレーサの心筋内分布を補正できるので、これらを比較読影する際には有用と考えられる。また、心筋gated SPECTに応用することにより、より正確な

血流分布の異常と心機能の異常が評価できるようになる。吸収補正における部分容認効果を改善する目的でもgated SPECTとの併用は有用と思われる。ただし、データ収集時間を考慮すると2検出器型L型ガンマカメラや3検出器型ガンマカメラが必要となる。さらに今後さまざまな技術的問題が解決されれば、吸収散乱補正により正確なSPECT値の定量が可能となり、SPECTも定量評価法としてPETと肩を並べる時代が来ると期待される。

参考文献

- 1) Eisner RL, Tamas MJ, Cloninger K, et al.: Normal SPECT thallium-201 bull's-eye display: Gender differences. J Nucl Med, 29, 1901-1909, (1988).
- 2) Manglos SH, Thomas FD, Gagne GM, et al.: Phantom study of breast tissue attenuation in myocardial imaging. J Nucl Med, 34, 992-996, (1993).
- 3) King MA, Tsui BMW, and Pan TS: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and method of estimating attenuation maps. J Nucl Cardiol, 2, 513-524, (1995).
- 4) Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, et al.: Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging. J Nucl Med, 30, 497-507, (1989).
- 5) 富口静二, 大山洋一, 吉良朋広, 他: ^{201}Tl 心筋シンチグラフィにおけるトランスミッション線源に $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を用いたトランスミッションおよびエミッション同時収集法の有用性. 核医学, 33, 1027-1035, (1996).
- 6) Ficaro EP, Fessler JA, Ackermann RJ, et al.: Simultaneous transmission-emission Thallium-201 cardiac SPECT: Effect of attenuation correction on myocardial tracer distribution. J Nucl Med, 36, 921-931, (1995).
- 7) Chang W, Loncaric S, Huang G, et al.: Asymmetric fan transmission CT on SPECT systems. Phy Med Biol, 40, 913-928, (1995).
- 8) Tan P, Bailey DL, Meikle SR, et al.: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. J Nucl Med, 34, 1752-1760, (1994).
- 9) Ichihara T, Motomura N, Ogawa K, et al.: Evaluation of SPECT quantification of simultaneous emission and transmission imaging of the brain using a multidetector SPECT system with the TEW scatter compensation method and fan-beam collimation. Eur J Nucl Med, 23, 1292-1299, (1996).
- 10) Ficaro EP, Fessler JA, Sherve PD, et al.: Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography: Diagnostic accuracy of attenuation-corrected $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi single-photon emission computed tomography. Circulation, 93, 463-473, (1996).

4. 脳SPECT定量測定における散乱・吸収補正の現状と将来

高橋正昭
中村記念病院

1. はじめに

これまで脳SPECTにおけるSPECT値の取り扱いにはLateral index等の相対比としておもに評価され、SPECT値そのものが問われることはあまりなかった。しかしながら、最近、SPECTによる脳血流量定量測定が臨床応用されるにつれ、局所における脳血流量がいくらかのかが問題となってきている。この脳血流量は、SPECT値をcross calibrationすることで脳内放射能濃度に変換することで求められる。この脳内放射能濃度の分解能に影響を与える因子として、単光子の散乱・吸収があり、triple energy window (TEW)¹⁾に代表される散乱線補正法が臨床現場に普及されたのを契

機に吸収補正法²⁾の在り方が問われ始めている。このシンポジウムでは、被写体内の線吸収係数 μ を一定とするChangの吸収補正法³⁾とTc-99mを外部線源とする γ 線transmission computed tomography (TCT)⁴⁾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(iteration method)を用いたファントム実験および臨床応用について比較検討した。

2. 方法

2-1 TCT

Fig.1に示すように東芝3検出器型GCA9300A/HGの

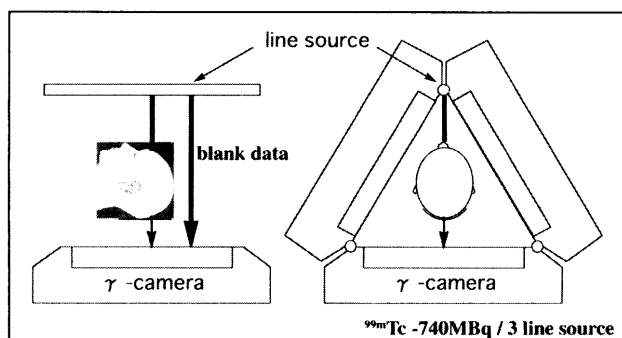


Fig. 1 3 検出器型SPECT装置を用いた場合のγ線トランスミッションCT(TCT)。

3 頂点に740MBq/60mlの濃度のTc-99m水溶液を三つのライン・ソース(2mmφ×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±10%, 128×128マトリクスで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線が被写体を通り過ぎないblank 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。この測定データに自然対数処理を行い、projection dataとした。これを直接再構成アルゴリズムの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した。

2-2 SPECT

TCTと同様に東芝3 検出器型GCA9300A/HG, HR ファンビーム・コリメータを使用し、160keV±12% (sub window 3%), 128×128マトリクスにて、散乱線補正あり、なしの収集を行った。fan beam parallel変換後それぞれの吸収補正法を用い、再構成画像とした。

