

# 乳がんセンチネルリンパ節シンチグラフィにおける 中エネルギーコリメータを用いた撮像法の有用性

對間 博之<sup>1,2)</sup> 高山 輝彦<sup>2)</sup> 山永 隆史<sup>1)</sup>  
木津 寛人<sup>2)</sup> 下西 祥裕<sup>1)</sup> 小堺 和久<sup>1)</sup>  
野口 敦司<sup>2)</sup> 小野口昌久<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

<sup>2)</sup>金沢大学大学院 医学系研究科

## Validity of Medium-Energy Collimator for Sentinel Lymphoscintigraphy Imaging

Hiroyuki TSUSHIMA<sup>1,2)</sup>, Teruhiko TAKAYAMA<sup>2)</sup>, Takashi YAMANAGA<sup>1)</sup>,  
Hiroto KIZU<sup>2)</sup>, Yoshihiro SHIMONISHI<sup>1)</sup>, Kazuhisa KOSAKAI<sup>1)</sup>,  
Atsushi NOGUCHI<sup>2)</sup> and Masahisa ONOGUCHI<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Department of Radiological Technology, Osaka City University Hospital

<sup>2)</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

(article received: Sep 4, 2007)

### I. 緒 言

悪性黒色腫において放射性同位元素を用いたセンチネルリンパ節 (SLN) を同定する手法が紹介されてから、センチネルリンパ節シンチグラフィは悪性黒色腫や乳がんにおける局所リンパ節の評価の有効な方法として急速に広まった<sup>1-8)</sup>。放射性同位元素を用いたセンチネルリンパ節シンチグラフィは色素法に比べ、リンパ節の同定率が高いなどの利点があるが、一方、いくつかの問題点を有している<sup>9)</sup>。それは、目的となるリンパ節が小さく、集積も極端に少ない点である。ほとんどの放射能は投与部位に残存し、散乱線や隔壁通過 (ペネトレーション) などのアーチファクトを生じさせる原因になる<sup>8)</sup>。

リンパ節の同定の手法は悪性黒色腫ではほぼ確立しているが、残念ながら乳がんでは確立するに至っていない<sup>7)</sup>。しかし、乳がんのセンチネルリンパ節シンチグラフィを撮像する際にアーチファクトを抑制し、同定率の向上させるためには、その撮像法がとても重要である<sup>10-17)</sup>。その一つの工夫として、投与部位の直上に小さな鉛板を置き遮

蔽する方法 (鉛遮蔽法) が以前より多くの文献で報告されている<sup>9)</sup>。しかし、鉛遮蔽法は投与部位近傍の SLN を鉛板自身で隠してしまう危険性がある。鉛板によって SLN を見えなくしてしまう可能性を回避するために、われわれは鉛板を使用せず、その代わりに中エネルギー (ME) コリメータを用いる新しい撮像法を考案した。さらに、エネルギーセンターレベルを調整することで、投与部位近傍にあるリンパ節の描出を改善できるとの報告<sup>1)</sup>をもとに収集エネルギー設定についても検討した。なお、乳がん患者の正確な SLN の同定を行うために、臨床症例のデータをもとにファントムを作成し、ME コリメータを使用する撮像法の有用性を検討した。

### II. 方 法

#### 1) ファントム

乳がんセンチネルリンパ節シンチグラフィにおける ME コリメータを用いた撮像法の有用性を評価するために、われわれは3つのタイプのファントムをアクリル板で作成した。

投与部 (IS: Injection Site) ファントムは、直

径 2 cm で 1 cm の厚みを持つ円柱の形状をしており、その中に 40 MBq の  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetate を封入したものである。2つ目のファントムはリンパ節（LN: Lymph Node）ファントムで、放射能濃度の違いが画像におよぼす影響について検討するためのものである。このファントムは、15×30 cm で厚さ 1 cm の長方形のアクリル板に30個の穴を開けたものである（Fig. 1 A と C）。これら穴は直径 6.0, 8.5, 12.0 mm の異なる3つの大きさで各10個が直線上に配置されている。リンパ節シンチグラフィのカウン트는集積する放射能

量に従って変化するとして、各大きさの10個の穴には放射能 0.78~400 kBq まで2倍ずつ10段階になるように 200  $\mu\text{l}$  の  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetate をそれぞれ封入した。なお、ファントムの表面および底面には防水のシートを貼り、放射性薬剤の漏れを防止した。3つ目のファントムはコンビネーション（CB: Combination）ファントムで投与部とリンパ節の両方を模しており、投与部からの距離による SLN の描出について検討するためのものである。リンパ節は 2×2×1 cm 厚の正方形アクリルキューブの中心に 5 mm と 10 mm の径の穴

