

Tl-201 イメージングにおける on-peak window 画像と off-peak window 画像の同時収集法の考案

村上 智紀¹⁾ 古嶋 昭博²⁾ 高木 昭浩³⁾
野口 靖志¹⁾ 松本 政典⁴⁾

¹⁾医療法人野口記念会野口病院 放射線科

²⁾熊本大学生命資源研究・支援センター

³⁾大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻医用物理工学講座

⁴⁾熊本大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

Simultaneous Collection Method of On-Peak Window Image and Off-Peak Window Image in Tl-201 Imaging

Tomonori MURAKAMI¹⁾, Akihiro KOJIMA²⁾, Akihiro TAKAKI³⁾,
Yasushi NOGUCHI¹⁾ and Masanori MATSUMOTO⁴⁾

¹⁾Department of Radiology, Noguchi Thyroid Clinic & Hospital Foundation

²⁾Institute of Resource Development and Analysis, Kumamoto University

³⁾Department of Medical Physics and Engineering, Division of Medical Technology and Science,
Course of Health Science, Graduate School of Medicine, Osaka University

⁴⁾Course of Radiological Sciences, Kumamoto University School of Health Sciences

(article received : Mar 20, 2007)

Key Words : Tl-201 imaging, TEW data acquisition, Off-peak window, Line source, Multi defect phantom

1. 緒 言

Tl-201 は、腫瘍シンチグラフィや心筋シンチグラフィのための放射性核種として広く用いられている。Tl-201 は、半減期 72.9 時間で軌道電子捕獲により Hg-201 となり、複数のエネルギーの異なる Hg-201 特性 X 線 (69, 71, 80, 83 keV) およびガンマ線 (135, 167 keV) を放出する¹⁾。

現在、Tl-201 イメージング検査では、この Hg-201 特性 X 線の光電ピーク領域においてピーク位置を中心とした幅の狭いエネルギーウィンドウ 71 keV $\pm$ 10% (64~78 keV, 以下 on-peak window) を設定することが一般的に行われている。一方、このエネルギーウィンドウの中心をピーク位置よりもエネルギーの高い方へシフトしその幅も広くした 77 keV $\pm$ 14.3% (66~88 keV, 以下

off-peak window) に設定することによって、直接線を増加させ、かつ散乱線含有割合を減少させることができ、より効果的な Tl-201 のイメージングが可能となることが報告されている²⁾。しかし、臨床検査において off-peak window と on-peak window の画像評価を行う場合、通常それぞれのエネルギーウィンドウ設定で 2 回の撮像が必要となる。この場合、被検者の動きや RI 分布の経時変化などの影響が考えられ、厳密には、両画像が同一条件下で撮像された保証が得られない。また、検査時間が 2 倍となることで被検者の拘束時間が延長するため、実用的な研究手段ではない。

今回、われわれは臨床検査における off-peak window 設定法の有用性を、1 回のデータ収集で on-peak window 設定法と比較しながら評価する

ための撮像法を考案した。この方法の精度と信頼性についてファントム実験により検証し、さらに TI-201 甲状腺シンチグラフィ 1 例について適用を試みたので報告する。

2. 方 法

2-1. エネルギーウィンドウ設定法

散乱線補正を目的に用いられる triple energy window (TEW) データ収集法³⁾を応用して、Hg-201 特性X線の光電ピーク領域に次のような3つのエネルギーウィンドウ設定を考案した。

- (a) Main energy window: $72 \text{ keV} \pm 8\%$ (66.2 ~ 77.8 keV, Window-M)
- (b) Lower sub energy window: 3% (64.1 ~ 66.2 keV, Window-L)
- (c) Upper sub energy window: 14% (77.8 ~ 87.8 keV, Window-U)

これらのエネルギーウィンドウで同時に得られた3つの画像 (それぞれ, Image-M, Image-L, Image-U とする) を用いて, 次のように評価を行う2つの画像を作成した (Fig. 1)。

- (1) On-peak window 設定 ($71 \text{ keV} \pm 10\%$, 64.1 ~ 77.8 keV) に相当する画像: Image-L + Image-M
- (2) Off-peak window 設定 ($77 \text{ keV} \pm 14\%$, 66.2 ~ 87.8 keV) に相当する画像: Image-M + Image-U

