



Title	脳血流SPECT像に及ぼす頭蓋骨の影響
Author(s)	松岡, 伸; 篠原, 広行; 山本, 智朗 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(14), p. 816-823
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15683
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

脳血流SPECT像に及ぼす頭蓋骨の影響

松岡 伸¹⁾ 篠原 広行¹⁾ 山本 智朗¹⁾ 新尾 泰男¹⁾ 島 英樹¹⁾ 山田 盛久¹⁾
長谷部 伸¹⁾ 内山 勝弘¹⁾ 國安 芳夫¹⁾ 高橋 宗尊²⁾ 横井 孝司²⁾

1)昭和大学藤が丘病院放射線科 2)島津製作所医用技術部

Effect of the Skull on Brain Perfusion SPECT Imaging

Shin Matsuoka¹⁾, Hiroyuki Shinohara¹⁾,
Tomoaki Yamamoto¹⁾, Yasuo Niio¹⁾,
Hideki Shima¹⁾, Morihisa Yamada¹⁾,
Shin Hasebe¹⁾, Katsuhiro Uchiyama¹⁾,
Yoshio Kuniyasu¹⁾, Munehiro Takahashi²⁾
and Takashi Yokoi²⁾

Because attenuation gradually decreases reconstructed counts from the periphery to the center portion of the object, the deep region far from the detector is not clearly observed if attenuation is not compensated. In brain perfusion SPECT, diagnosis is sometimes made using filtered back projection images without attenuation compensation (FBP). Brain perfusion SPECT has the unique characteristic that the radiopharmaceutical accumulates only within the brain and is never taken up by the surrounding skull. This study investigated the effect of skull on brain perfusion SPECT reconstructed with FBP. We theoretically derived the relation between the counts of brain and the linear attenuation coefficient of skull. It was found that the difference in reconstructed counts between the deep gray matter and peripheral gray matter decreased due to the existence of the skull. This result indicated that the deep gray matter was inclined to be visible if the FBP images were displayed according to relative counts normalized to the maximum count of each image. In order to confirm this, we made a numerical phantom with realistic human brain and skull contours on the basis of MR images from a normal volunteer. The linear attenuation coefficient of brain was assumed to be 0.15 cm^{-1} , while that of skull was assumed to be 0.26 cm^{-1} (denoted as BONE+) or 0 cm^{-1} (BONE-). In accordance with the theoretical results, the deep gray matter of BONE+ images was more clearly observed than that of BONE- images, if these were displayed using the relative counts of each image. The physical phantom experiments also supported the theoretical and numerical phantom studies.

Research Code No. : 208.2

Key words : Brain perfusion SPECT, Computer simulation, Numerical head phantom

Received Jul. 10, 1998; revision accepted Sep. 21, 1998

1) Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital
2) Department of Medical Systems, Shimadzu Corporation

はじめに

最近のSPECT装置は不均一吸収補正が可能な透過型CT (TCT) を装備し、従来より定量的な画像再構成を可能にしている¹⁾⁻⁴⁾。しかし、我が国では線源の使用に関わる法律的な問題もあり、TCTが臨床で施行されるケースは少ないので現状である。X線CTを施行すれば頭蓋骨の形状と線減弱係数の分布も得られるが、被験者の被曝の増大、検査時間の延長、X線CTとSPECTの位置合わせなどの問題がある。その結果、吸収補正是通常、頭部を一様吸収体と仮定しSorenson法⁵⁾あるいはChang法⁶⁾などが用いられている。一様な濃度の円形な線源や橢円形の線源を吸収補正をしないで再構成すると、中心部ほど濃度が低下しSorenson法やChang法はそれを補正するのに有効である。

ところで、1997年の第47回日本核医学会関東甲信越地方会において、脳血流SPECTでは吸収補正をしないでも基底核、視床などの深部灰白質がそれなりに見えることがある。その理由は何かという質問があった。吸収補正をしない場合、通常、画像の最大カウントを基準にして表示している。深部灰白質が見えやすくなることが、病態に無関係に物理的に起こり得るか否かを明らかにすることは、読影するうえでたいへん意味があることと考えられる。

著者らはその現象にはガンマ線の散乱と吸収が関係すると考え、本研究では以下の検討を行った。はじめに、脳血流SPECT像に及ぼす頭蓋骨によるガンマ線の吸収の影響を数式化した。頭蓋骨は周辺部灰白質と深部灰白質の濃度差を小さくする効果をもち、このため頭蓋骨がない場合に比較し深部灰白質が見えやすくなることが導かれた。これを検証するため正常ボランティアのMR像をもとに頭部数値ファントムを作成し、それを吸収補正をしないでフィルタ補正逆投影法(FBP)により再構成し、頭蓋骨の有無により深部灰白質の見えやすさが異なるかを視覚的に評価した。また、プロフィール曲線により定量的に再構成値を比較した。つぎに、深部灰白質の見えやすさに対するガンマ線の散乱の影響を、別の頭部数値ファントムと水中で測定した線広がり関数を用いて調べた。さらに、模擬頭蓋骨を装着した円柱プールファントムと脳ファントムのSPECT像を収集し、散乱補正をしない場合とした場合のそれぞれの投影データを吸収補正をしないでフィルタ補正逆投影法により再構成し比較した。これらに基づき、吸収補正をしない場合

に脳血流SPECT像では、主として頭蓋骨によるガンマ線の吸収が深部灰白質を見えやすくすることを示すことができた。

方 法

1. 頭蓋骨によるガンマ線の吸収の影響

脳血流SPECTは¹²³I-IMP, ^{99m}Tc-HMPAO, ^{99m}Tc-ECDなどの放射性医薬品が脳にのみ集積し、頭蓋骨には集積しないところに特徴がある。^{99m}Tc-HMPAOは頭皮への集積が見られるが、以下においてはその影響は僅かとし無視する。サンプリング間隔をwとして直径D、一様濃度(ρ)の円線源をN個サンプリングし、それをrampフィルタgにより重畳積分するときの離散式は以下のように表される。

$$N_{i,j}^* = \sum_{i=1}^N N_{i,j} \cdot g_m \cdot w \quad m = (i - i) \quad (1)$$