2-3 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(株式会社京都科学製)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.3a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10例において頭蓋骨の平均吸収値は0.23, 頭蓋内脳部の平均吸収値は0.15であった。ヨード造影剤濃度と線吸収係数の関係はFig.3bに示すとおり、造影剤濃度(x)と線吸収係数(y)の関係は

$$\ln(y) = 5.74 \times 10^{-4} x + 0.157$$

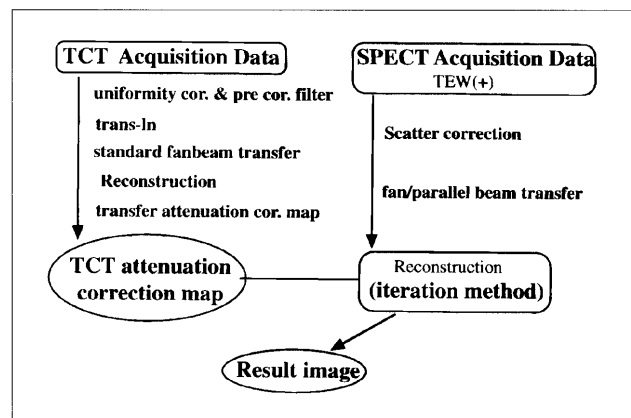


Fig. 2 TCTおよびSPECT処理のフローチャート。

となり、片対数グラフ上で直線的増加を示した。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は、0, 126, 300mgI/mlの3 種類のファントムを用意し、疑似骨とした。

2-4 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。

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($\mu=0.07$)を行った場合(以下、non-TEW+Chang)
- 2) TEWによる散乱線補正を行ってChangの吸収補正($\mu=0.146$)を行った場合(以下、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(以下、TCT+TEW)

以上、三つのパターンの補正方法を用いた。

3. 結果

- (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。ファントム内の媒質、水の線吸収係数は126,300mgI/mlのとき若干下がるもののほぼ0.14に等しく、疑似骨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.3c)。
- (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、攪拌後SPECTを施行しファントム長軸方向に対して一様性を調べた。non-TEW+changは造影剤濃度にかかわらず一様性を示したが、TEW+changは造影剤濃度が上昇するとともにファントム中心部は明らかに凸となった。TCT+TEWは、造影剤濃度の変化にかかわらずほぼ一様性を示した(Fig.4)。また、Fig.5aに示すよ