2-2. 使用機器およびデータ収集

データ収集には, 低中エネルギー用汎用型 (LMEGP) コリメータを装着した対向2検出器型ガンマカメラ (東芝社製 E. CAM/ICON) を使用した。マトリックスサイズは 256×256 , 拡大率は 2.0 倍 (ピクセルサイズ $1.2 \times 1.2 \text{ mm}$) とし, 収集時間は10分とした。

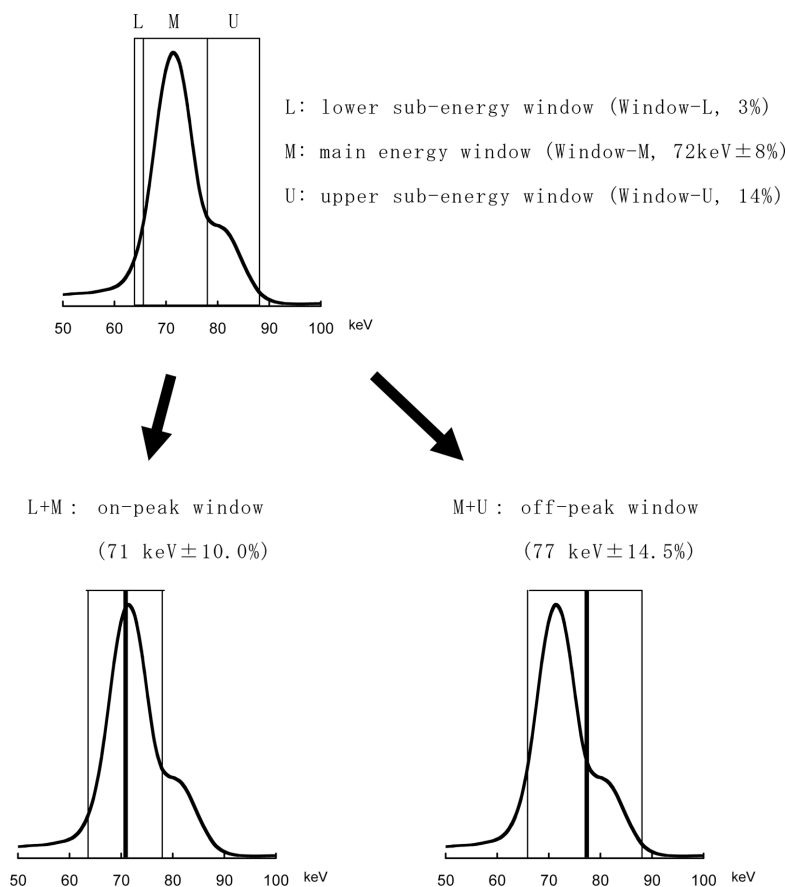


Fig. 1 On-peak window および off-peak window 設定による同時画像収集のためのエネルギーウィンドウ設定

TEW データ収集法により 3 つのエネルギーウィンドウ Window-M ($72 \text{ keV} \pm 8\%$), 3 % Window-L および 14 % Window-U を設定してデータ収集した. さらに, on-peak window ($71 \text{ keV} \pm 10\%$) を単独に設定した場合 (以下 True on-peak 画像) と off-peak window ($77 \text{ keV} \pm 14\%$) を単独に設定した場合 (以下 True off-peak 画像) でそれぞれ別々にデータ収集を行った.

2-2-1. ラインソース

半値幅 (full width at half maximum, FWHM) と 1/10 値幅 (full width at tenth maximum, FWTM) および総カウントを測定するために, 長さ 5 cm の乳児用紙製綿棒 (直径 1.5 mm) を Tl-201 溶液 ($125.3 \text{ MBq}/3 \text{ ml}$) に浸してラインソースを作成した. ラインソースの総放射能は 1.93 MBq であった. ラインソースの取扱いが容易になるように, ラミネータにより加工し厳重に密封した⁴⁾.

自作の亚克力製水槽 ($42.4 \times 27.7 \times 21.0 \text{ cm}$, アクリル壁厚 1.0 cm) に深さ 20 cm まで水を入れ, ラインソースを水面から 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm の深さに配置して, それぞれの位置でプランナー画像を収集した. コリメータから水面までの距離は 5 cm とした. また, ラインソースをコリメータから 10 cm の位置に配置して, 空気中でも収集を行った (Fig. 2).