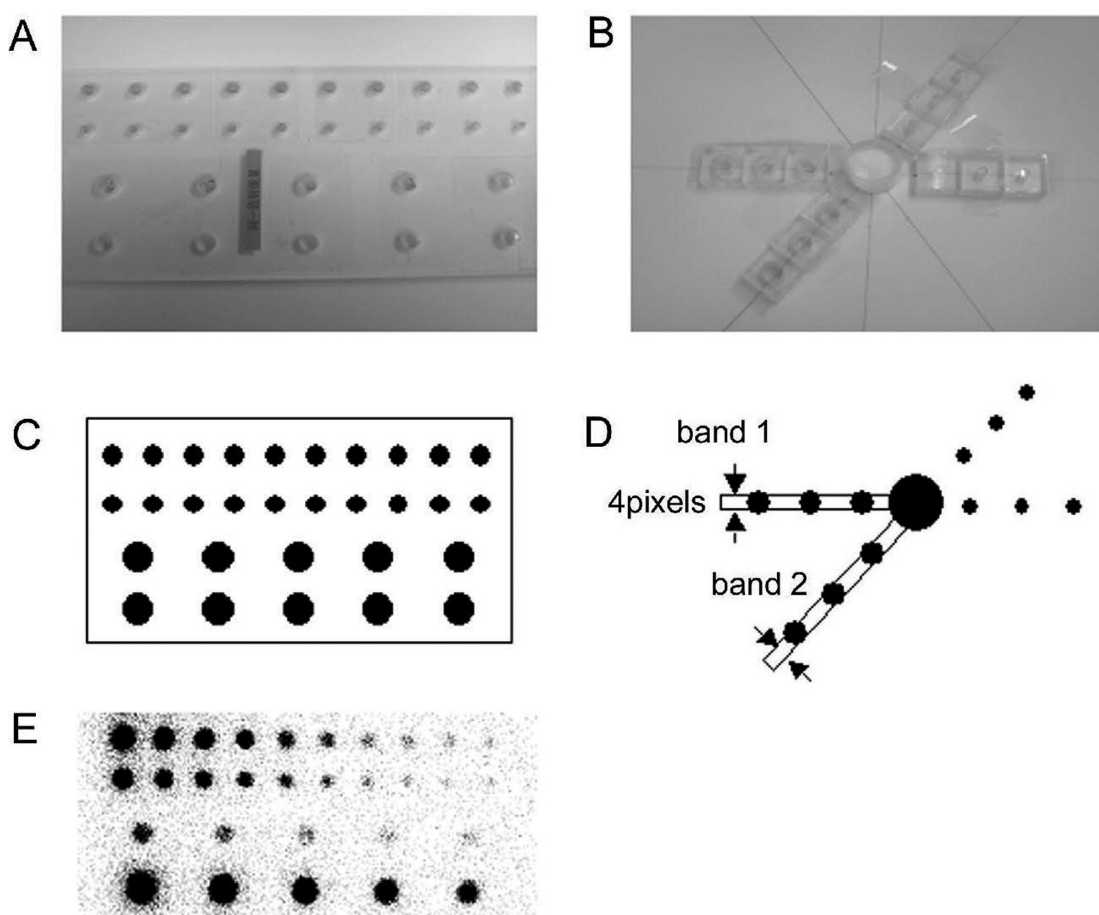


Fig. 1 (A and C) Appearance and illustration of LN phantom, respectively. Holes were 8.5 mm (top row), 6.0 mm (middle row), and 12.0 mm (bottom rows) in diameter. Concentration of  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetate in 10 holes with same diameters was changed from 0.78 (right) to 400 kBq (left) per 200 mL in 1:2 increments over 10 steps. (B and D) Appearance and illustration of CB phantom, respectively. Holes containing radioactivity simulating lymph node were placed at 3, 5, and 7 cm from center of cylindric source. Band 1 and band 2 show regions for which profile curves were obtained in H and S directions, respectively. (E) Image of LN phantom taken with LEHR collimator and energy window centered at 141 keV. Note that sizes of hot spots changed with concentration of radioactivity.