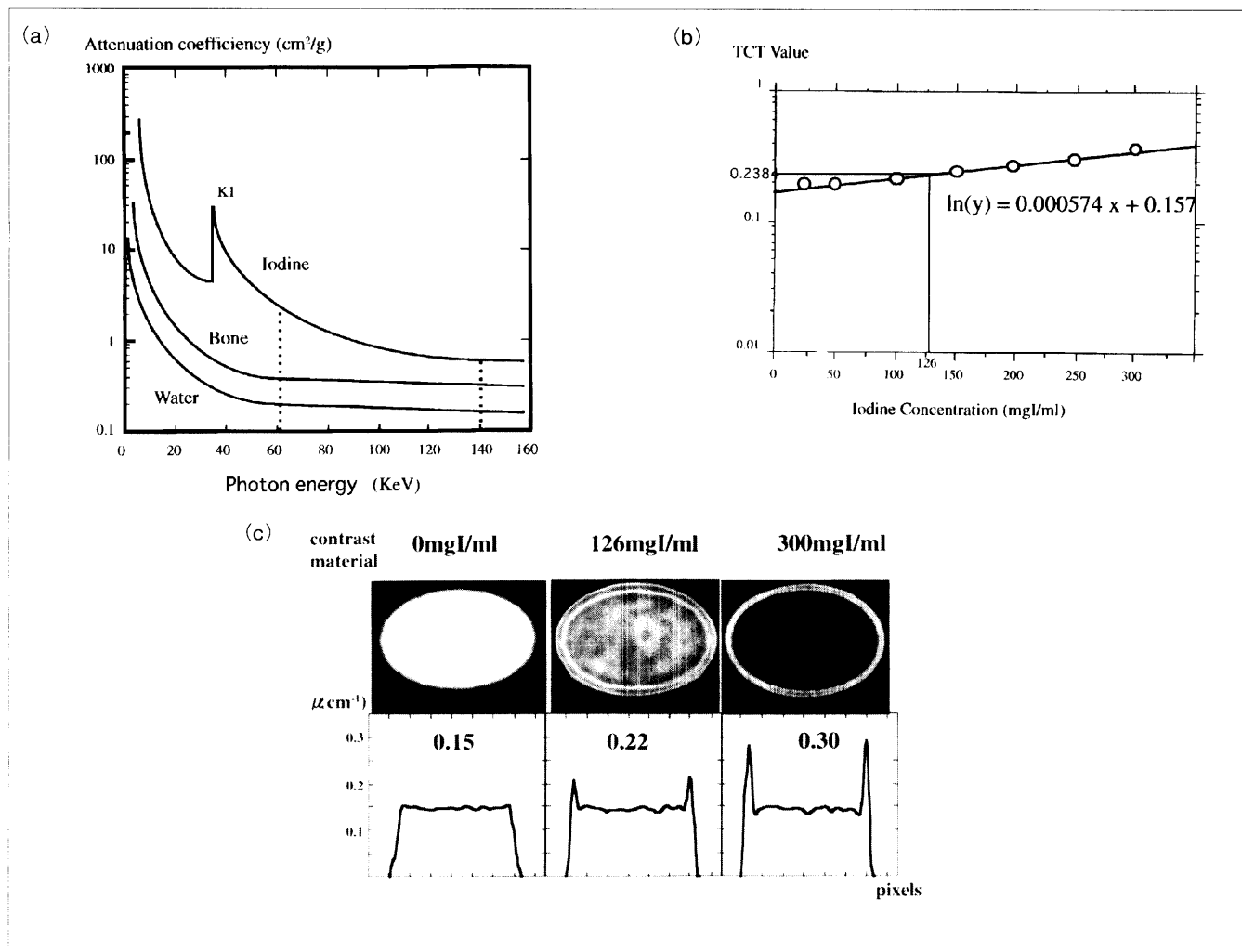


Fig. 3 (a) 光子の実効エネルギーと吸収係数の関係。
 (b) ヨード造影剤とTCTで得られた吸収係数の関係。
 (c) 疑似骨ファントムの吸収係数と μ -mapプロファイル曲線。

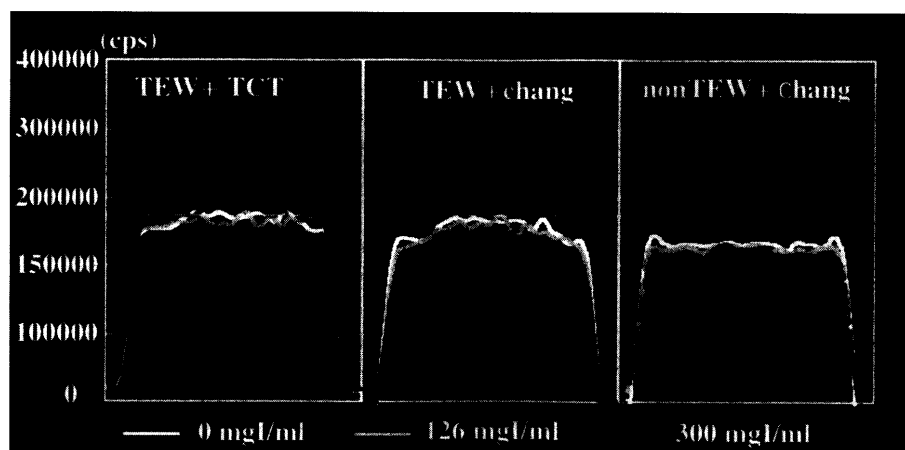


Fig. 4 疑似骨濃度とファントム一様性の関係。

うにファントム中心部に楕円形の関心領域 (1,200pixel)を設定し, SPECTカウン트의平均値を求めた. non-TEW+chang, TEW+changでは, 造影剤濃度増加とともにSPECTカウン트는減少したが, TCT+TEWにおいては造影剤濃度の増

加にかかわらずほぼ等しいカウントとなった (Fig.5b)⁵⁾. また, あらかじめ直径20cm ϕ の亚克力製円柱ファントムを用いて求めたcross calibration factor (CCF)で放射能濃度 (cpm)に変換したところ, TCT+TEWでは造影剤の濃度にかかわ