2-2-2. マルチディフェクトファントム

欠損部コントラストの測定のために, 直径 5 mm から 40 mm までの計 10 種類の円形欠損部を有する自作の亚克力製マルチディフェクトファントム ($25.5 \times 15.5 \times 0.7 \text{ cm}$, 内容量 70 ml) を用いた. ファントム中に, 総放射能 40.5 MBq の Tl-201 溶液を封入した.

ラインソースで用いた自作の亚克力製水槽の底面から 10 cm の位置に固定し, 10, 12, 14, 16, 18, 20 cm の深さになるように水を入れ, プ

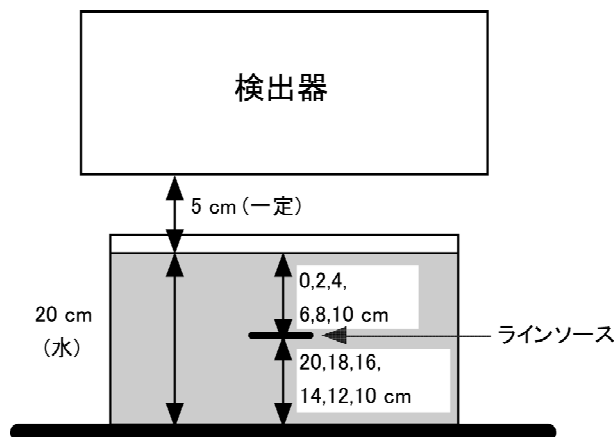


Fig. 2 ラインソースと測定配置図

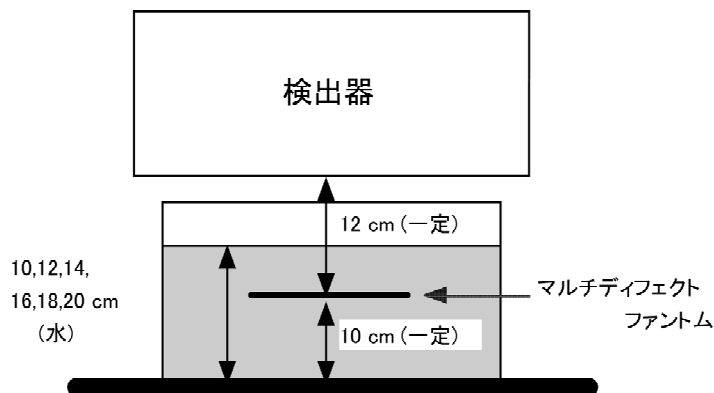


Fig. 3 マルチディフェクトファントムと測定配置図

TI-201 イメージングにおける on-peak window 画像と off-peak window 画像の同時収集法の考案（村上，他）

ラナー画像を収集した。コリメータからファントムまでの距離は 12 cm とし、同じ距離で空気中

でも収集した (Fig. 3).

2-2-3. 臨床データ収集

ファントムのデータ収集で用いた LMEGP コリメータを装着したガンマカメラ E. CAM を使用して、甲状腺分化癌の術前患者 (50歳, 女性) に TI-201 シンチグラフィを施行した. TI-201 74

