

《原 著》

 ^{89}Sr 制動放射線 SPECT の試み

太田誠一郎* 外山 宏* 宇野 正樹** 加藤 正基**
 石黒 雅伸** 夏目 貴弘*** 伊藤 文隆* 菊川 薫*
 田所 匡典*** 市原 隆*** 片田 和広*

要旨 (目的) ^{89}Sr の全身分布を把握するため制動放射線 SPECT の撮像を試みた。(方法) 2 検出器型 SPECT 装置でエネルギーウィンドウはプラナー像で A (100 keV \pm 50%), SPECT は A および B (300 keV \pm 50%) を追加して設定した。同時期に撮像した骨シンチグラム, 全身プラナー像および SPECT 像と比較した。制動放射線全身プラナー像および SPECT 像で得られた集積を検証するため, ファントムを作成し検討した。(結果) ^{89}Sr 制動放射線全身 SPECT において, 骨シンチグラム, 全身 SPECT 像で認めた集積部位に集積亢進を認めた。 ^{89}Sr 制動放射線の全身プラナー像と比べ, 全身 SPECT 像は限局性の集積がより明瞭となった。ファントム実験ではプラナー像での収集時間, SPECT での検出器回転数を増やすにつれて直線的にカウントが上昇した。(結論) ^{89}Sr 制動放射線 SPECT は ^{89}Sr の詳細な集積部位の把握に有用と考えられた。

(核医学 48: 101-107, 2011)

I. はじめに

痛みを伴う骨転移患者に対する strontium-89 chloride (^{89}Sr) 治療がわが国においても 2007 年に認可された。 ^{89}Sr は飛程の短い β 放射線核種であり, 体外からの測定は困難である。 ^{89}Sr などの β 線がもたらす制動放射線¹⁾をガンマカメラのプラナー像で画像化することはこれまでに報告されている^{2~5)}。しかしその画質は不十分であった。

今回われわれは, より詳細な ^{89}Sr の体内分布を

得ることを目的として, ^{89}Sr 制動放射線 SPECT を試みた。 ^{89}Sr の全身プラナー像, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -H-MDP の全身プラナー像および全身 merged SPECT 像と比較した。得られた画像を検証するために, ^{89}Sr のファントム実験を行った。

II. 対象および方法

1. 臨床応用

対象は骨性疼痛を有する左乳癌術後患者 1 名 (49 歳), 前立腺癌患者 1 名 (81 歳) である。

^{89}Sr を各々 122, 110 MBq (2 MBq/kg) 静注投与 4 日後に撮像した。

装置は東芝製 2 検出器型ガンマカメラ (E.CAM) を用いた。検出器には高エネルギー核種の撮像のため当院で採用された 5/8 inch クリスタルが装着されている。画像処理装置は GMS 7700R (e.soft) を用いた。

^{89}Sr の撮像条件は, 全身プラナー像では, 収集マトリックス: 256 \times 1024, エネルギーウィンド

* 藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室

** 藤田保健衛生大学病院放射線部

*** 藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科

受付: 22 年 11 月 2 日

最終稿受付: 23 年 1 月 6 日

別刷請求先: 愛知県豊明市杏掛町田楽ヶ窪 1-98

(☎ 470-1192)

藤田保健衛生大学医学部
放射線医学教室

太 田 誠一郎

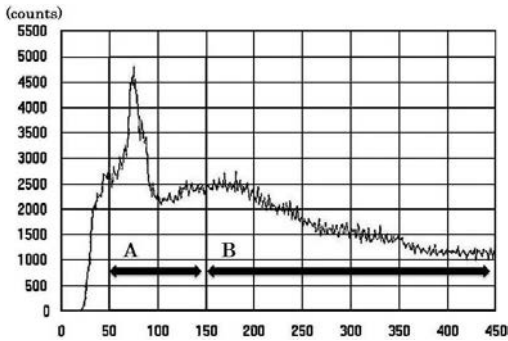


Fig. 1 Spectrum of ^{89}Sr bremsstrahlung obtained from gamma camera and energy window for imaging. Energy window A ($100\text{ keV} \pm 50\%$) for planar imaging, and energy window A plus adjacent energy window B ($300\text{ keV} \pm 50\%$) for SPECT imaging are set on the continuous spectrum.