を開け、40 kBq の  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetate を入れて測定した。Fig. 1 の B に示すよう12個のアクリルキューブを、水平方向 (H 方向) とスターアーチファクトが発生する方向 (S 方向) で各 3, 5, 7 cm の位置に全部で12個配置した。Fig. 1 の D に配置のシェーマを示す。

## 2) 撮像条件

本実験では、FORTE (ADAC) と DSX rectangular (Sophia Medical Corp.) の2種類の2検出器型ガンマカメラを使用した。基準画像はより高い画質が得られる FORTE で撮像した画像とした。リンパ節の放射エネルギーの画質への影響を調べるために、リンパ節ファントムを Low energy high-resolution (LEHR) コリメータを装着した FORTE を用い、エネルギー設定 141 keV ( $\pm 5\%$ ) で 250秒間撮像した。なお、画像マトリックスは  $256 \times 256$  で 1 pixel は 2.36 mm である。

LE コリメータを装着した2つのガンマカメラの比較を行うために、両者で投与部ファントムを撮像した。撮像に際しわれわれは2つの仮定を立てた。はじめに患者の体内における吸収および散乱を考慮し体厚をアクリル板 20 cm に相当とした。さらに、乳がん患者のリンパ節および腫瘍が深さ 2 cm にあると想定した。これら2つの仮定をもとに投与部ファントムを 2 cm と 18 cm のアクリル板の間に配置し、鉛板ありとなしでそれぞれ250秒間収集した。撮像は、臨床使用と同様に直径 4 cm  $\times$  3 mm 厚の鉛板をアクリル板の表面に置き、コリメータはなるべく近接した状態で行った。

次に、LEHR コリメータおよび ME コリメータの各コリメータにおいて、141 keV ( $\pm 5\%$ ) および 146 keV ( $\pm 5\%$ ) の2種類のエネルギー設定でコンビネーションファントムを撮像することで、コリメータの性能やエネルギー設定が画質に対して及ぼす影響について検討した (ここで、LEHR コリメータと 146 keV ( $\pm 5\%$ ) の組み合わせについて、極端に感度が低下することから撮像時間が長くなりすぎ、実用的でないため割愛することとした)。なお、ME コリメータと 146 keV ( $\pm 5\%$ ) を組み合わせた撮像法を ME 法とし、その感度はコリメータの基本性能から鉛遮蔽法と同等であると考えられた。

最後に、臨床において腫瘍周囲に  $^{99m}\text{Tc}$ -スズコロイド 40 MBq (1.5 ml) を投与して4時間経過した乳がん患者を対象に ME コリメータを用いた方法の有用性について検討した。撮像は FORTE に LEHR コリメータおよび ME コリメータを装着し、仰臥位にて正面像を250秒収集した。

## 3) プロファイル解析

プロファイルカーブは各距離で得られた ROI (Regions of interest) カウントをもとに連続的にプロットし求めた。コンビネーションファントムの上に長さ 1 pixel (2.36 mm)  $\times$  幅 4 pixel (9.4 mm) の ROI を設定し、投与部の中心から H 方向、S 方向それぞれにカウントを測定した (Fig. 1 の D)。

## 4) コントラストの評価

投与部ファントムとリンパ節ファントムの両方の画像から、コントラストを決定した。投与部ファントムでは投与部の中心より 2~7 cm まで 1 cm おきに  $4 \times 4$  ピクセルの ROI を設定してバックグラウンド (BG) とした。同様の ROI をリンパ節ファントムの 8.5 mm 径で放射能 25, 100, 400 kBq の部分に設定し、リンパ節のカウントとした。コントラストは、以下の式のように定義した。

$$C = (\text{SLN} - \text{BG}) / (\text{SLN} + \text{BG}) \quad (1)$$

ここで C はコントラスト、SLN はリンパ節の平均カウント、BG は投与部から発生したバックグラウンドの平均カウントを示す。実際の撮像では各位置で測定されたカウントを真のカウントと、投与部位からの BG カウントに区別することは困難であるため、今回の実験では、投与部位からの散乱線を BG として、あえて別々に測定しコントラストを算出した。

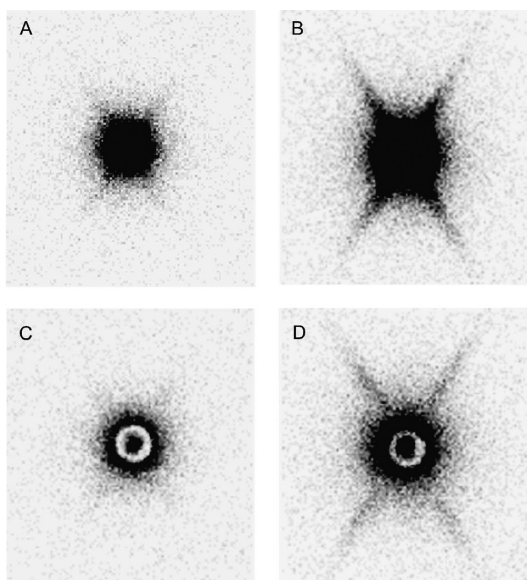
得られたコントラストをもとに、われわれはリンパ節の画質の評価や、最適な撮像時間の検討を行った。異なった撮像時間でのコントラストは、リンパ節ファントムおよび投与部ファントムを 1~15分まで1分おきにデータを収集し、各収集時間でコントラストを算出した。得られたコントラストと撮像時間の関係より、最も安定したコントラストが得られる時間を求め最適収集時間とした。