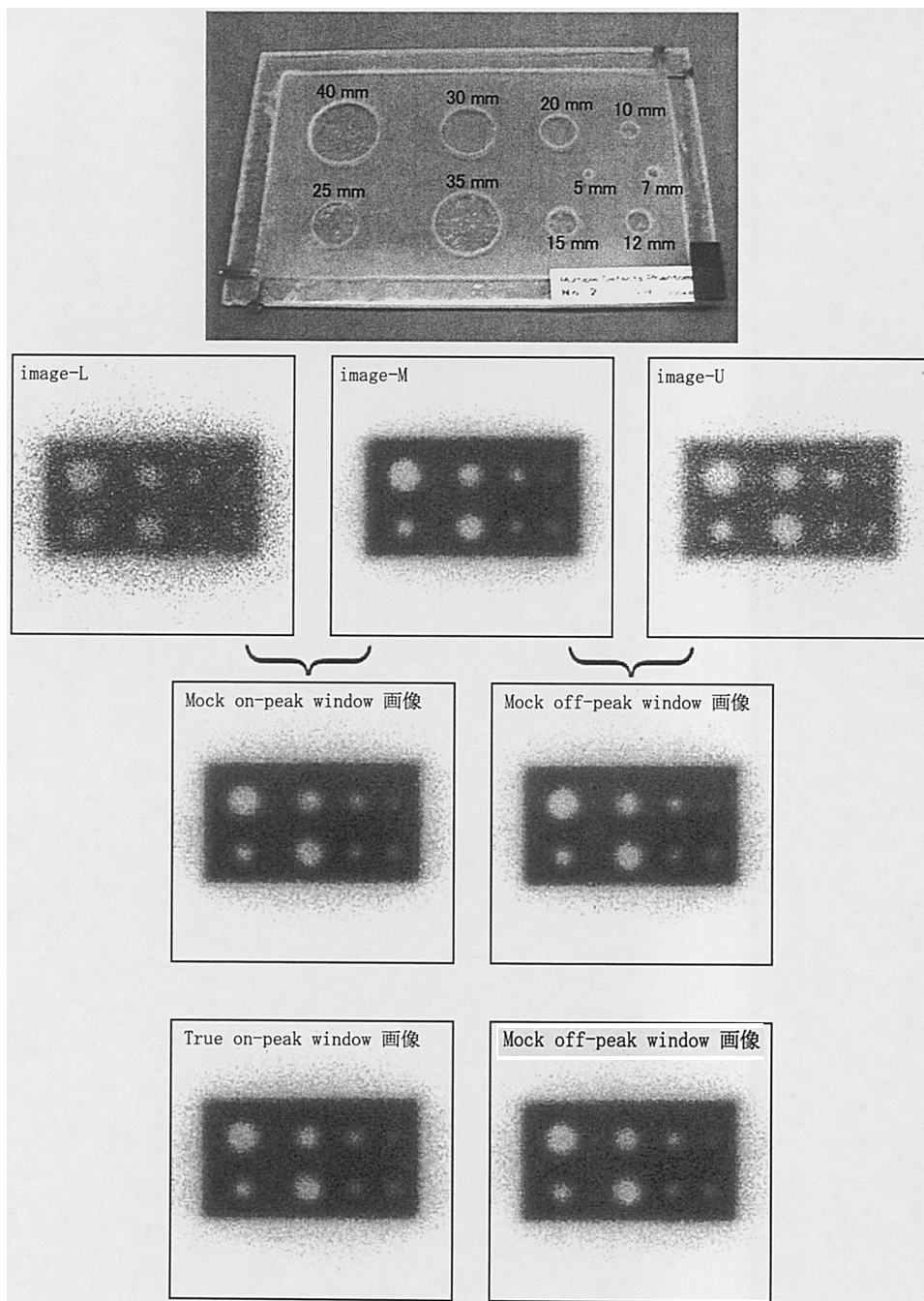


Fig. 4 On-peak window 画像と off-peak window 画像の作成と比較 (前方散乱体厚 (FS) = 4 cm, 後方散乱体厚 (BS) = 10 cm)

MBq を静注して20分後および120分後に、マトリックスサイズ512×512、拡大率1.78倍（ピクセルサイズ 0.67×0.67 mm）、収集時間10分で本法の TEW 設定により早期像および遅延像のプラナー画像を収集した。ただし、検査時間などの都合により on-peak window (71 keV±10%) および off-peak window (77 keV±14%) によるそれぞれの単独ウィンドウデータ収集は行わなかった。

なお、本法による臨床データ収集にあたっては、医療法人野口記念野口病院倫理委員会の承認を得ており、被検者本人にも書面にて承諾を得た上で施行した。

2-3. データ処理

ファントムの収集データすべてに対して、TI-201（半減期72.9時間）の時間減衰補正を行った。画像処理および解析には東芝社製核医学データ処理装置 GMS-5500/PI を使用した。

TEW データ収集法により収集したデータについて、Image-M と Image-L を加算することにより Mock on-peak 画像を、Image-M と Image-U を加算することにより Mock off-peak 画像を作成した。これらの画像を True on-peak 画像および True off-peak 画像とそれぞれ比較した (Fig. 4)。