ウ A : $100\text{ keV} \pm 50\%$ (Fig. 1), 中エネルギー用コリメータ (MELP), 拡大率: 1.00 倍, スキャン速度: 10 cm/min であり, 頭部から下肢まで撮像した。

^{89}Sr 全身 merged SPECT は, 収集マトリックス 128×128 , 中エネルギー用コリメータ, フィルターは Butterworth, cut off 0.24 Nyquist, 検出器角度 180 度収集, 1 検出器あたり 32 view, 拡大率: 1.00 倍, 収集時間 17 秒/view であった。エネルギーウィンドウは, プラナー像でのエネルギーウィンドウ A に隣接するエネルギーウィンドウ B ($300\text{ keV} \pm 50\%$) を追加して広く設定した (Fig. 1)。画像再構成は OSEM (減弱補正なし), iteration 2, subset 8 であった。merged SPECT の撮像範囲は頭部から大腿部まで, 3 ベッドポジションとした。

^{89}Sr 投与前 3 ヶ月以内に施行した $^{99\text{m}}\text{Tc-H-MDP}$ による骨シンチグラムの撮像条件は, 全身プラナー像では収集マトリックス: 256×1024 , エネルギーウィンドウ: $140\text{ keV} \pm 7.5\%$, 低エネルギー高分解能コリメータ (LEHR), 拡大率: 1.00 倍, スキャン速度: 12 cm/min であった。頭部から下肢まで撮像した。

$^{99\text{m}}\text{Tc-H-MDP}$ merged SPECT 像の撮像条件は, 低エネルギー高分解能コリメータ (LEHR), フィ

ルターは Butterworth, cut off 0.50 Nyquist, 収集時間は 8 秒/view , エネルギーウィンドウ: $140\text{ keV} \pm 10\%$ であった。収集マトリックス: 128×128 , 検出器角度: 180 度収集, 1 検出器あたり 36 view, 拡大率: 1.00 倍, 画像再構成法 OSEM (減弱補正なし), iteration 2, subset 8 は ^{89}Sr merged SPECT と同一であった。

なお, 本試験は患者に協力を申し入れ, 内容について十分に説明し, 同意を得た後に行った。

2. ファントム実験

制動放射線全身プラナー像および SPECT 像で得られた集積を検証するために, 以下の条件でファントム実験を行った。

$^{99\text{m}}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ジェネレータの 13.2 ml コレクションバイアルの中に濃度の異なる ^{89}Sr を入れた線源を作り $37 \times 25 \times 18\text{ cm}$ のプラスチック製水槽に蒸留水を満たし, プラスチック板を用いて水槽の底から 5 cm の高さになるようコレクションバイアルの線源を入れて水中で固定した (Fig. 2)。

線源の濃度は臨床画像による収集カウントをもとに低・中・高の 3 つを設定し, ^{89}Sr 製剤を生理食塩水で薄めて, 放射能が各々 $12.0, 1.00, 0.50\text{ MBq/3.4 ml}$ ($3.5, 0.29, 0.15\text{ MBq/ml}$) となるように調整した。中濃度線源は, 骨転移患者の ^{89}Sr 異常集積部位のカウントをもとにして設定した。

作成したファントムは臨床画像を基準にプラナー像を撮像した。

SPECT 像は, フィルターは Butterworth, cut off 0.30 Nyquist, 画像再構成法 OSEM (減弱補正なし), iteration 2, subset 10 とした。収集カウントと撮像時間の相関を求めるため, $8\text{ 秒/view} \times 32\text{ view}$ (2 min./rot.) を 10 rotation 行った。

測定は各々 3 回ずつ行い, 平均 \pm S.D. を求めた。

プラナー像には 9×9 ピクセル (81 ピクセル) の矩形の関心領域 (ROI) を設定し, その収集時間に対する最大カウントを求めた。また, SPECT 像には 10×10 (100 ピクセル) の矩形の関心領域 (ROI) を設定し, その回転数に対するカウント数の上昇を調べた。