### Ⅲ. 結 果

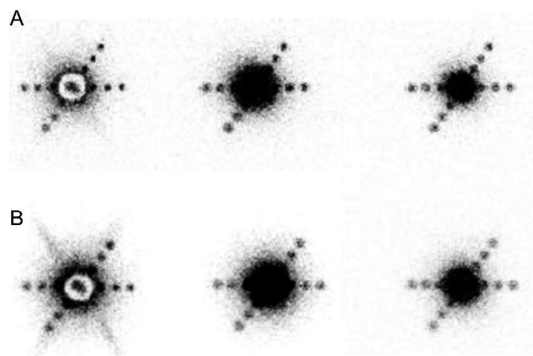
#### 1) 画像の比較

**Fig. 1** の E に LEHR コリメータ，エネルギーセンターレベル 141 keV で撮像したリンパ節ファントムを示す．ここで注目すべきは，画像上のリンパ節の大きさが封入された放射能の減少に伴って小さくなっているが，異なる径の集積を比較すると，その描出の程度には大きさによる差がほとんどないことである．**Fig. 2** に示すように，LE コリメータを使用した DSX rectangular においては，鉛板による遮蔽を行うか否かに関わらず，いずれもスターアーチファクトの発生が認められ，明らかに LEHR コリメータを使用した FORTE で撮像した画像のほうが優れていた．

141 keV ( $\pm 5\%$ )，ME コリメータで撮像されたコンビネーションファントムの画像は，高集積



**Fig. 2** Comparison of IS phantom images obtained with 2 cameras. (A) FORTE camera without lead shield. (B) DSX rectangular camera without lead shield. (C) FORTE camera with lead shield. (D) DSX rectangular camera with lead shield. Images were taken with LE collimator and energy window centered at 141 keV ( $\pm 5\%$ ) for 250 s of data acquisition. Prominent star-shaped artifacts are shown on DSX rectangular camera images.



**Fig. 3** Comparison of CB phantom images obtained with FORTE camera (A) and DSX rectangular camera (B). (Left) 141 keV with LE collimator and lead shield-central white area shows effect of lead shield. (Middle) 141 keV with ME collimator. (Right) 146 keV with ME collimator.

な投与部位が広範囲に描出され，周囲の BG も鉛遮蔽法の結果に比べ増加した (**Fig. 3**, 中)．しかし，同じ ME コリメータを使用しても，エネルギーのセンターレベルを 141 keV から 146 keV にすることで，高集積の部分は小さくなり，BG も低下した．

**Fig. 4** に，乳がん患者のセンチネルリンパ節シンチグラフィ（正面像）を示す．鉛遮蔽法を使用しても臨床画像においてはわずかにスターアーチファクトが残存する．よって，鉛板が正確に投与部を遮蔽することができない場合はとくに，偽陰性が生じる可能性が高くなる．また，**Fig. 4** で ME 法 (ME コリメータで 146 keV) は ME コリメータで 141 keV の設定にくらべ，小さな SLN をより明瞭に描出できている．

#### 2) プロファイルカーブの評価

**Fig. 5** に，FORTE および DSX rectangular で収集されたコンビネーションファントム (10 mm) のプロファイルカーブを示す．2つのカメラの感度は後者のほうが前者に比べ高いため，検出されるカウント値は大きく異なった．投与部の高集積からの散乱線が原因で，5 cm でのリンパ節のカウントは同じ放射エネルギーでありながら 7 cm よりも高く，3 cm よりも低い結果となった．FORTE において，鉛遮蔽法と ME 法で得られたカーブは，2 cm 以降で同様な結果となったが，2 cm より投与部に近い位置では，鉛遮蔽法では