ここで、添字のjは角度、iは投影の位置を表し、 $N_{i,j}$, $N_{i,j}^*$ はそれぞれフィルタ補正前後の投影データである。wとNの間には

$$w \cdot N = D \quad (2)$$

の関係があり、 f_m をフィルタ重みとすると g_m は

$$g_m = f_m / w^2 \quad (3)$$

角度サンプリングを180度についてMとすると、フィルタ補正逆投影法による再構成像は以下のように表される。

$$I(r) = \frac{1}{w} \cdot \left(\frac{\pi}{M} \right) \sum_{j=1}^M N_j^*(r) \quad (4)$$

ここで、 $N_j^*(r)$ は角度j、原点からの距離rにおけるフィルタ補正後の投影データである。(1)式のiとjは整数であり、 N_{ij}^* と $N_j^*(r)$ はいずれも角度jにおけるフィルタ補正後の投影データを表すが、後者は逆投影において補間が行われるため一般にiとrは異なる。

Fig.1のように脳を放射能(RI)濃度が一定(ρ)な半径aの円(直径D)、その線減弱係数を一定値 μ_T 、頭蓋骨を厚さ(b-a)の円形なリング、その線減弱係数を μ_B 、投影方向をθ、円の中心からの点を(r, θ)とすれば、

$$L(r, \theta) = 2\sqrt{a^2 - (r \cos \theta)^2} \quad (5)$$

$$A(r, \theta) = \frac{1 - \exp(-\mu_T L(r, \theta))}{\mu_T L(r, \theta)} \quad (6)$$

$$B(r, \theta) = \exp\left(-\mu_B \left(\sqrt{b^2 - (r \cos \theta)^2} - \sqrt{a^2 - (r \cos \theta)^2}\right)\right) \quad (7)$$

ここで、 $L(r, \theta)$ は投影線が脳を横切る長さ、 $A(r, \theta)$ は脳によりガンマ線が減弱される割合、 $B(r, \theta)$ は頭蓋骨によりガンマ線が減弱される割合を表す。 $A(r, \theta)$ を角度方向について平均すると、

$$A(r) = \int_0^{2\pi} A(r, \theta) d\theta / 2\pi \quad (8)$$

脳と頭蓋骨によるガンマ線の吸収率を角度方向について平均したものをS(r)とすれば、

$$S(r) = \int_0^{2\pi} A(r, \theta) \cdot B(r, \theta) d\theta / 2\pi \quad (9)$$

(9)式は¹²³I-IMP, ^{99m}Tc-HMPAO, ^{99m}Tc-ECDのように、頭蓋骨には集積しない脳血流SPECT用の放射性医薬品においてのみ成立する。頭蓋骨に集積するような²⁰¹Tl脳SPECTでは、脳と頭蓋骨によるガンマ線の吸収率は(9)式のような簡単な式で表すことができない。

一様な濃度の円線源の場合、rampフィルタあるいはShepp-Loganフィルタなどの再構成フィルタの重みと円の投影データの間には、以下の関係式が成立する⁷⁾(付録にて導出)。

$$\sum_m \alpha_m \cdot f_m = \frac{1}{\pi N} \quad (10)$$

ここで、 α_m は規格化定数である。i番目の投影データを N_i 、円の中心の投影データを N_c とすれば、両者の関係は規格化定数を α_i として以下のように表される。

$$N_i = N_c \alpha_i \quad (11)$$

ここで、 N_c に対し $\alpha_i = 1$ である。一様な濃度の円線源の再構成値 $I(r)$ は、(10)式を用い以下のように表される。

$$\bar{I}(r) = \frac{\pi}{w} \cdot A(r) \cdot \left(\frac{\rho D}{\pi N} \right) \quad (12)$$

(12)式はLimらによって導かれたものである⁷⁾。円の周囲に

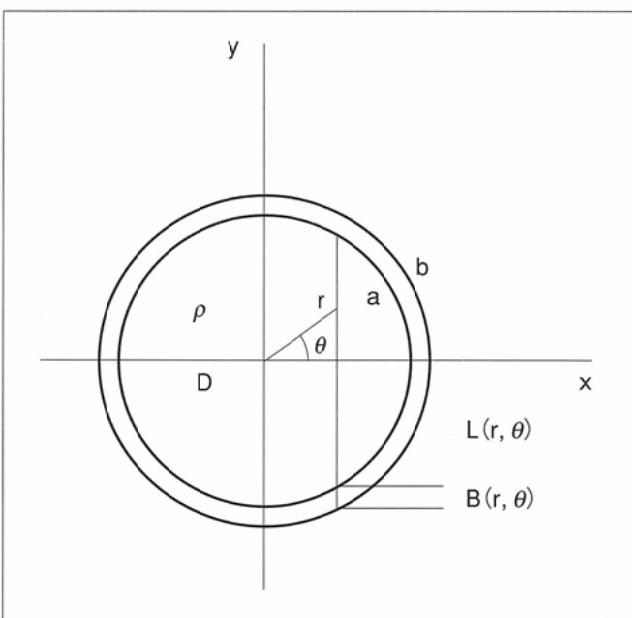


Fig.1 Schematic representation of brain perfusion SPECT. (x, y) is the fixed coordinate, a is the radius of brain and (b-a) is the thickness of skull. ρ is uniform concentration of radiopharmaceutical accumulates within the brain with diameter D. L(r, θ) is the length of brain and B(r, θ) the attenuation due to skull along the projection line (r, θ), respectively.