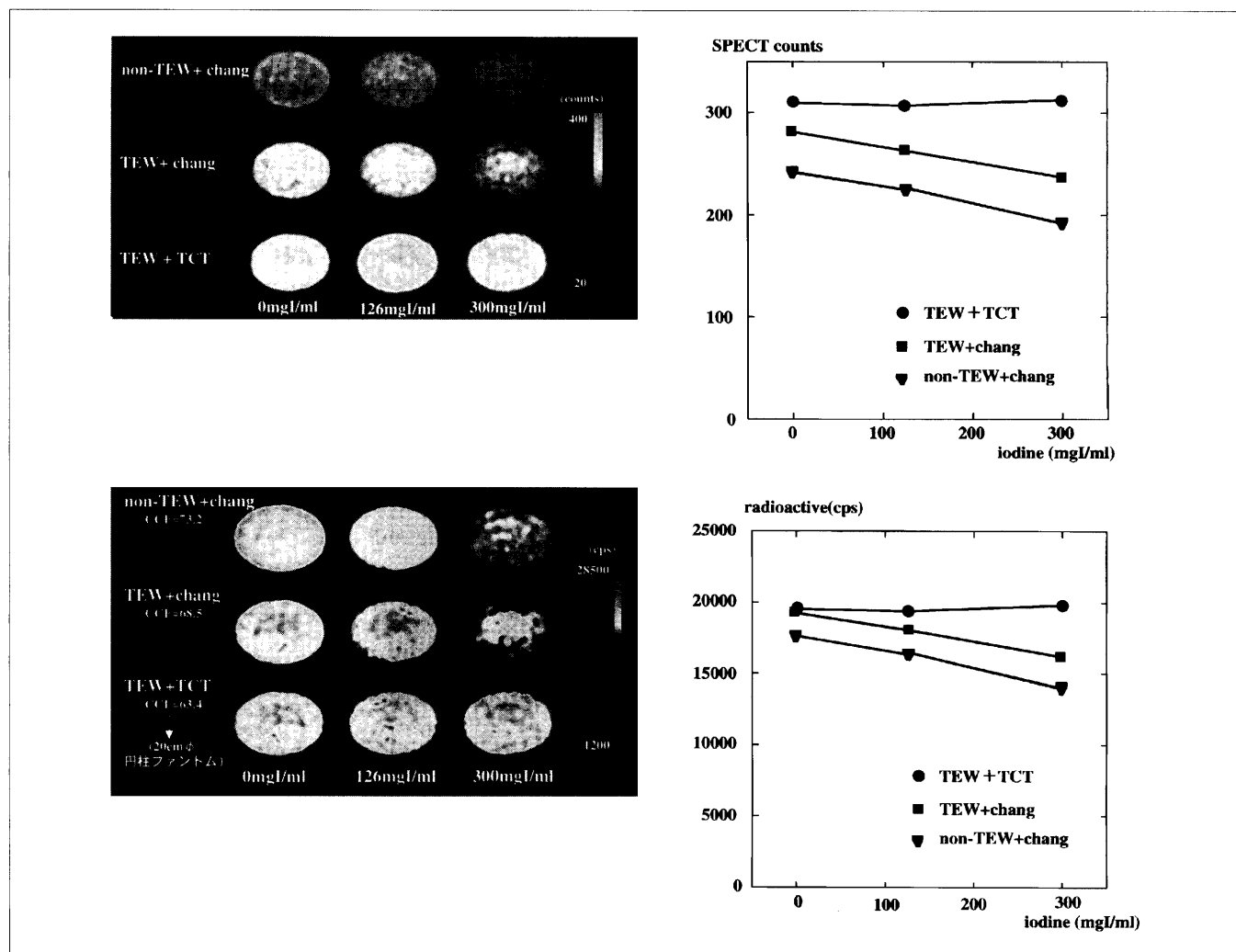


Fig. 5 疑似骨濃度とSPECTカウントの関係.

- (a) 疑似骨濃度別各種吸収補正SPECT画像.
 (b) ROI設定で得られたSPECTカウント.
 (c) CCFで補正された疑似骨濃度別各種吸収補正SPECT画像.
 (d) (c)のときの放射能濃度.

らずほぼ同一濃度となり、吸収量を補償したが、non-TEW+chang, TEW+changでは、造影剤濃度126,300mgI/mlのとき過小評価した(Fig.5c, d).

- (3) 放射能濃度直線性を調べるためPIEファントムを使用して、I-123-IMP水溶液を六つの放射能濃度比0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5, 2.0になるように調整した. TCT+TEWは造影剤濃度の増加にもかかわらず傾きはほぼ等しくなったが、non-TEW+chang, TEW+changでは、造影剤の増加とともに若干の傾きがそれぞれ16.4%, 13.6%の低下が認められた(Fig.6). TCTを用いない吸収補正法は骨の存在によってコントラストの効果が異なることを示唆した.
- (4) 脳ファントム内に線状体を模擬した層を左右に配置し、I-123-IMP水溶液を、右線状体：左線状体：プール層=3：2：1の比となるように放射能濃度を調整した(Fig.7a). ファントム外壁層には

ヨード造影剤0, 128mgI/mlを用いて吸収体有無とした. Fig.7bに示すとおりIndexの評価を3通りとした. 吸収体がない場合、TEW+chang, TEW+TCTは測定値とほぼ等価であるが、non-TEW+changは過小評価となった(Fig.7c). 吸収体がある場合は、TEW+TCTで測定値と等価、non-TEW+changで過小評価、TEW+changで過大評価した(Fig.7d).

- (5) Fig.8bは、CCF値を使用して得られた放射能濃度に変換されたSPECT定量画像に対し、TEW散乱補正およびTCT吸収補正の効果がどの程度なのかをprofile curveで示したものである. TEW散乱線補正を行った場合では、散乱線補正を行わない場合と比較して、低灌流域でより低値、高灌流域でより高値の放射能濃度となっている. また、TEW+TCTの場合では、non-TEW+chang, TEW+changと比較して、高灌流域の放射能濃度

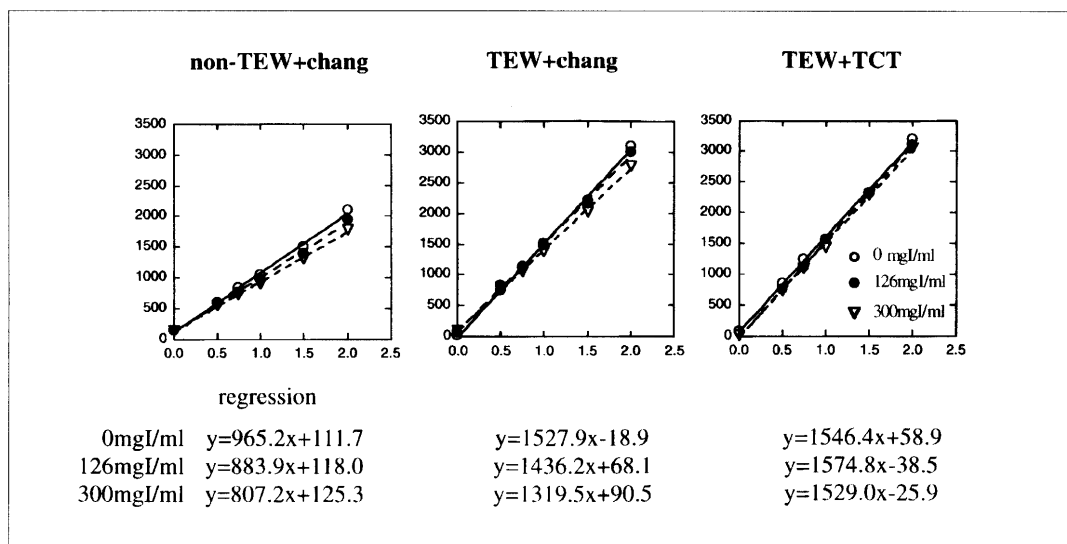


Fig. 6 疑似骨濃度と放射能濃度直線性.