ラインソース画像から FWHM 値と FWTM 値を測定した。また、空気中以外の画像上でラインソース画像を中心に 30×80 mm (25×67ピクセル) の矩形の関心領域 (region of interest, 以下 ROI) を設定してその中の総画像カウントを算出した。

マルチディフェクトファントムの画像に9点スムージング処理を行った。画像上で 20, 30, 40 mm の欠損中心部にそれぞれ 4×4 ピクセル, 6×6 ピクセル, 8×8 ピクセルの矩形 ROI を設定し、各 ROI 内の1ピクセル当たりの平均カウントを算出した。また、欠損部近傍のバックグラウンド放射能 (BG) 部に 8×16 ピクセルの矩形 ROI を4箇所設定し、それらの平均カウントを測定した。20, 30, 40 mm の欠損部における BG 部に対するコントラスト値 (C) をそれぞれ次式により算出した。

$$C = (B - D) / (B + D)$$

ここで、BはBG部の平均カウント、Dは欠損部の平均カウントである。

また、TI-201 甲状腺シンチグラフィにおいて TEW データ収集された3つのプラナー画像を用いてファントム画像と同様に Mock on-peak 画像と Mock off-peak 画像を作成し、両者を視覚的および ROI 設定による総カウントにより比較した。

3. 結 果

3-1. ラインソースでの比較

3-1-1. FWHM 値と FWTM 値

得られた FWHM 値と FWTM 値を Fig. 5 に示す。True on-peak 画像と Mock on-peak 画像、True off-peak 画像と Mock off-peak 画像は、それぞれほぼ同等であった。

3-1-2. 総カウント値

算出された総カウント値を Table 1 にそれぞれ示す。True on-peak 画像と Mock on-peak 画像では、True on-peak 画像の方がわずかに高値であり、True on-peak 画像と Mock on-peak 画像の総カウント値の相異は、平均3.0%、最大4.9%であった。True off-peak 画像と Mock off-peak 画像では、Mock off-peak 画像の方がわずかに高値であり、True off-peak 画像と Mock off-peak 画像の総カウント値の相異は、平均4.8%、最大6.5%であった。

3-2. マルチディフェクトファントムでの比較

3-2-1. 欠損部コントラスト値

各直径の欠損部コントラスト値を Fig. 6 に示す。True on-peak 画像と Mock on-peak 画像のコントラスト値、True off-peak 画像と Mock off-peak 画像のコントラスト値は、それぞれほぼ同等であった。

3-2-2. 画像の視覚的評価

Fig. 4 に、水中（前方散乱体厚 (FS)=4 cm, 後方散乱体厚 (BS)=10 cm) において TEW データ収集法で撮像された3つの画像とそれらの組み合わせにより作成された Mock on-peak 画像と Mock off-peak 画像、および同じファントム配置で別々に撮像された True on-peak 画像と True off-peak 画像を示してある。True on-peak 画像と Mock on-peak 画像同士および True off-peak 画像と Mock off-peak 画像同士のイメージは、視覚的にほぼ同等であった。