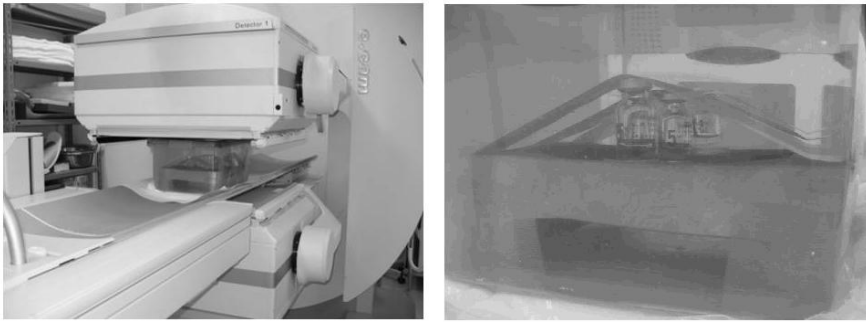


Fig. 2 Pictures of Phantom on gamma camera bed.
Collection vials of ^{99}Mo - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ generator containing ^{89}Sr of 3.5, 0.29, 0.15 MBq/ml are fixed on the plastic block in the plastic water tank filled with distilled water.

III. 結 果

1. 臨床応用

1) 症例 1：左乳癌術後患者：49 歳，男性

骨シンチグラム全身プラナー像および merged SPECT 像では左右肋骨，上部胸椎，下部腰椎，骨盤に集積亢進を認めた (Fig. 3, 4). ^{89}Sr 制動放射線全身プラナー像では，骨シンチグラムで集積亢進を認めた肋骨への集積は不明瞭であった。 ^{89}Sr 制動放射線 merged SPECT 像では，上部胸椎，下部腰椎，骨盤への集積がより明瞭化した，肋骨への集積は不明瞭であった (Fig. 3, 4).

2) 症例 2：背部痛を訴える前立腺癌患者：

81 歳，男性

骨シンチグラム全身プラナー像および merged SPECT 像では頸椎，肋骨，骨盤に集積亢進を認めた (Fig. 5, 6). ^{89}Sr 制動放射線全身プラナー像では，骨シンチグラムで集積亢進を認めた部位に淡い集積を認めた。 ^{89}Sr 制動放射線 merged SPECT 像では，プラナー像の集積よりも脊柱，肋骨，骨盤への集積が明瞭になった (Fig. 5, 6).

2. ファントム実験

低濃度線源から高濃度線源まで，プラナー像での収集時間，merged SPECT 像での検出器回転数を増やすにつれて直線的にカウントが上昇した (Fig. 7a, b). 制動放射線プラナー像および merged SPECT 像で線源の濃度差を検出できることを確認できた。

IV. 考 察

^{89}Sr 制動放射線全身 merged SPECT において， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -H-MDP 全身 merged SPECT 像で認めた限局性の集積部位に限局性の集積亢進を認めた。 ^{89}Sr 制動放射線の全身プラナー像と比べ，全身 merged SPECT 像は限局性の集積がより明瞭となった。ファントム実験では ^{89}Sr 制動放射線プラナー像および SPECT 像で線源の濃度差を検出できることを確認できた。Ito らも， ^{90}Y 制動放射線 SPECT をファントムで検証し，線源の濃度と収集カウントは正の相関を示したと報告している⁶⁾。

^{89}Sr の β 線がもたらす制動放射線をガンマカメラのプラナー像で画像化することはこれまでに報告されているが^{2~5)}，画質は不十分であった。骨シンチグラム上の限局性集積部位に ^{89}Sr の集積を確認できれば ^{89}Sr 治療の客観的な指標として有用と考える。SPECT 画像から骨転移部に集積した ^{89}Sr の全身分布をより詳細に知ることができれば，治療効果不良の患者での原因評価，臨床効果の推定，骨髄付与線量の把握等に有用と考えられる^{3,7)}。

^{89}Sr の制動放射線は連続スペクトルであるため，プラナー像のエネルギーウィンドウ (100 keV \pm 50%) に加えて，カウントを稼ぐために SPECT では装置の性能で保証されたエネルギーウィンドウの範囲内で，隣接したエネルギーウィンドウ (300 keV \pm 50%) を追加し，できるだけ広いエネル