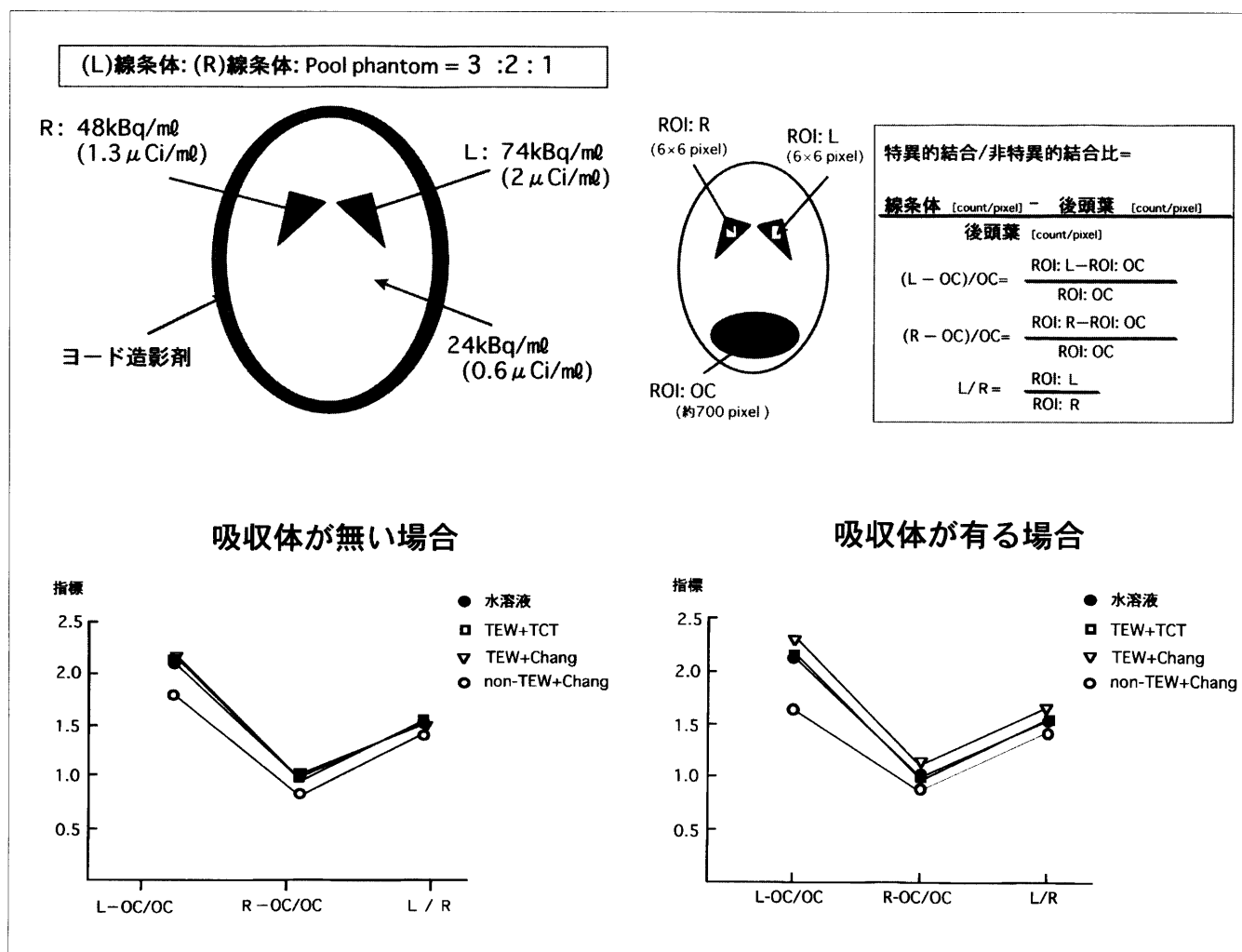


Fig. 7 吸収補正がLateral index等に及ぼす影響.

- (a)線状体を模したファントム.
 (b)indexの定義.
 (c)吸収体がない場合のindex値.
 (d)吸収体がある場合のindex値.