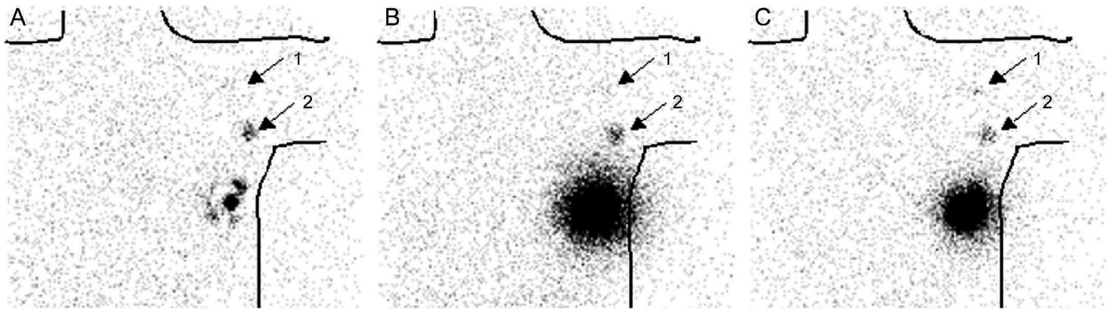


Fig. 4 Static sentinel node lymphoscintigraphy (anterior views) in patient with breast cancer. (A) Image obtained with LEHR collimator and lead shield (lead shielding method). Lead shield covers imperfectly radioactivity at injection site. (B) Image obtained with ME collimator and energy window centered at 141 keV. (C) Image obtained with ME collimator and energy window centered at 146 keV (ME method). Arrows 1 and 2 show SLNs. ME method produced clear depiction of even small SLN (arrow 1).

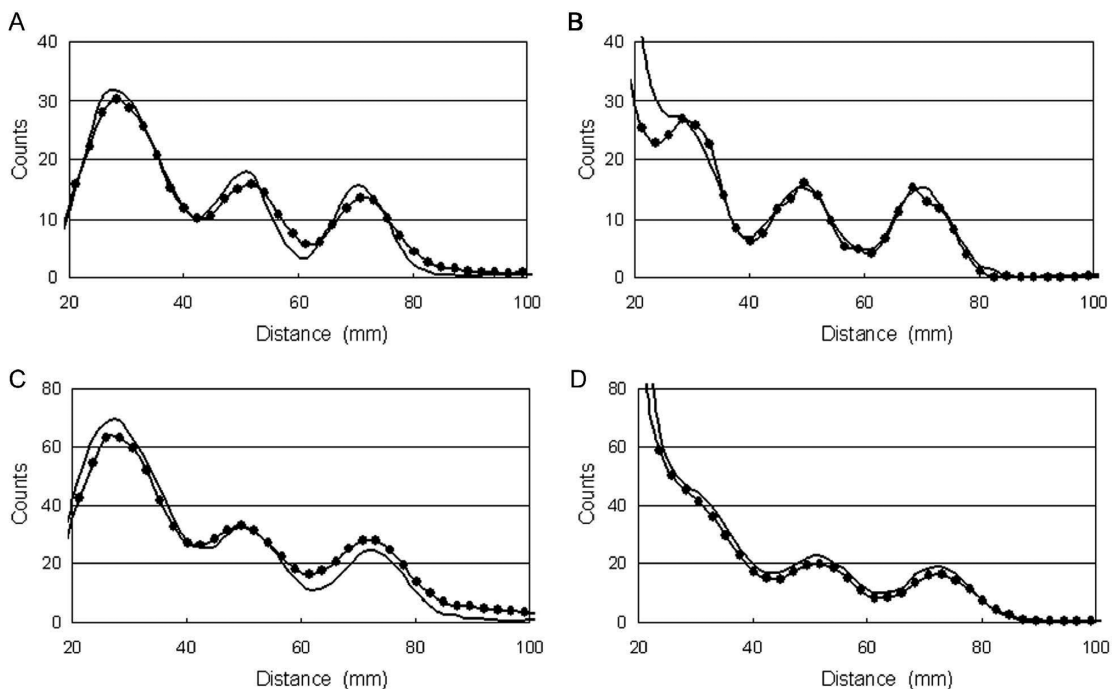


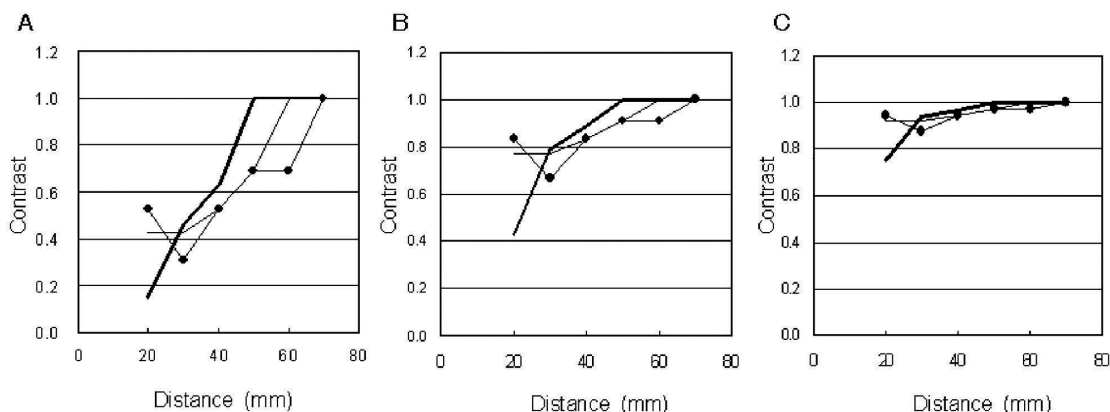
Fig. 5 Profile curves acquired with 10-mm holes in CB phantom. (A and B) FORTE camera curves. (C and D) DSX rectangular camera curves. (A and C) Lead shielding method. (B and D) ME method. Note difference in longitudinal scales between FORTE and DSX rectangular camera graphs. Data obtained in H direction and data obtained in S direction are shown by plain solid line and by solid line with circles, respectively.