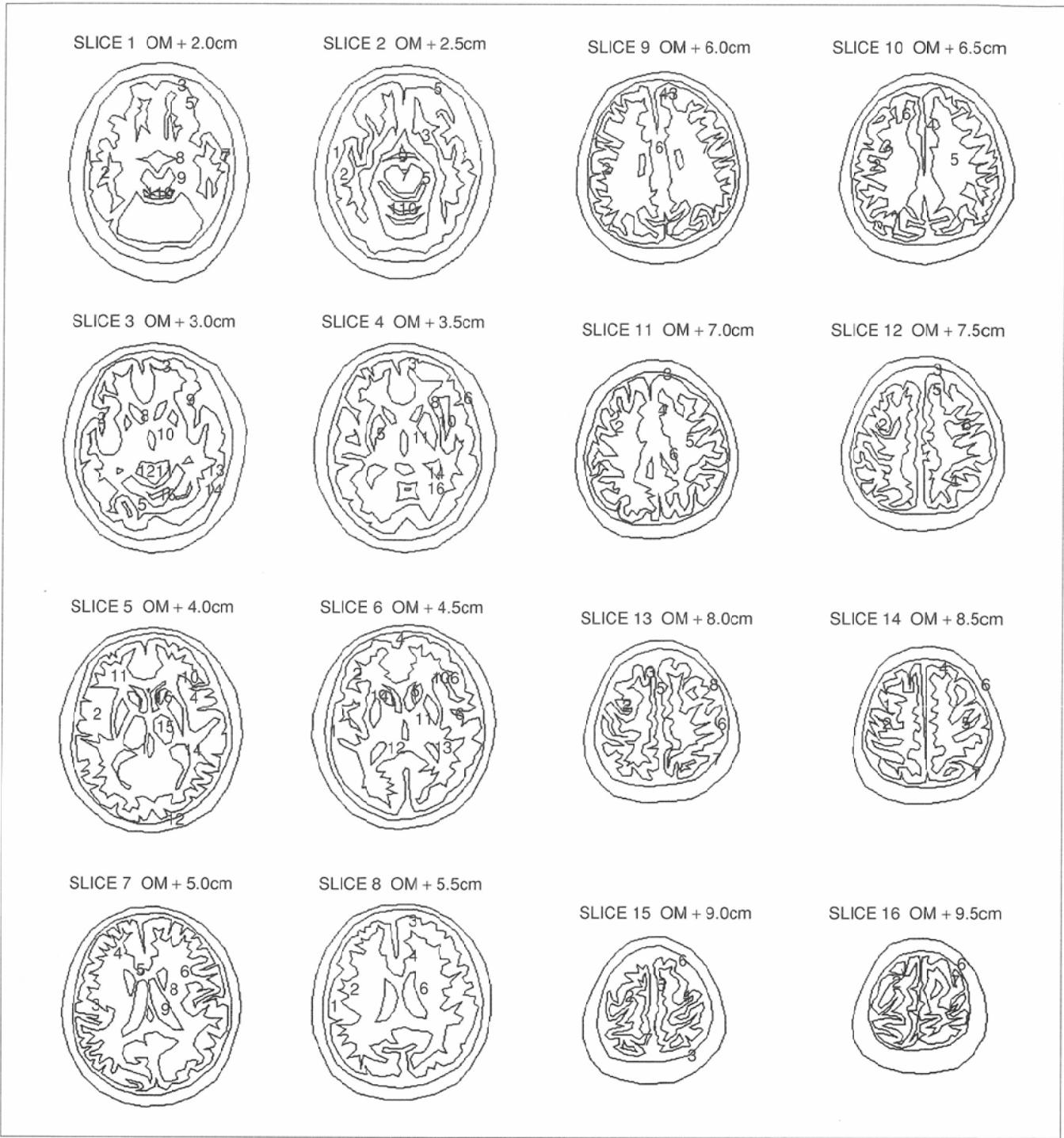


Fig.2 Numerical head phantom 1 using the MR images with normal volunteer.

厚さ(b-a)のリング状の頭蓋骨がある場合の再構成値は、

$$\bar{I}(r) \approx \frac{\pi}{w} \cdot S(r) \cdot \left(\frac{\rho D}{\pi N} \right) \quad (13)$$

これらより、円内の任意の点におけるフィルタ補正逆投影法による再構成値を、頭蓋骨がないとした場合とある場合について計算した。

2. 頭部数値ファントムの作成

正常ボランティア1名(26歳、男性)にMR(Resona、横河メディカルシステムズ)を施行し、画像入力装置を介してコンピュータに入力した。Fig.2のように眼窩外耳線(OMライ

ン)上2.0cmから頭頂部にかけ、0.5cm間隔で脳および頭蓋骨をトレースし関心領域(ROI)イメージを作成した。続いて、Table 1のように大脳最大横径とそれに垂直な縦径、およびそれらの位置での頭蓋骨の厚さを測定した。大脳最大横径の計測は長谷川らの方法⁸によった。ROIイメージから脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0.26\text{cm}^{-1}$ と仮定し 128×128 マトリクスの数値ファントムを作成した。この際、ガンマカメラの有効視野を 24.5cm としたので、1画素は 1.9mm である。灰白質：白質：脳室の放射能濃度はそれぞれ5:2:0とした。 128×128 マトリクスで得たRI分布、吸収体分布を64直線サンプリング、64角度サン

Table 1 Numerical head phantom 1 using the MR images with normal volunteer

Slice	Brain Length (cm)		Skull Thickness (cm)	
	x	y	x	y
1	13.1	15.4	1.3	1.3
2	13.5	16.0	1.0	1.3
3	13.5	16.0	1.2	0.94
4	13.5	16.0	1.3	0.83
5	14.2	16.5	1.0	0.83
6	13.8	16.0	1.2	0.83
7	14.0	16.0	0.94	0.83
8	13.8	14.8	0.94	0.94
9	13.8	14.8	0.73	1.0
10	13.3	13.8	0.94	1.3
11	13.3	13.5	0.83	1.2
12	13.8	12.5	0.83	1.4
13	11.3	11.5	1.0	1.3
14	11.5	11.5	0.94	1.3
15	9.2	8.8	1.3	1.5
16	9.6	8.8	1.3	1.5

プリングのデータとし、細羽らの面積重みの方法により投影した⁹⁾。画像再構成は再構成フィルタにShepp-Loganフィルタ¹⁰⁾、逆投影の補間に線形補間を用い、フィルタ補正逆投影法により 64×64 マトリクスで行った。

再構成像は1)脳および頭蓋骨の線減弱係数を零としたもの(吸収補正が正確に行われた画像に相当しTRUEと略)、2)脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0\text{cm}^{-1}$ としたもの、3)脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0.26\text{cm}^{-1}$ としたものの計3種類を作成した。