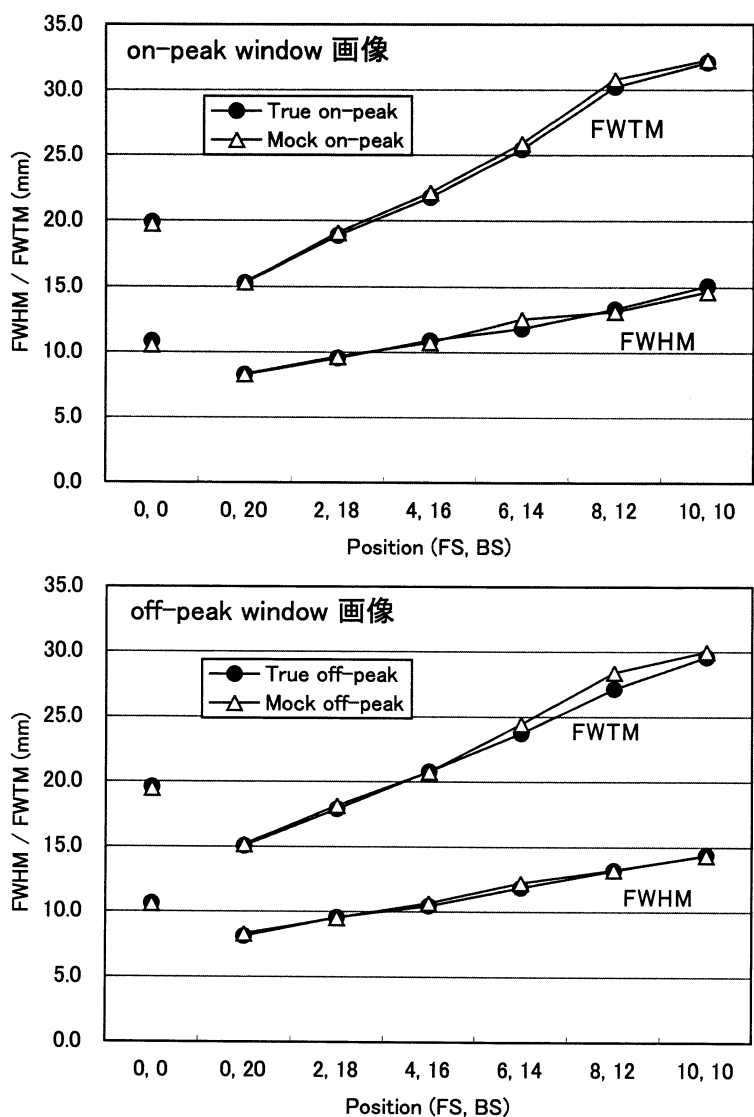


Fig. 5 FWHM 値と FWTM 値の比較 (上 : on-peak window, 下 : off-peak window)。FS : 前方散乱体厚, BS : 後方散乱体厚 (コリメータから線源までの距離 : (0, 0) は 10 cm, 他は FS+5 cm)。

Table 1 ラインソースの全計数値

散乱体厚 (cm)		全計数値 (カウント)			
		On-peak window		Off-peak window	
前方	後方	True	Mock	True	Mock
0	10	146, 315	141, 378	160, 185	168, 209
2	10	127, 901	124, 724	135, 497	144, 985
4	10	96, 009	93, 494	102, 198	108, 452
6	10	68, 450	66, 258	74, 126	77, 218
8	10	47, 782	47, 191	52, 876	55, 307
10	10	34, 600	32, 921	37, 636	38, 931