鉛板があるため、ME 法に比べ著しく低カウントとなっている。また、ME 法ではH方向とS方向に大きな違いはなかった（そのため、今後は、ME 法においてはH方向とS方向の区別をせずに同一の結果として扱う）。なお、この結果は 5 mm のホットスポットにおいても同様な結果と

なった。

### 3) 画像コントラストの評価

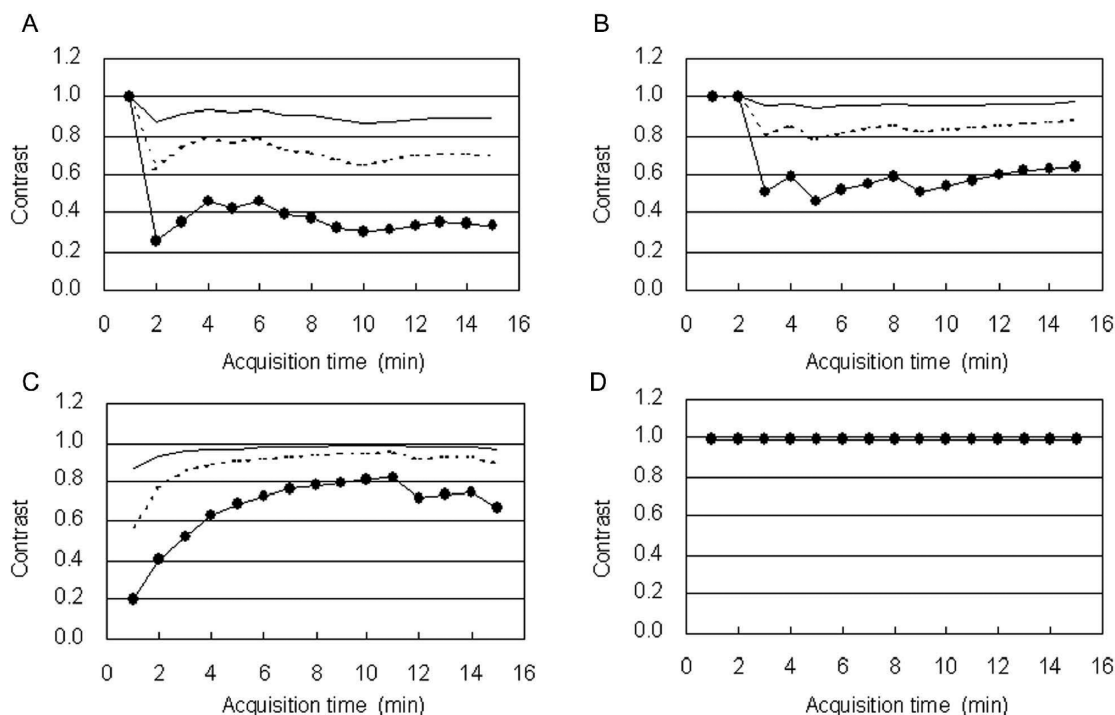
Fig. 6 に示すようにコントラストは、リンパ節の放射エネルギーによって大きく影響される。25 kBq (Fig. 6 の A) ではコントラストが距離の増加にしたがって改善されたが、400 kBq (Fig. 6 の C)



**Fig. 6** Relationship between lymph node site (distance from injection site) and image contrast with various levels of radioactivity for 5 min of data acquisition. (A) 25 kBq. (B) 100 kBq. (C) 400 kBq. Data obtained in H-direction with lead shielding method, data obtained in S-direction with lead shielding method, and data obtained with ME method are represented by plain thin line, by thin line with circles, and by thick line, respectively.

ではほぼプラトーに達しており，25 kBq ほどの改善は見られなかった．また，S 方向はH方向に比べややコントラストが低下したが大きな差は見

られなかった．投与部から 2 cm 以下の位置において ME 法は，鉛遮蔽法よりコントラストが低い結果となった．しかし，3 cm 以上の位置にお



**Fig. 7** Relationship between image contrast and data acquisition time. (A) Contrast at 3 cm with lead shielding method. (B) Contrast at 3 cm with ME method. (C) Contrast at 5 cm with lead shielding method. (D) Contrast at 5 cm with ME method. Radioactivity concentrations of 400, 100, and 25 kBq/200 mL are represented by plain solid line, by dotted line, and by solid line with circles, respectively.