3. ガンマ線の散乱の影響

JIS SPECTファントムを用い、内径1.2mm、長さ20cmの ^{99m}Tc 線線源5本を水を満たした直径20cm、高さ20cmの円筒に入れ後述のSPECTを施行した。サイノグラムより、半値幅(FWHM)1.1cm、1/10幅(FWTM)2.5cmおよびFWHM1.2cm、FWTM5.1cmの散乱成分を含む点広がり関数を作成した。前者はファントム表面から2.5cmにおける線線源の点広がり関数、後者はファントム表面から10cmにおける線線源の点広がり関数に相当する。一方、散乱を含まない点広がり関数には、それぞれの半値幅のガウス関数を仮定した。

Fig.3に示す横14cm、縦18.5cm、側頭部の頭蓋骨の厚さ0.6cm、前頭部および後頭部の頭蓋骨の厚さがそれぞれ1.5cm、0.64cm、灰白質濃度と白質濃度比を4:1と仮定した頭部数値ファントムを作成した。これより1)脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0.26\text{cm}^{-1}$ 、2)脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0\text{cm}^{-1}$ とした2種類の投影データを作成した。正確には、散乱を含む点広がり関数は位置に依存するが、本稿では位置に依存しないと仮定しそれら投影データと2つの点広がりを重畳後、フィルタ補正逆投影法により再構成した。

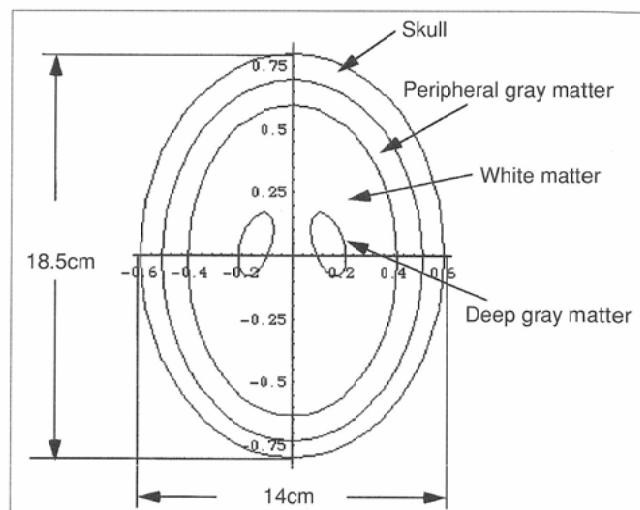


Fig.3 Numerical head phantom 2 used for the investigation of the effect of scatter on brain perfusion SPECT.

シマ線の散乱がある場合とない場合についてプロファイル曲線を比較した。

4. ファントム実験

4-1. ファントム

直径16cm、高さ20cmのポリエチレン製試薬瓶を ^{99m}Tc 水溶液で満たし、その一部をガーゼに石膏を塗布した材料を重ねて巻き付け幅5cm、厚さ1.7cmの模擬頭蓋骨付き円柱プローファントムとした。また、京都科学製脳ファントムの周囲を同材料を重ねて巻き付け、幅3cm、厚さ1.7cmの模擬頭蓋骨付き脳ファントムとした。模擬頭蓋骨の140keV光子に対する線減弱係数は、Prism 3000に装着したTCTを用いて測定し 0.184cm^{-1} であった。灰白質:白質:脳室の ^{99m}Tc 水溶液の濃度比は4:1:0とした。

4-2. データ収集と画像再構成

Prism 3000XP(Picker製)によりファントムのSPECTを施行した。収集条件は高分解能ファニビームコリメータ、回転半径19cm、メインウインドウ140keV 15%，サブウインドウ126keV 5%，直線サンプリング128(1画素3.56mm)，角度サンプリング120/360度、20分間の連続回転である。メインウインドウを140keV 15%と狭く設定したのは、(13)式をファントム実験によって検証するに際し、できるだけ散乱成分を除きデータ収集をするためである。平滑化処理はメインウインドウの投影データを次数8、遮断周波数0.3cycle/画素のButterworthフィルタにより、またサブウインドウの投影データを次数8、遮断周波数0.18cycle/画素の同フィルタにより行った。散乱補正是TEW法¹¹⁾を用いた。

画像再構成は再構成フィルタにShepp-Loganフィルタ、逆投影の補間に線形補間を用い、フィルタ補正逆投影法により 128×128 マトリクスの画像を得た。

結 果

Fig.4に一様な濃度の直径14cmの円線源の(12)式による再構成値と、その周囲に厚さ1cmの頭蓋骨がある場合の(13)式による再構成値を示す。Fig.4では前者をBONE-、後者を

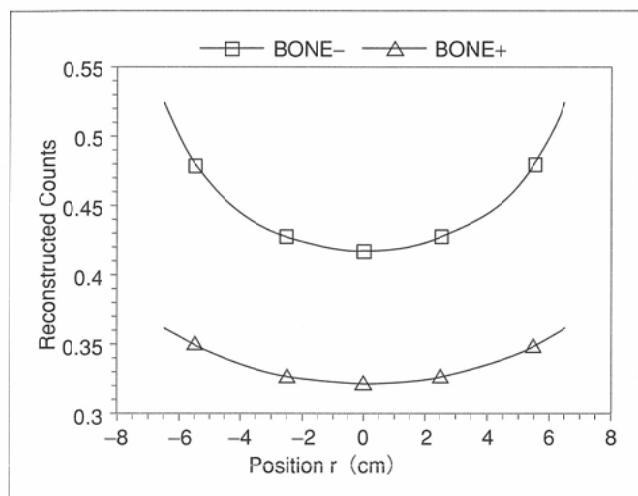


Fig.4 Counts profiles of brain perfusion SPECT given by Eq.13, where following parameters were assumed: $a = 7 \text{ cm}$, $b = 8 \text{ cm}$, $\mu_T = 0.15 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_B = 0.26 \text{ cm}^{-1}$ in Fig.1.