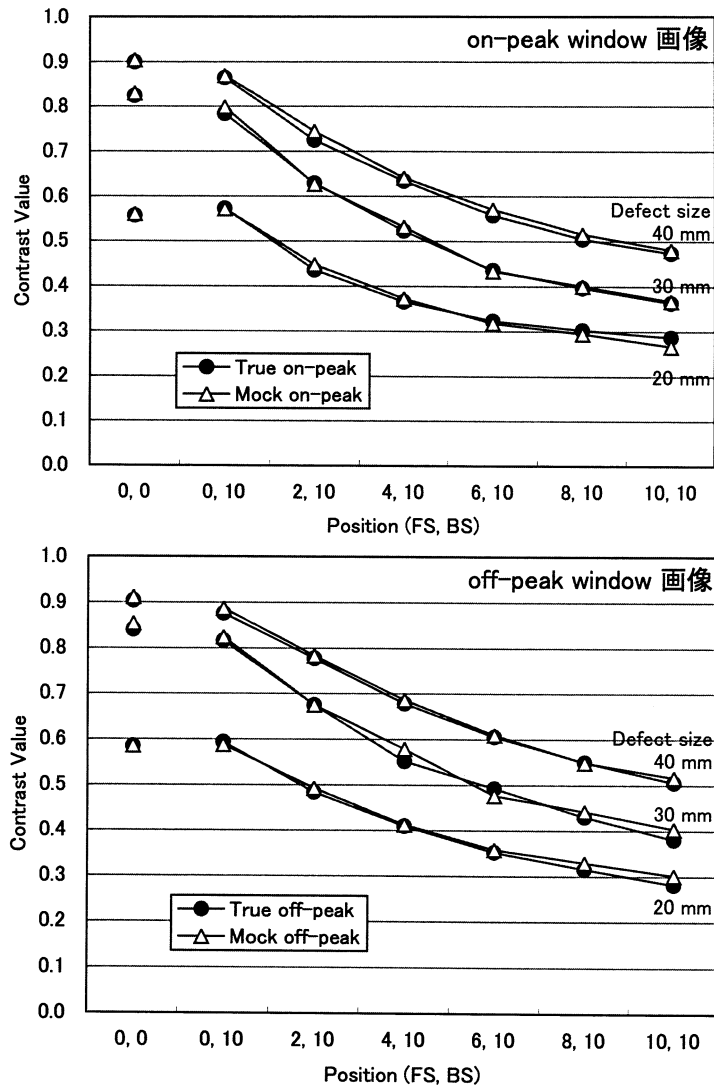


Fig. 6 欠損部コントラスト値の比較 (上: on-peak window, 下: off-peak window)。FS: 前方散乱体厚, BS: 後方散乱体厚 (コリメータから線源までの距離: 12 cm)。

3-2-3. 臨床データの比較

Fig. 7 に Mock on-peak 画像と Mock off-peak 画像の遅延像を示す。Mock on-peak 画像と Mock off-peak 画像を視覚的に比較した場合、体バックグラウンドはほぼ同等であったが、甲状腺右葉の高集積部および心筋の描出については、Mock on-peak 画像よりも Mock off-peak 画像の方がわずかであるが明瞭であるように思われた。

甲状腺右葉の高集積部全体を囲うような楕円形 ROI と心筋部全体を囲うような不整形 ROI を、Mock on-peak 画像および Mock off-peak 画像上に

それぞれ同じ大きさで設定した。その結果、得られた ROI 内総カウント値は、甲状腺右葉の高集積部に対して Mock on-peak 画像で15,402カウントおよび Mock off-peak 画像で17,765カウント、心筋部に対してそれぞれ125,647カウントおよび141,492カウントであった。以上の結果より、Mock off-peak 画像では Mock on-peak 画像に比べて計数率が約11%向上した。

4. 考 察

Tl-201 イメージングには主として Hg-201 特性

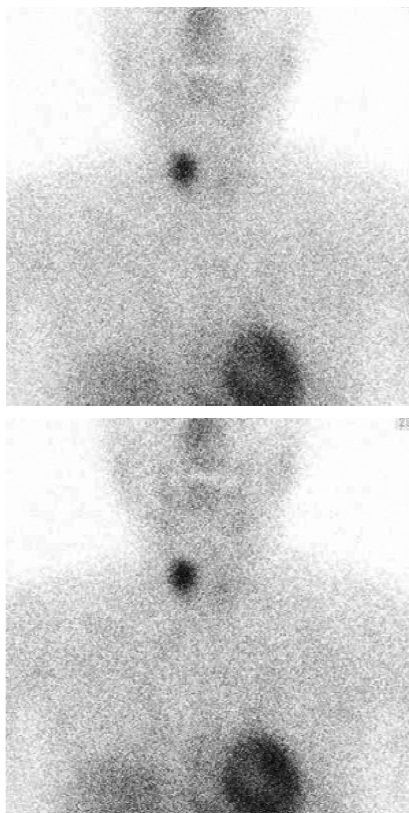


Fig. 7 Mock on-peak 画像 (上) と Mock off-peak 画像 (下) による甲状腺分化癌の TI-201 シンチグラム

X線の光電ピークが用いられている。この光電ピークは、エネルギーと放出強度の異なる4つの特性X線が複合してできているため簡単なガウス分布形となっていない⁵⁾。このような複合光電ピークにエネルギーウィンドウを設定する場合、ピーク位置に中心をもつ幅の狭いウィンドウ (on-peak window, $71 \text{ keV} \pm 10\%$) よりも中心を上方へシフトした幅の広いウィンドウ (off-peak window, $77 \text{ keV} \pm 14.3\%$) の方が直接線をより多く計数でき、さらに散乱線含有割合を減少できることがモンテカルロシミュレーションおよびファントム実験により報告されている²⁾。しかし、off-peak window 設定による撮像法が on-peak window 設定によるものよりも本当に有用であるかを証明するためには、臨床検査での評価が不可欠である。