いては ME 法が鉛遮蔽法よりも高いコントラストを有し、画質が高いことが示唆された。

ME 法で 5 cm、鉛遮蔽法で 7 cm 以上においてコントラストが 1.0 となっているが、これは、それぞれの方法で散乱線等の BG 値が 0 になったことを示している。

**Fig. 7** に投与部から 3 cm および 5 cm の位置における収集時間と画像コントラストの関係を示している。3 cm の位置において鉛遮蔽法と ME 法は同様な傾向を見せたが ME 法がよりコントラストが高い結果となった (**Fig. 7 A** と **B**)。しかし、5 cm の位置ではそれぞれの方法で結果は異なった。ME 法は、25 kBq と極端に少ない放射能においても鉛遮蔽法に比べ高いコントラストを呈した。また、撮像時間の検討では、約 5 分で安定した。このことより、ME 法を使用することによって、より短時間での撮像が出来ることと期待される。

## IV. 考 察

### 1) ファントム

当院で検査を行った乳がん患者 25 例の臨床データをもとに 3 つのタイプのファントムを作成した。摘出された SLN のサイズは直径 5~15 mm の範囲であった。また、SLN に集積していた放射エネルギーは 2 kBq~1.2 MBq に相当し、これは、高い集積でも全投与量 40 MBq のたった 3% 程度にしかならないことを示している。なお、この集積放射能の値は事前にリンパ節ファントムにて求められたカウントと放射エネルギーの関係を推定し求めた次の回帰式にて決定した。 $y = 0.1162x$  ( $r = 0.999$ ,  $P > 0.01$ )、ここで、 $y$  はカウント (counts/pixel) で、 $x$  は封入した放射エネルギー (kBq) である。De Cicco<sup>6)</sup> らは乳がん患者の皮下にトレーサーを投与した場合、投与した放射エネルギーの約 1% が各リンパ節に移行する、また、腫瘍周囲に投与した場合にはさらに少なく投与量の 0.1% 程度しか移行しないと報告している。われわれは、臨床のシンチグラフィにおいて投与部位中心から SLN の距離を求めた結果、正面像で 3.2~14.7 cm ( $7.5 \pm 2.7$  [mean  $\pm$  SD] cm)、斜位像で 3.6~15.7 cm ( $10.1 \pm 2.9$  cm) となり、いずれの撮像体位においても、その距離は 3 cm 以上であった。

### 2) 画像の比較

われわれは、コリメータを通過するペネトレーションによって、ある特定の方向に対称形のスターアーチファクトを生じることがすでに報告している<sup>16)</sup>。例えば、**Fig. 2** に示すように FORTE ではわずかにしかスターアーチファクトは発生しないが、対照的に DSX rectangular では非常に強いアーチファクトが生じている。

**Fig. 5** で示すように DSX rectangular では、FORTE に比べ高いカウントを得ることが出来る。これは、DSX rectangular と FORTE の LE コリメータ装着時の感度がそれぞれ 7.4 cpm/kBq および 4.6 cpm/kBq であり、DSX rectangular が FORTE に比べおよそ 1.6 倍の高感度であることを反映している。

一般的に LE コリメータではペネトレーションが原因でスターアーチファクトが生じる。メーカー公表の LE コリメータの性能では、両ガンマカメラの隔壁の厚さはともに 0.15 mm であるが、5% ペネトレーションエネルギーは、DSX rectangular で 150 keV、FORTE では 173 keV と大きく異なっていた。一方、ME コリメータの隔壁の厚さは FORTE で 1.14 mm、DSX rectangular で 0.9 mm と異なっており、FORTE において LE コリメータに対する ME コリメータの隔壁の厚さは 7.6 倍 ( $1.14/0.15$ ) となり、ME コリメータを使用することで  $\gamma$  線のペネトレーションを大幅に減少できることを示唆している。

Mariani<sup>8)</sup> らは、腫瘍の近傍にある SLN の同定において、散乱線の影響は重要な問題であると報告している。また、スターアーチファクトは近傍の SLN の描出を阻害するのでなるべく発生を抑制するほうが望ましい。本研究において ME コリメータとエネルギー設定 141 keV ( $\pm 5\%$ ) の組み合わせで得られた画像は、LE コリメータで撮像された画像よりも散乱線が多く混入して、バックグラウンドが高くなる結果となった。しかし、エネルギーのセンターレベルを 146 keV ( $\pm 5\%$ ) と高エネルギー側にシフトすることでバックグラウンドの少ない画像に改善された。Krynyckiy<sup>13)</sup> らも散乱線の情報を多く含む低エネルギーを除くことにより、一般的に画質が改善することに言及している。Glass<sup>1)</sup> らの報告のよう