BONE+と表示している。頭蓋骨がある場合(BONE+), 円の濃度は頭蓋骨がない場合(BONE-)の濃度よりも全体的に低下するが、円の周辺部と中心部の濃度差は頭蓋骨がない場合に比較し小さくなる。これは頭蓋骨によるガンマ線の吸収の影響が、それに隣接する円の周辺部において大きいこ

とを意味する。

Fig.5Aに頭部数値ファントムの視床レベル(Fig.2のスライス7)のフィルタ補正逆投影像を示す。上段左は原画像、上段右は脳および頭蓋骨の線減弱係数を 0cm^{-1} とした投影データからの再構成像(TRUE), 下段左は脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0\text{cm}^{-1}$ とした投影データからの再構成像(BONE-), 下段右は脳の線減弱係数を $\mu_T = 0.15\text{cm}^{-1}$ 、頭蓋骨の線減弱係数を $\mu_B = 0.26\text{cm}^{-1}$ とした投影データからの再構成像(BONE+)を示す。TRUEの再構成値の最大値を基準に画像表示すれば、深部灰白質は頭蓋骨によるガンマ線の吸収がある下段右(BONE+)の方がそれがない下段左(BONE-)よりも見えにくくなっている。一方、Fig.5Bのように各画像の最大値を基準に表示すれば、Fig.5Aとは逆に深部灰白質は下段右(BONE+)の方が下段左(BONE-)よりも見えやすくなる。Fig.5CはFig.5Bの表示法による画像の中心部のプロフィール曲線を示す。再構成値の深部灰白質/周辺部灰白質の比は、頭蓋骨がある場合の方(BONE+)がない場合(BONE-)に比較し大きく、視覚的評価における深部灰白質の見えやすさを裏付けており、(13)式から予想される結果と一致する。

Fig.6にFig.3の頭部数値ファントムについて、深部灰白質に対するガンマ線の散乱の影響を示す。Fig.6Aは頭部数値ファントムと散乱を含む点広がり関数の重畠を示し、

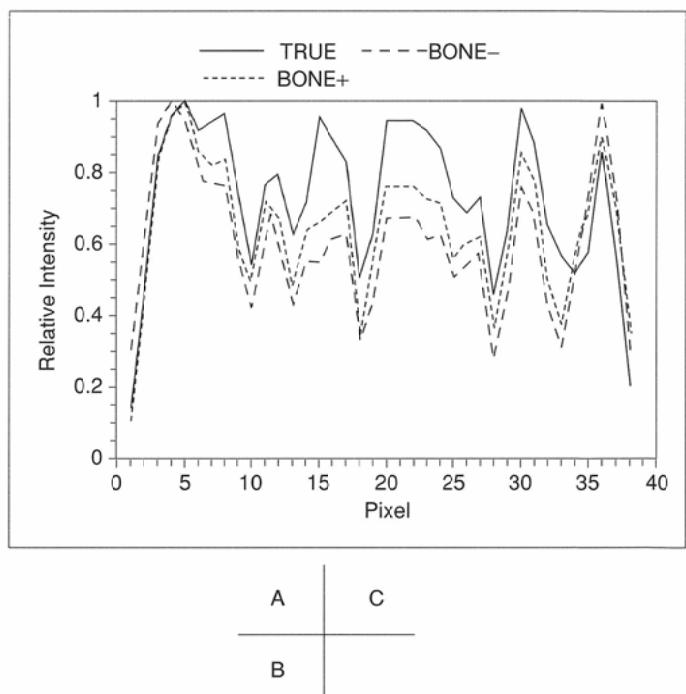
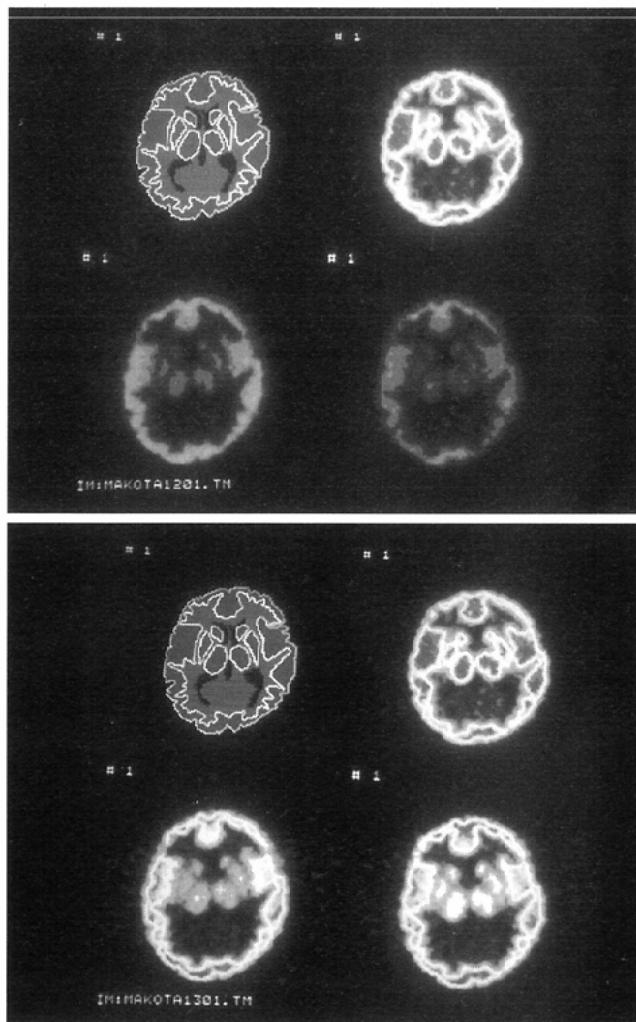


Fig.5 A: Slice 7 images of numerical head phantom 1 in Fig.2. Upper left: original ROI image, upper right: nonattenuated image assuming $\mu_T = \mu_B = 0 \text{ cm}^{-1}$, lower left: FBP image with $\mu_T = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ and $\mu_B = 0 \text{ cm}^{-1}$, lower right: FBP image with $\mu_T = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ and $\mu_B = 0.26 \text{ cm}^{-1}$. Images were displayed using the absolute counts of each image.

B: Slice 7 images of numerical head phantom 1 displayed using the relative counts, where the maximum count of each image was set to 100.

C: Counts profiles along the x-axis of the image center in Fig.5B. TRUE: nonattenuated image assuming $\mu_T = \mu_B = 0 \text{ cm}^{-1}$, BONE-: image with $\mu_T = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ and $\mu_B = 0 \text{ cm}^{-1}$, BONE+: $\mu_T = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ and $\mu_B = 0.26 \text{ cm}^{-1}$.