核医学検査において2種類の撮像法による画像を比較する場合、たとえ連続してそれぞれの撮像

を行ったとしても、収集時間中での被検者の動きや RI 分布の経時的変化などを考慮しなければならないため、両画像が同一条件下で撮像されたと厳密に言うことはできない。従って、この場合、全く同一の被検者条件下で両画像が撮像されることが望ましい。今回われわれが提案するデータ収集方法は、1回の検査で同時に2つの撮像法による画像を得ることができるので、被検者の負担 (拘束時間、身体的苦痛など) を増やすことなく、臨床画像評価が可能となる。

本研究では、臨床での TI-201 プラナーイメージングにおける on-peak window と off-peak window による2つの撮像法による画質の違いを評価する目的で、ラインソースとマルチディフェクトファントムを用いた基礎的な実験を行った。われわれは、これら2つの撮像法によるイメージが1回のデータ収集で同時に得られるように、TEW データ収集法で収集された3つの画像から2つの撮像法単独で収集される画像に相当するものを得る方法を考案した。ラインソースによる FWHM 値および FWTM 値の測定では、True on-peak 画像と Mock on-peak 画像および True off-peak 画像と Mock off-peak 画像はそれぞれほぼ同等で、総カウントの測定でも、Mock on-peak 画像は True on-peak 画像よりもわずかに低値、Mock off-peak 画像は True off-peak 画像よりもわずかに高値となったがほとんど同じカウントであった。また、マルチディフェクトファントムによる欠損部コントラスト値の測定では、True on-peak 画像と Mock on-peak 画像および True off-peak 画像と Mock off-peak 画像で、それぞれほぼ同等の値となった。

以上の結果より、同時に得られた3つの画像から2つを加算して作成した on-peak および off-peak 画像とそれぞれ単独ウィンドウで得られた画像が同等であることが実験で証明された。従って本法は、on-peak window と off-peak window の2つの撮像法による画像を得る場合に、別々に2回のデータ収集を行うことなく1回のデータ収集で同時に2つの画像が得られ、臨床検査においても十分応用できると考えられる。今回、甲状腺分化癌の患者1例に対して本法を適用し、Mock on-peak 画像と Mock off-peak 画像を作成した結

果、両画像には明らかなアーチファクトもみられずに両者を比較することができ、わずかな違いであるが Mock off-peak 画像の方が優れているように評価できた。

今後、Tl-201 による心筋や腫瘍および副甲状腺シンチグラフィにこの同時撮像法を適用し、off-peak window データ収集の有用性について検討していきたい。

5. 結 語

Tl-201 シンチグラフィにおける on-peak 画像と off-peak 画像の同時収集法を考案し、その精度と信頼性を検証するために、ファントムを用いた基礎的検討により、それぞれ単独で収集される画像と比較検討した。その結果、本法により得られる Mock on-peak 画像および Mock off-peak 画像は、通常の on-peak window および off-peak window 単独で収集される画像と同等であることが分かった。従って、本法を用いることにより、臨床での Tl-201 イメージングにおける off-peak window 収集法の有用性について、1 回の検査時

間で on-peak window 収集法と比較しながら検討することが可能となる。

参考文献

- 1) Browne E, Firestone RB: Table of radioactive isotopes, John Wiley & Sons. Inc., New York, 201-2, 1986
- 2) Kojima A, Takaki A, Noguchi T, et al: Optimum energy window setting on Hg-201 x-rays photopeak for effective Tl-201 imaging. Ann Nucl Med, **19**(7): 541-547, 2005
- 3) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al: A practical method for position-dependent Compton scatter correction in single photon emission CT. IEEE Trans Med Image-Mag, **10**(3): 408-412, 1991
- 4) 高木昭浩, 寺岡悟見, 相馬 努, 他: 核医学イメージング実験のための面線源ファントムの作製に関する研究—第 1 報: ラミネート加工した紙面線源作製法とその有効性に関する検討—. 核医学, **44**(1): 9-15, 2007
- 5) 古嶋昭博, 松本政典, 大山洋一, 他: Tl-201 イメージングのための Hg-201 特性 X 線ピーク領域におけるエネルギースペクトル解析. 核医学, **34**(2): 95-103, 1997