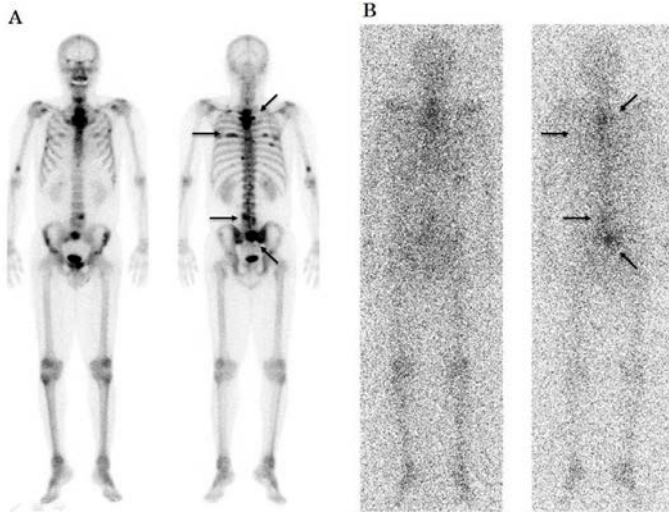


Fig. 3

Case 1. Whole body planar images (*left*: anterior view, *right*: posterior view) of ^{99m}Tc -H-MDP (A) and ^{89}Sr bremsstrahlung (B) of a 49-year-old, male of post-operative left breast cancer patient. ^{89}Sr bremsstrahlung planar images show uptake on upper thoracic and lower lumbar vertebra, and pelvic bone (*arrows*) consistent with ^{99m}Tc -H-MDP images (*arrows*). However, bilateral rib uptakes are unclear in ^{89}Sr bremsstrahlung image.

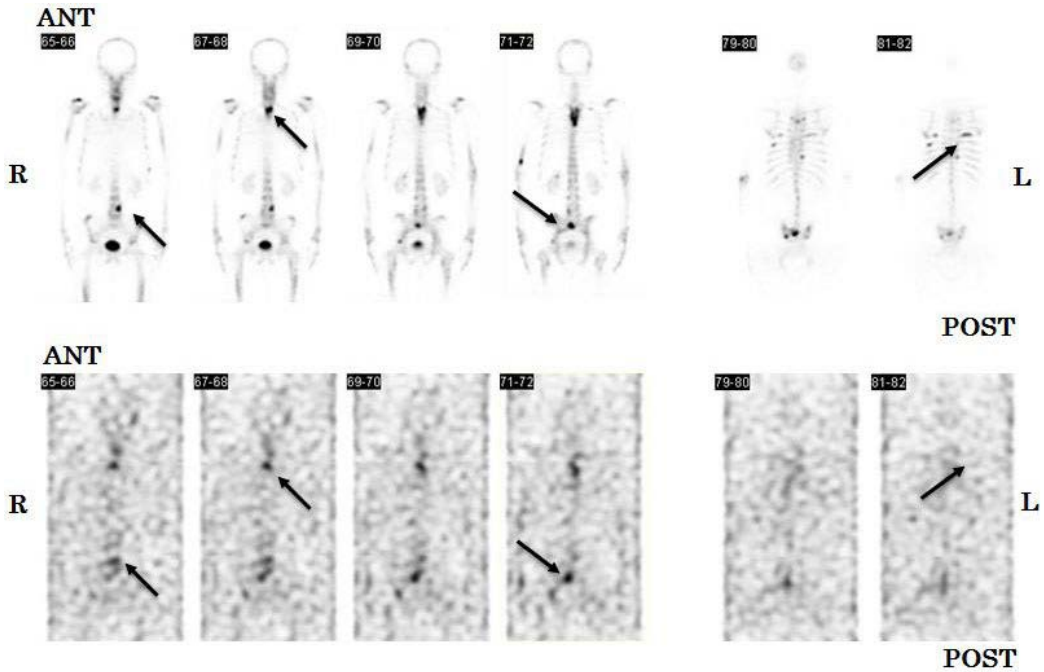


Fig. 4 Case 1. Whole body merged SPECT coronal images (anterior to posterior) of ^{99m}Tc -H-MDP (*upper row*) and ^{89}Sr bremsstrahlung (*lower row*).

Focal accumulations of thoracic and lower lumbar vertebra, and pelvic bone are much clearer on SPECT images (*arrows*) than those of whole body planar images of ^{89}Sr bremsstrahlung. However, bilateral rib uptakes (*arrow*) are unclear in ^{89}Sr bremsstrahlung SPECT image.