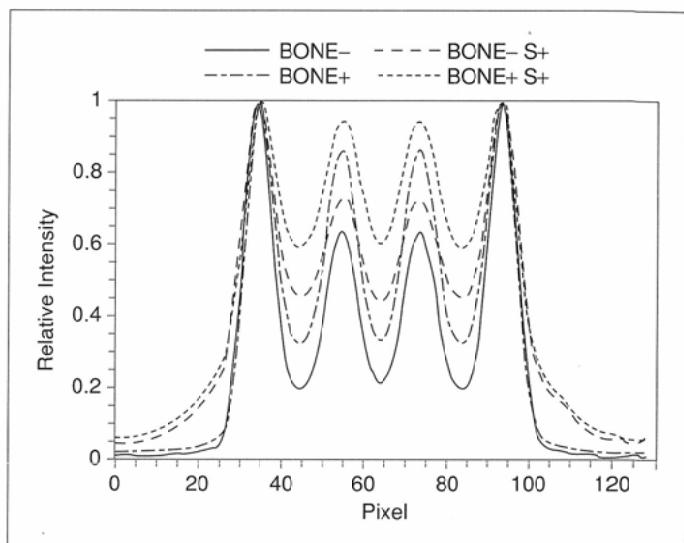
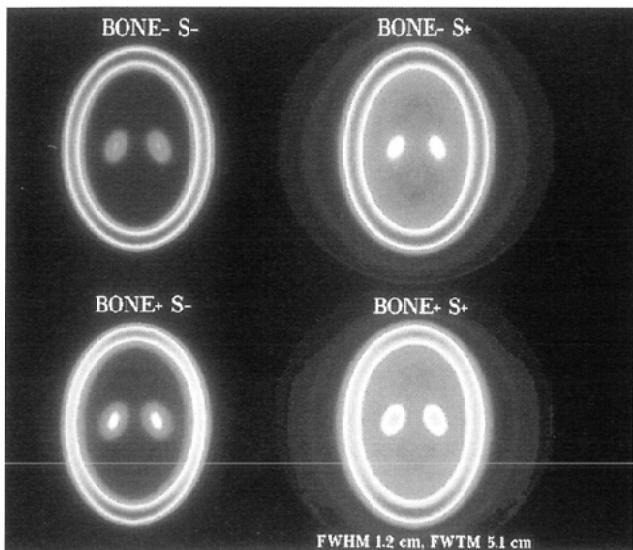
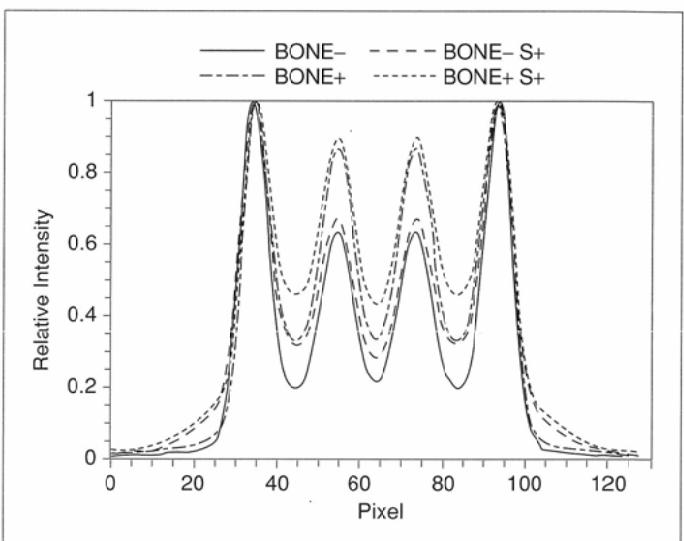


Fig.6 A: Numerical head phantom 2 images reconstructed with FBP. Upper left: without skull and without scatter (BONE- S-), upper right: without skull and with scatter (BONE- S+), lower left: with skull and without scatter (BONE+ S-), lower right: with skull and with scatter (BONE+ S+). Scatter was included by the convolution of numerical head phantom 2 with the point spread function having FWHM = 1.2 cm and FWTM = 5.1 cm.
B: Count profiles along the x-axis of the image center in Fig.6A. BONE- S- and others, see the notes in Fig.6A.
C: Count profiles along the x-axis of the image center of numerical head phantom 2. Scatter was included by the convolution of numerical head phantom 2 with the point spread function having FWHM = 1.1 cm and FWTM = 2.5 cm.



FWHM 1.2cm, FWTM 5.1cmの例である。上段の2つは頭蓋骨がなく左は散乱なし(BONE- S-), 右は散乱あり(BONE- S+)の場合である。かっこ内のS-は散乱を含まない点広がり関数による重畠を、S+は散乱を含む点広がり関数による重畠の場合を表している。散乱により深部灰白質が見えやすくなるが同時に白質の濃度も顕著に増加する。下段の2つは頭蓋骨があり左は散乱なし(BONE+ S-), 右は散乱あり(BONE+ S+)の場合である。下段左のように頭蓋骨は深部灰白質見えやすくするが、散乱と異なり白質の濃度をそれほど増加させない。その結果、深部灰白質と白質のコントラストは上段右のコントラストよりも高い。Fig.6BにFig.6Aの中央のプロフィール曲線を示す。頭蓋骨によるガム線の吸収によってもたらされた周辺部灰白質と深部灰白質の濃度差の減少は、散乱によりさらに促進されることがわかる。Fig.6CはFWHM 1.1 cm, FWTM 2.5 cmの点広がり関数の例である。散乱がない状態の点広がり関数をガウス関数で近似すると、FWHM 1.1cmのときFWTMは1.83cmである。このように比較的散乱が少ない条件では、深部灰白質と周辺部灰白質の濃度差は頭蓋骨の影響のときほど減少しなかった。

Fig.7に円柱プールファントムの実験データについて、頭蓋骨がある場合(BONE+)ない場合(BONE-)の再構成像のプロフィール曲線を示す。ここで、SC-は散乱補正なし、SC+は散乱補正ありの場合を示す。円の周辺部と中心部の濃度差は、頭蓋骨がありかつ散乱補正をしない場合に最も小さくなった。

Fig.8Aに脳ファントムのSPECT像を示す。上段左は頭蓋骨がない場合の散乱補正なし(BONE- SC-), 上段右は頭蓋骨がある場合の散乱補正なし(BONE+ SC-), 下段左は頭蓋骨がない場合の散乱補正あり(BONE- SC+), 下段右は頭蓋骨がある場合の散乱補正あり(BONE+ SC+)の各再構成像である。散乱補正の有無にかかわらず、深部灰白質は頭蓋骨がある場合の方がいい場合に比較し見えやすくなった。Fig.8BにFig.8Aの中央のプロフィール曲線を示す。