a	b
c	d

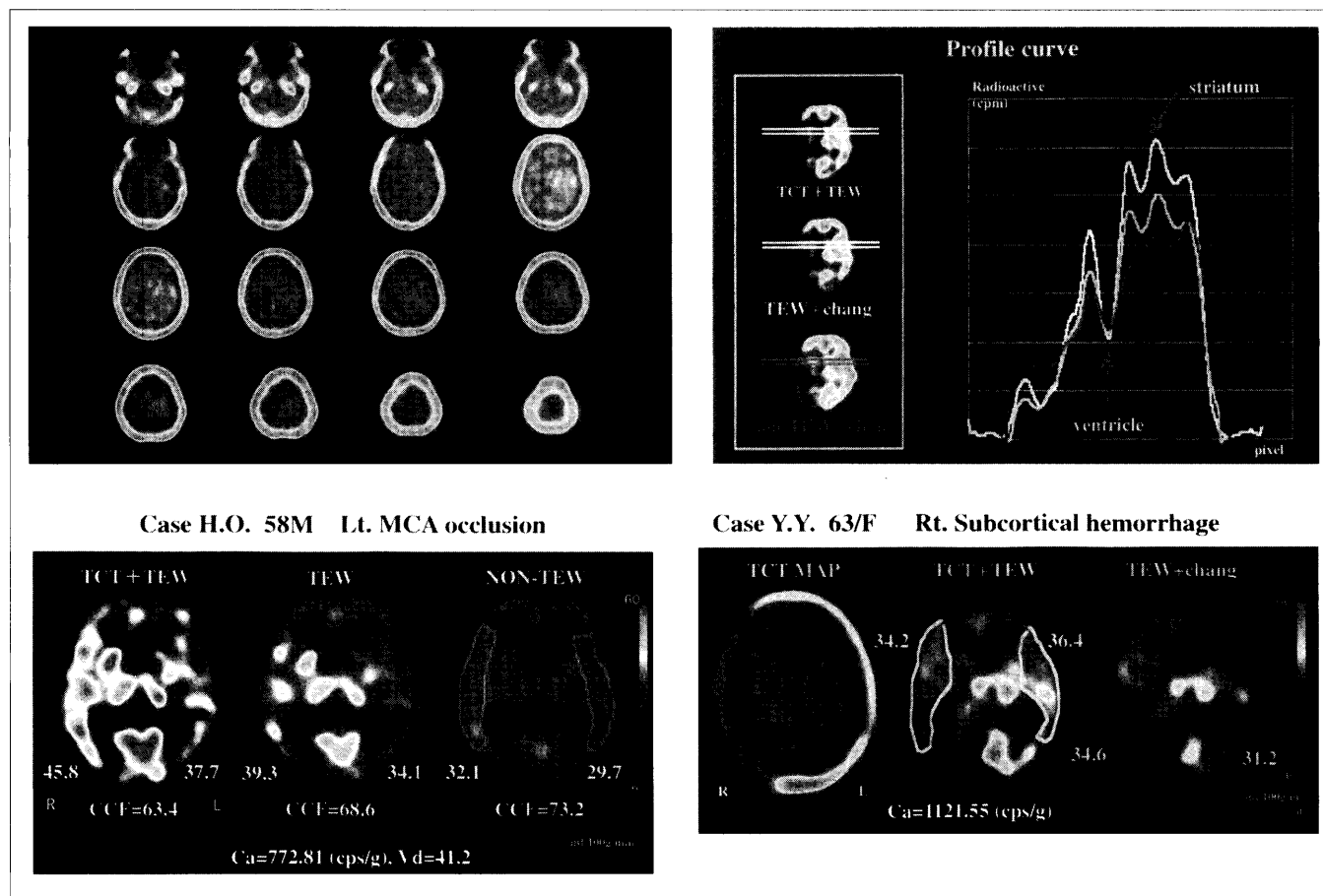


Fig. 8 臨床.

- (a) TCTで算出された頭部の μ -map.
 (b) 放射能濃度変換されたSPECT画像のprofile curveの比較.
 (c) 各吸収補正で算出されたIMP-ARG法脳血流定量.
 (d) 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.

がより高値となっている。これらの補正法により、SPECTによる脳血流の定量画像のコントラストが改善することが示された。

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、Fig.8c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。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、脳血流の過小評価の改善を示している。また、Fig.8dの症例、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。TEW+TCTとTEW+chang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、脳血流の過小評価の主たる原因となった。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⁾。

- (6) SPECTを使用した脳血流量定量測定から推定される散乱・吸収補正法の効果を調査するため、Fig. 9aに示すように一側性病変を有する患者群11例(男性7、女性4)に対し、おのおのの吸収補正で再構成されたIMP-ARG画像に32個(Fig.9b+脳室部に4個のROIを追加)のROI(12pixel ϕ)を設定した。健側領域の安静時脳血流量において各吸収補正法の関係を調査したところTEW+changは、non-TEW+changと比較して、低灌流領域の過大評価の補正、高灌流領域の過小評価の補正が行われた。また、TEW+TCTは、TEW+changと比較して、全灌流領域の過小評価の補正が行われた(Fig.9c)。また、Diamox負荷時の脳血流量においても同様であった(Fig.9d)。次にFig.10に示すように、脳の各領域別(cortical grey matter, deep

(a)