(ANT: anterior, POST: posterior, R: right, L: left)

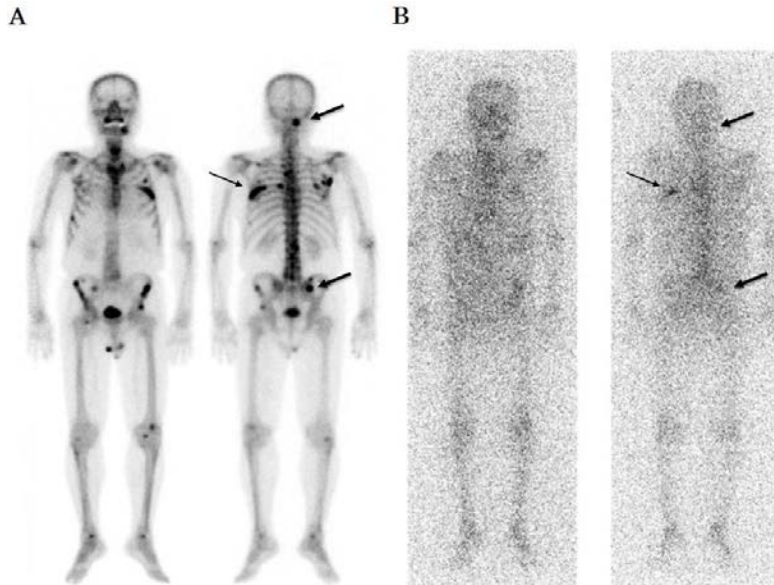


Fig. 5 Case 2. Whole body planar images (*left*: anterior view, *right*: posterior view) of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -H-MDP (A) and ^{89}Sr bremsstrahlung (B) of an 81-year-old, male of prostate cancer patient.
 ^{89}Sr bremsstrahlung planar images show unclear uptake on multiple lesions such as cervical vertebra and pelvis (*large arrows*) except for left posterior middle rib (*small arrow*) as compared with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -H-MDP images.

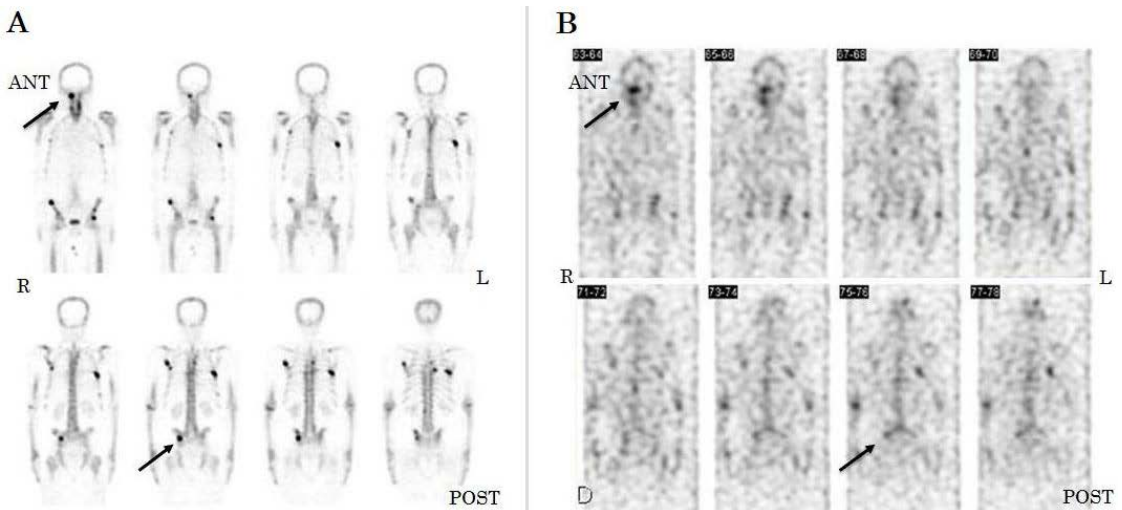


Fig. 6 Case 2. Whole body merged SPECT coronal images of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -H-MDP (A) and ^{89}Sr bremsstrahlung (B).
 Focal accumulations of cervical vertebra and pelvis are much clearer on merged SPECT images (*arrows*) than those of whole body planar images of ^{89}Sr bremsstrahlung.