考 察

脳血流SPECTは放射性医薬品が脳にのみ集積し頭蓋骨には集積しないので、脳は線源であり吸収体でもあるが頭蓋骨は吸収体のみの役割である。(13)式は画像再構成を行う

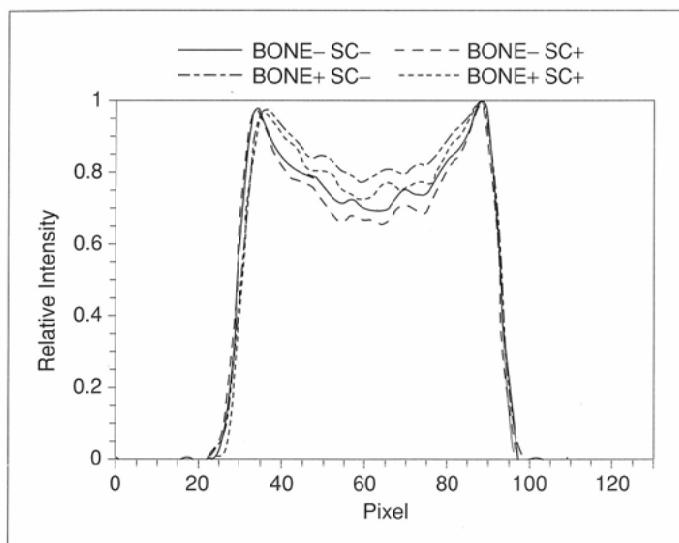


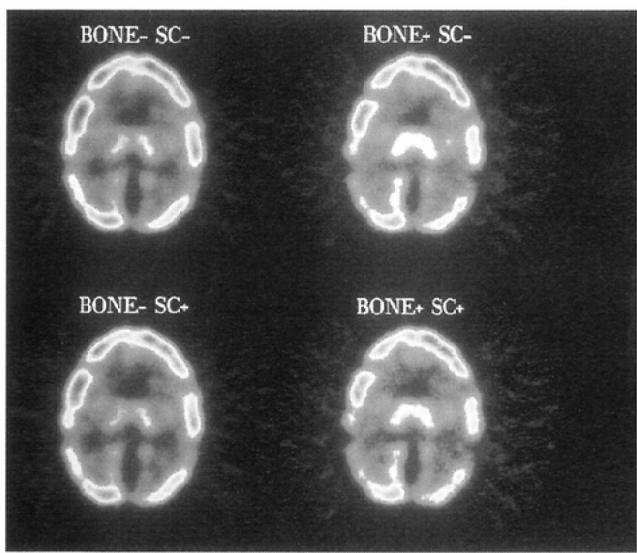
Fig.7 Count profiles along the x-axis of the image center of cylindrical pool phantom.

BONE- SC-: without skull and without scatter correction, BONE- SC+: without skull and with scatter correction, BONE+ SC-: with skull and without scatter correction, BONE+ SC+: with skull and with scatter correction.

ことなく、脳血流SPECT像に及ぼす頭蓋骨による吸収の影響を簡便に評価することができる。一方、MR像より作成した頭部数値ファントムは脳の解剖学的形状を有し、頭蓋骨の脳血流SPECT像に与える影響を正確に解析するのに有用であった。これらにより、再構成像を頭部全体について1スライスずつ観察することができた。(13)式や数値ファントムにおいて、脳の線減弱係数を一定と仮定した。これについて著者らはPrism3000の^{99m}Tc線線源によるTCTを健常ボランティア3名に施行し、眼窩外耳線より上のスライスでは脳の線減弱係数をほぼ一定とみなしえることを確認している。また、頭蓋骨の線減弱係数を一定としているが、それに分布をもたせ(13)式を計算すればより臨床に近くなる。

しかし、頭蓋骨によるガンマ線の吸収には投影線上の線減弱係数の積分値が関係するので、それが平均 $0.26\text{cm}^{-1} \times 1\text{cm}$ に近くなれば線減弱係数が部位毎に異なっていても、Fig.5と同じように臨床例においても深部灰白質が見えやすくなる可能性がある。実際、脳ファントムの模擬頭蓋骨の線減弱係数は 0.184cm^{-1} と 0.26cm^{-1} に比べ小さいが、その厚さが数値ファントムの頭蓋骨より厚く後者以上にガンマ線の吸収効果をもたらし、深部灰白質をより見えやすくしている。このことは被験者の病態とは関係なく物理的な現象であり、脳血流SPECT像の特徴の一つといえる。頭部数値ファントムの16スライスを再構成した結果、その現象は基底核や視床が描出されるスライスにおいて起こりやすいことが明らかとなった。

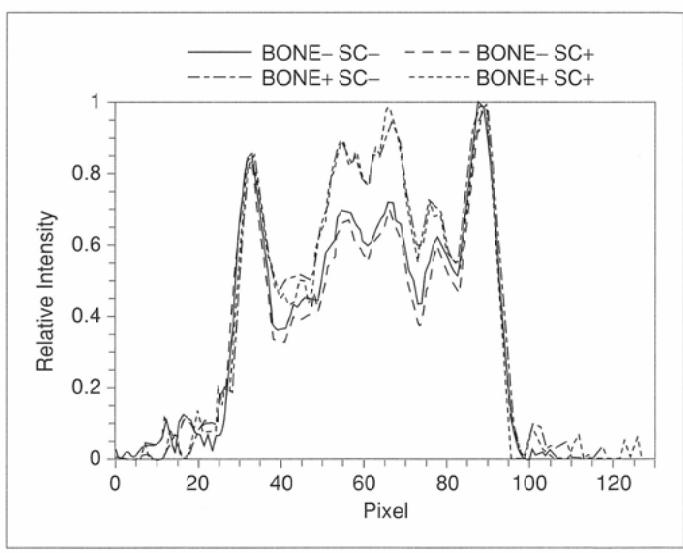
深部灰白質の見えやすさに及ぼす散乱の影響を、直徑20cmの円柱プールファントムの表面から2.5cmとそれより10cm離れた位置における線線源の点広がり関数を用いて検討した。散乱はファントム表面から0~10cmの検出器に近い線源の位置で急激に増加し、それ以降の距離では増加の程度が少ないことが報告されている¹²⁾。ファントム表面から2.5cmの位置に相当するFWHM 1.1cm, FWTM 2.5cmの点広がり関数から計算したFig.6Cの場合、深部灰白質と周辺部灰白質の濃度差はFig.6Bよりも大きい。以上のことから、深部灰白質に対する実際の散乱の影響は、ファントム表面から10cmの位置に相当するFWHM 1.2cm, FWTM 5.1cmの点広がり関数から計算したFig.6Aの画像に見られるものよりも少ないと予想される。しかし、本稿での散乱の影響の扱いは実測の散乱を含む点広がり関数が位置に依存しないと仮定したものであり、これによる結果は散乱の影響の定性的な推定にとどまっている。實際には、散乱は線源分布、線減弱係数分布、形状、ガンマ線のエネルギーなどによって位置ごとに変化する。散乱の位置依存性を考慮する方法としては、モンテ