対象**1) 患者群: 11 例 (一側性病変)**

ICA stenosis 4

ICA occlusion 1

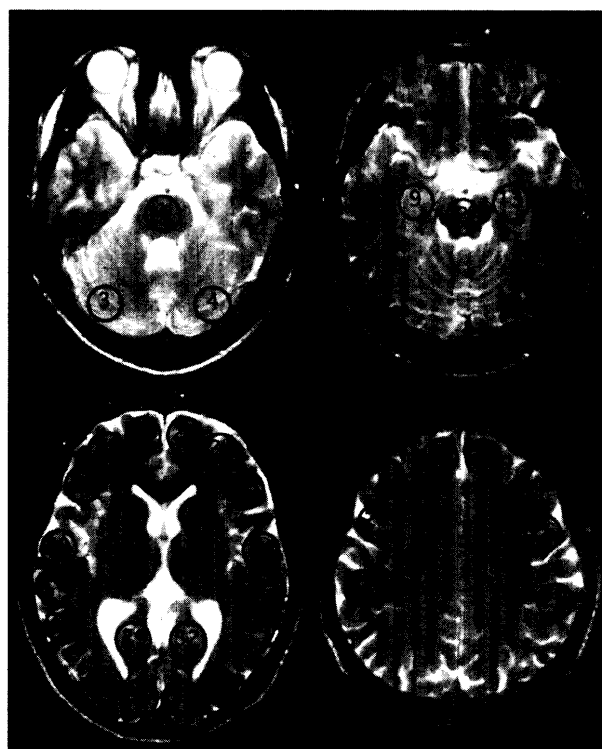
MCA stenosis 2

MCA occlusion 4

M : F = 7 : 4

Age : 66.8 ± 4.8 (58-73)**2) 脳血流定量法: ^{123}I -IMP ARG法**

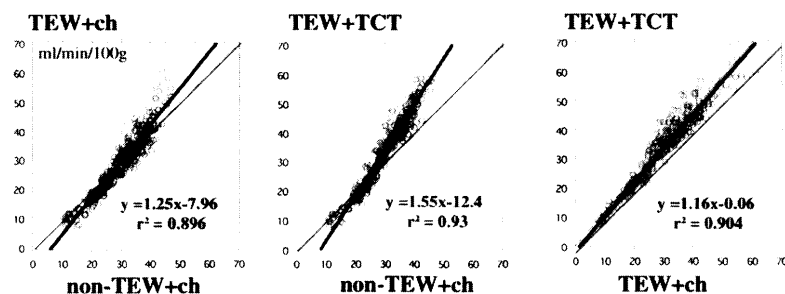
(b)



(c)

Regression
Resting r-CBF in healthy brain

(n=330)



(d)

Regression
Diamox activated r-CBF in healthy brain

(n=330)

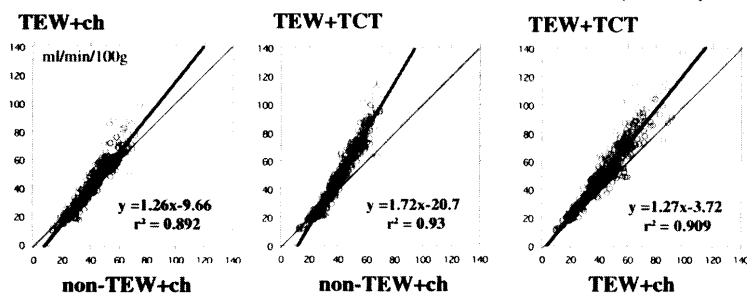


Fig. 9 脳血流定量から推定される散乱・吸収補正法の効果.

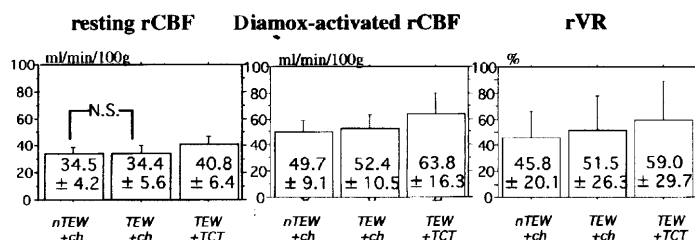
(a) 対象例.

(b) 設定されたROIの表示.

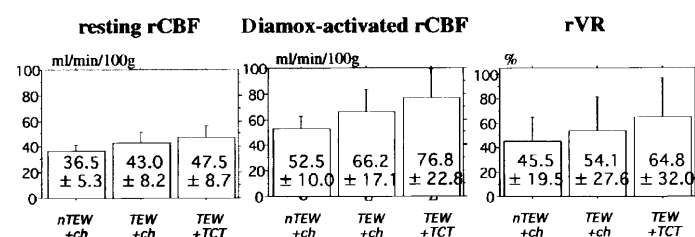
(c) 安静時脳血流定量における各吸収補正の関係.

(d) Diamox負荷時脳血流定量における各吸収補正の関係.

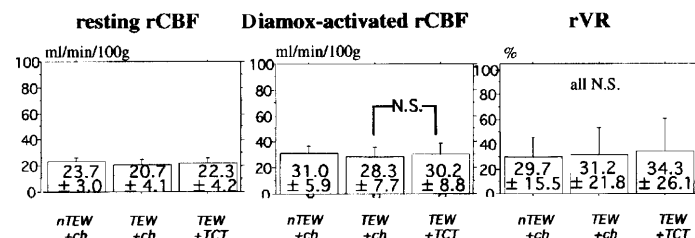
(a) **Assessment of r-CBF and rVR
in cortical gray matter (healthy brain)**
(n=156)



(b) **Assessment of r-CBF and rVR
in deep gray matter (healthy brain)**
(n=26)



(c) **Assessment of r-CBF and rVR
in white matter (healthy brain)**
(n=22)



(d) **Assessment of r-CBF and rVR
in cerebellum (healthy brain)**
(n=22)