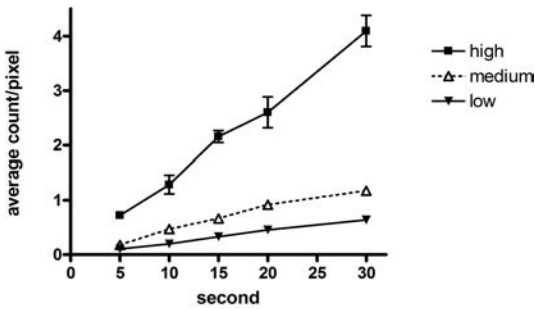


Fig. 7a Relationship between acquisition time (seconds) and average count/pixel in each concentration of radioactive sources on planar phantom image. Counts of each concentration linearly increase as acquisition time increase.

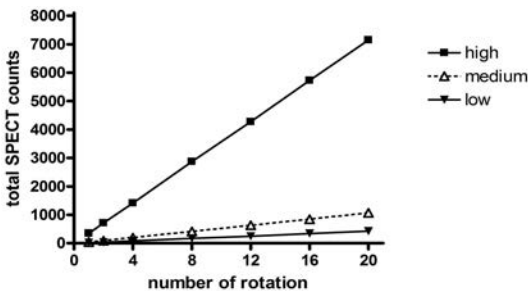


Fig. 7b Relationship between number of rotation and total SPECT counts in each concentration of radioactive sources on SPECT phantom image. Counts of each concentration linearly increase as number of rotation increase.

ギーウィンドウを設定した (Fig. 1). γ 線の光電ピークに絞ったプラナー像および SPECT 像とは収集方法が異なるため, 得られた集積の定量性についてファントム実験で検証した. 制動放射線プラナー像および SPECT 像で線源の濃度差を検出できることを確認できた. プラナー像において画質に影響するパラメータ (機器の検出率, ^{89}Sr 校正線源の組織の吸収係数) の最適化を試みた報告はある⁴⁾. 今回われわれのファントム実験では, バックグラウンドなしでの実験しか行っていない. ^{89}Sr 以外の β 放射線核種である ^{32}P や ^{90}Y を用いた制動放射線 SPECT の試みはこれまでに報告があるが^{6,8~10)}, ^{89}Sr を用いた制動放射線 SPECT

の報告はわれわれが知る限りではない. 過去の報告では ^{90}Y を用いたファントム実験で, 適切な補正に基づいて画像再構成を行えば, 制動放射線 SPECT で正確な定量性を得られるとしている¹⁰⁾. しかし, 連続エネルギーのイメージングにおいて, 適切な補正を見つけることは非常に困難であると考えられる. 今回のファントム実験では, 簡便なイメージングで集積の相対評価が可能であることが示唆された.

今回 ^{89}Sr 制動放射線 merged SPECT を撮像することにより, プラナー像では不十分であった局所の集積部位をより明瞭に把握することができた.

今回の検討で使用したガンマカメラの検出器は, 5/8 インチであった. 通常臨床で用いられる 3/8 インチ検出器でも同様の結果が得られるかどうかは今後検証が必要である.

^{89}Sr merged SPECT 像において, 骨シンチグラム上の集積亢進部位への集積を認めたが, 正常の骨への集積は不明瞭である. 今後骨シンチグラフィの merged SPECT 像, X 線 CT との合成画像の開発が有用と考える⁸⁾. 今後症例数を増やして骨シンチグラフィおよび SPECT との比較など, 詳細に検証していきたい.

V. 結 論

^{89}Sr 制動放射線 SPECT を撮像することにより, 局所の集積部位をより詳細に把握することができた.

^{89}Sr を用いたファントム実験で集積の濃度差を検出できることが確認できた.

本研究の一部は日本核医学会第 71 回中部地方会 (金沢, 2010 年 6 月 19 日), 第 50 回日本核医学会学術総会 (大宮, 2010 年 11 月 11 日~13 日) において発表した.