(A)

Fig.8 A: Brain phantom image with and without quasi-skull reconstructed with the FBP method. BONE- SC- and others, see the notes in Fig.7.

B: Count profiles along the x-axis of the image center in Fig.8A.



(B)

カルロシミュレーションが有効であり、現在、SPECTのモンテカルロシミュレーションコードを開発中である。これによれば、非散乱光子が吸収を受けた投影データによるフィルタ補正逆投影像(Fig.5に相当)の他、散乱光子が吸収を受けた投影データによるフィルタ補正逆投影像を作成することができる。その結果、深部灰白質の見えやすさに及ぼす散乱の影響を定量的に解析することが可能であり、これについては稿を改めて報告する。

一様吸収体に対しSorenson法は放射能がないコールド領域を零よりも高く再構成し、Chang法はコールド領域を零近く再構成するが、放射能があるホット領域を中心部に近いほど理論値より高く再構成する。したがって、高濃度の領域の中に低濃度の領域があるような一様吸収体に、Sorenson法の吸収補正を行えば低濃度領域を実際よりも高く再構成することができる類推される¹³⁾。脳血流SPECTにSorenson法やChang法による吸収補正を行うときは、両補正法の特徴に加え、その投影データが一様吸収体の投影データとはFig.4のように異なることを考慮して再構成像を観察することが望まれる。

結 語

1. 脳血流SPECTの投影データを吸収補正を行わずフィルタ補正逆投影法により再構成し、最大値を基準にして表示する場合に見られる画像の特徴を検討した。
2. このような画像診断においては、病態とは無関係に物理的な現象により、深部灰白質が比較的見えやすくなる場合があることが数式により示された。その妥当性は、計算機シミュレーション実験およびファントム実験から裏付けられた。

文 献

- 1) Tung CH, Gullberg GT, Zeng GL, et al: Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. IEEE Trans Nucl Sci 39: 1134-1143, 1992
- 2) Ficaro EP, Fressler 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
- 3) 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 fanbeam collimation. Eur J Nucl Med 23: 1292-1299, 1996
- 4) Iida I, Narita Y, Kado H, et al: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. J Nucl Med 39: 181-189, 1998
- 5) Sorenson JA: Instrumentation in Nuclear medicine. (In)Hine GI and Sorenson JA ed. Vol.2, 311-348, 1974, Academic, New York
- 6) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci 25: 638-643, 1978
- 7) Lim CB, Han KS, Hawman EG, et al: Image noise, resolution, and lesion detectability in single photon emission CT. IEEE Trans Nucl Sci NS-29: 500-505, 1982
- 8) 長谷川武, 橋爪俊幸, 中川 敏, 他:頭部計測 X線CT像. 長谷川武編: 放射線画像計測, マグロス出版, 83-91, 1984, 東京
- 9) 細羽 実, 和迩秀信, 外山比南子, 他:解剖学的器官形状をもつECT 数値ファントム(DO-ECTファントム)の開発. 核医学 24: 1005-1008, 1987
- 10) Shepp LA and Logan BF: Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans Nucl Sci NS-21: 21-43, 1974
- 11) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in SPECT. IEEE Trans Med Imaging MI-10: 408-418, 1991
- 12) Meikle SR, Hutton BF and Bailey DL: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med 35: 360-367, 1994
- 13) 篠原広行:吸収補正. 西村恒彦編:SPECT機能画像 定量化の基礎と臨床 37-44, 1998, メジカルビュー社

3. 2の要因としてガンマ線の散乱と吸収の影響が考えられるが、主たる要因は頭蓋骨によるガンマ線の吸収が周辺部灰白質と深部灰白質の濃度差を小さくするためである。

4. MR像をもとに作成した16スライスの頭部数値ファントムから、深部灰白質が見えやすくなる現象は基底核や視床などが描出されるスライスにおいて起こりやすいことが示された。

付 錄

(10)式の証明

濃度が一様な円線源でかつ吸収がないとすれば、(4)式は

$$\rho(r) = I(r) = \frac{1}{w} \cdot \left(\frac{\pi}{M}\right) \sum_{j=1}^M N_j^*(r)$$

投影の中心である円の中心のみを考えると

$$\begin{aligned} \rho(0) &= \frac{1}{w} \cdot \left(\frac{\pi}{M}\right) \sum_{j=1}^M N_j^*(0) = \frac{1}{w} \frac{\pi}{M} M \sum_{i=1}^N N_i \cdot g_m \cdot w \\ \rho(0) &= \frac{1}{w} \frac{\pi}{M} M \sum_m N_c \cdot \alpha_m \cdot g_m \cdot w \\ \rho(0) &= \pi N_c \sum_m \alpha_m \cdot g_m = \pi N_c \sum_m \frac{\alpha_m \cdot f_m}{w^2} \\ &= \frac{\pi \rho D}{w} \sum_m \alpha_m \cdot f_m = \pi \rho N \sum_m \alpha_m \cdot f_m \end{aligned}$$

$\rho(0) = \rho$ と置くと

$$\sum_m \alpha_m \cdot f_m = \frac{1}{\pi N} \quad (10)$$