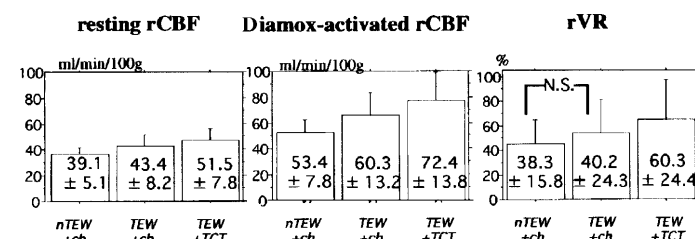


Fig. 10 領域別各吸収補正法で計算された安静時脳血流量, Diamox負荷時脳血流量, 脳循環予備能。

- (a) 大脳皮質領域。
(b) 深部大脳皮質領域。
(c) 白質領域。
(d) 小脳領域。

grey matter, white matter, cerebellum)に健側領域の安静時脳血流量, Diamox負荷時脳血流量, 脳循環予備能を調べたところ, cortical grey matter, deep grey matter, cerebellumでTEW+TCTは他の補正方法よりも脳血流量が高い値を示し, 他の補正法による過小評価の補正が成された。また, 脳血流量の比較的小さいwhite matterではTEW+TCTは他の補正法と同程度の脳血流量を示した。

5. 結 論

現在使用されている吸収補正Chang法は, 被写体(頭部)を均一吸収体(μ を一定)として考える吸収補正法である。散乱線の補正を行う利点は, 使用するエネルギーに対して被写体の線吸収係数値を使用することが可能となったことにある⁷⁾。疑似骨ファントムを使用した実験では, 散乱線の補正が行われたとしても, 吸収体「骨」によるSPECTカウントの低下を起因とする放射能濃度直線性の傾きの低下(コントラスト低下)が生じた。また, 脳血流量算出において欠かせないSPECT値を放射能濃度に変換するcross calibration factorは円柱ファントムの一様性を満たす μ の設定で行われており骨濃度の変化に対応していない。仮に骨濃度を模擬したファントムを使用しても一様性を満足させるには μ を過小設定せざるを得ない, いわゆる吸収量を補償することはできないのである。よって臨床における放射能濃度の変換にはいつもmiss matchが生じている。TCT+TEWによる補正は被写体の μ -mapを正しく計測し, 吸収補正する方法であり, 前述の一様性と吸収量の補償の両者を満足させる方法と言えるであろう。今後, この線吸収係数 μ を正しく計測する方法は脳血流量測定はもとより, 小脳や後頭葉を参照部位としてトレーサの濃度変化を評価する核医学研究にも少なからず影響を与えるものと考えられる。

参考文献

- 1) Ichihara T, Motomura N, Ogawa K, et al.: Compton scatter compensation using the triple energy window method for single- and dual-isotope SPECT. J Nucl Med, 34, 2216-2221, (1993).
- 2) 鈴木茂人: SPECTにおける不均一媒質に対する吸収補正. MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 14(1), 80-87, (1996).
- 3) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci, 25, 638-642, (1978).
- 4) 尾川浩一: 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).
- 5) 高橋正昭, 関戸雄一, 中川原譲二, 他: 平成8年度北海道脳SPECT研究会
- 6) 中川原譲二: SPECT機能画像. 64-71, メディカルビュー社, 東京, (1998).
- 7) 飯田秀博, 高橋正昭, 木村信篤, 他: Effects of Compton scatter in quantitative brain SPECT. J Nucl Med, 33, 143-151, (1996).

5. 核医学吸収補正用線源にかかる医療法上の問題について

佐々木健
厚生省医薬安全局安全対策課

1. 問題の所在

核医学吸収補正用線源にかかる医療法上の問題の所在は二点ある。

一点目は、使用の場所の制限である。吸収補正用線源は、現行の医療法施行規則上、診療用放射線照射装置が診療用放射線照射器具に分類される。SPECT装置を使用する際に、放射線医薬品を患者に投与する必要があるが、この投与は、診療用放射線同位元素使用室内で行わなければならない。現在、医療法施行規則第30条の14の規定により、診療用放射線同位元素使用室で診療用放射線照射装置と診療用放射線照射器具を使用することはできない。

二点目は、診療用放射線照射装置の防護である。補正用線源が診療用放射線照射装置に分類される場合、医療法施行規則30条の3の規定により、照射口には適当な二次電子濾過板をもうけることや、照射口は診療用放射線照射装置使用室の室外から遠隔操作によって開閉できる構造のものとすることが求められている。

2. 検討の経緯と今後の展望

医療放射線を取り巻く種々の問題を検討するため、

平成10年1月に医薬安全局長の私的懇談会として「医療放射線安全管理に関する検討会」が設置された。

本検討会は、①在宅医療の推進、②規制緩和の推進、③新しい医療技術への対応、④放射線防護に関する国際防護への対応、⑤放射線治療における放射線防護の適正化の課題、について検討している。

平成10年12月25日に開催された第6回検討会において、吸収補正用線源についての臨床上の有用性につき報告がなされた。

その報告を受け、本検討会に新しい医療技術の取り込みに関する作業班を設置し、その場で吸収補正用線源の安全性や法令上の問題点につき検討を行った。

平成11年3月29日に開催された第7回検討会において、当該作業班より検討の成果が報告され、それを踏まえて検討会でご議論いただいたところであり、基本的には、吸収補正用線源についても使用可能となるよう医療法施行規則を改定することとなった。

今後、細部の詰めを行い、放射線審議会に諮問し答申を得た後、医療法施行規則の改正を行っていく予定である。