文 献

- 1) 向井孝夫: 物理的基礎知識, 放射線と物質の相互作用. 鳥塚莞爾編, 新核医学. 金芳堂, 京都, 1982: 17-18.
- 2) Uchiyama M, Narita H, Makino M, Sekine H, Mori Y,

- Fukumitsu N, et al: Strontium-89 therapy and imaging with bremsstrahlung in bone metastases. *Clin Nucl Med* 1997; 22: 605–609.
- 3) 成田浩人, 内山眞幸, 大下 崇, 平瀬 清, 牧野元治, 森 豊, 他: シンチレーションカメラを用いた Strontium-89 の制動放射線によるイメージング. *核医学* 1996; 33: 1207–1212.
 - 4) Cipriani C, Atzei G, Argirò G, Boemi S, Shukla S, Rossi G, et al: Gamma camera imaging of osseous metastatic lesions by strontium-89 bremsstrahlung. *Eur J Nucl Med* 1997; 24: 1356–1361.
 - 5) 小田 瞳, 原 英行, 上田 治, 川俣宏昭, 坂井洋登, 加藤康彰, 他: ⁸⁹Sr 制動放射線の画像化における基礎的検討. *日放技学誌* 2010; 66: 764–773.
 - 6) Ito S, Kurosawa H, Kasahara H, Teraoka S, Ariga E, Deji S, et al: ⁹⁰Y bremsstrahlung emission computed tomography using gamma cameras. *Ann Nucl Med* 2009; 23: 257–267.
 - 7) Baziotis N, Yakoumakis E, Zissimopoulos A, Geronicola-Trapali X, Malamitsi J, Proukakis C: Strontium-89 chloride in the treatment of bone metastases from breast cancer. *Oncology* 1998; 55: 377–381.
 - 8) Siegel JA: Quantitative bremsstrahlung SPECT imaging: attenuation-corrected activity determination. *J Nucl Med* 1994; 35: 1213–1216.
 - 9) Mansberg R, Sorensen N, Mansberg V, Van der Wall H: Yttrium 90 Bremsstrahlung SPECT/CT scan demonstrating areas of tracer/tumor uptake. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007; 34: 1887.
 - 10) Minarik D, Sjögreen Gleisner K, Ljungberg M: Evaluation of quantitative ⁹⁰Y SPECT based on experimental phantom studies. *Phys Med Biol* 2008; 53: 5689–5703.

Summary

A Trial of ⁸⁹Sr Bremsstrahlung SPECT

Seiichiro OTA*, Hiroshi TOYAMA*, Masaki UNO**, Masaki KATO**,
Masanobu ISHIGURO**, Takahiro NATSUME***, Fumitaka ITO*, Kaoru KIKUKAWA*,
Masanori TADOKORO***, Takashi ICHIHARA*** and Kazuhiro KATADA*

*Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine

**Section of Radiology, Fujita Health University Hospital

***Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University School of Health Sciences

Objective: ⁸⁹Sr bremsstrahlung SPECT imaging has been evaluated for detecting the more detailed whole body ⁸⁹Sr distribution.

Methods: ⁸⁹Sr bremsstrahlung whole body planar and merged SPECT images were acquired by using two detectors type SPECT system. Energy window A (100 keV ± 50%) for planar imaging, and energy window A plus adjacent energy window B (300 keV ± 50%) for SPECT imaging were set on the continuous spectrum. Those images were compared with ^{99m}Tc-H-MDP whole body planar and merged SPECT images. To verify the accumulation obtained by bremsstrahlung whole body planar and merged SPECT image, we made original phantom based on the counts of clinical study imaging.

Results: On ⁸⁹Sr bremsstrahlung merged SPECT image, focal accumulations were recognized in the parts of ^{99m}Tc-H-MDP merged SPECT accumulation. Focal accumulations were much clearer on ⁸⁹Sr bremsstrahlung merged SPECT imaging than those of whole body planar image of ⁸⁹Sr bremsstrahlung. In phantom study, counts of each concentration linearly increase as acquisition time and number of rotation increase on planar and SPECT images.

Conclusions: ⁸⁹Sr bremsstrahlung merged SPECT imaging would be useful for detecting the more detailed whole body ⁸⁹Sr distribution.

Key words: Strontium-89 chloride, Bremsstrahlung, SPECT, Gamma camera, Bone metastasis.