に，光電ピークの高エネルギー側のみを収集することで散乱線を少なくすることが出来るが，逆にその代償として感度均一性と計数率の低下が生じてしまう．しかし，現在，市販されているデジタルカメラでは，センターレベルをずらしたエネルギーにあった均一補正データを作成することで感度均一性の低下を防止することが出来る．さらに，感度の低下についても感度の高い ME コリメータと組み合わせて使用することにより軽減される．

Lemstra<sup>15)</sup> らも臨床データおよびファントムを用いた SLN の同定について MEGP コリメータと LEAP コリメータの比較をした同様の報告をしている．彼らの結果は，MEGP コリメータを使用した場合には，高い感度と空間分解能を有する LEAP コリメータの場合より同定率が向上しないというもので，著者らの結果と異なっていた．ただし，結果が異なった理由として3つの違いが挙げられる．まず第1点目に，本研究で比較した MEGP コリメータは LEHR コリメータよりも感度が高く，逆に総合空間分解能は劣るものであったが，彼らが行った LEAP コリメータと MEGP コリメータの比較では，感度が約7%と総合空間分解能が約30%，いずれも LEAP コリメータの方が高かったことである．FORTEにおいて ME コリメータを使用することで LE コリメータの 4.6 cpm/kBq から約1.35倍の 6.2 cpm/kBq へ感度は上昇し，逆に空間分解能は 7.3 mm から 11.3 mm に低下した．2点目は彼らが本研究のような，収集エネルギーの設定について検討していないことである．3点目はスターアーチファクトが発生する斜め方向の検討を行っていない点である．よって，この2つの研究内容で一致した結果を提示することは困難であった．

彼らは，LEAP に対し，LEHR コリメータの空間分解能の利点は近接することで理論的にはわずかであり問題となりにくいが，LEHR の感度の低さは問題で，LEAP のコリメータを選択する要因となっていると報告している．すべての LE コリメータにおいて  $^{99m}\text{Tc}$  の適したエネルギー設定をした場合には，スターアーチファクトが少なからず画像上に発生する．これに対し，Krynicky<sup>17)</sup> らは， $^{99m}\text{Tc}$  のエネルギー設定を高

エネルギー側に設定することで，わずかなスターアーチファクトも除去できると報告している．

また，スターアーチファクトの発生を低減する方法として投与量を少なくする方法が提唱されているが，この方法では，SLN に移行する放射エネルギーも低下し，リンパ節の同定率が低下する恐れがあるため，あまりお勧めできない．

### 3) コントラストの評価

ME 法では，投与部位の中心から 3 cm 以上離れた距離において，鉛遮蔽法に比べ高いコントラストを示した．われわれの臨床データを用いた検討においては，SLN の投与部位から 3 cm 以上のところにあり，この点からも ME 法の有用性が示唆された．

本研究の結果，ME 法では約4分でコントラストが安定し，このことより臨床において使用する場合，5分間の収集があれば十分なコントラストが得られると考えられた．この結果は，ME 法が，鉛遮蔽法に比べ短時間の画像収集が可能であることを示唆している．

## V. 結 語

ME コリメータと，高エネルギー側にシフトしたエネルギー設定を組み合わせた ME 法は，一般的な鉛遮蔽法に比べ画像コントラストも優れ，鉛板による偽陰性も回避できる簡便で優れた撮像法であった．

## 謝 辞

本論文は，平成18年度国際交流・研修派遣者制度の助成により世界核医学会（10月，韓国ソウル）における発表を行った報告書として投稿したものである．今回の助成をいただいたことについて学会長はじめ学会員の方々に末筆ではあるが感謝の意を表したい．

なお，本稿は，Tsushima H, Takayama T, Yamanaga T, et al: Usefulness of medium-energy collimator for sentinel node lymphoscintigraphy imaging in breast cancer patients. J Nucl Med Technology, **34**: 153-159, 2006 に発表した論文の和訳である．

## 参考文献

- 1) Glass EC, Essner R and Giuliano AE: Sentinel node localization in breast cancer. *Semin Nucl Med*, **29**: 57-68, 1999
- 2) Morton DL and Chan AD: The concept of sentinel node localization: how it started. *Semin Nucl Med*, **30**: 4-10, 2000
- 3) Alazraki NP, Styblo T, Grant SF, et al: Sentinel node staging of early breast cancer using lymphoscintigraphy and the intraoperative gamma-detecting probe. *Semin Nucl Med*, **30**: 56-64, 2000
- 4) Williams BS, Hinkle GH, Douthit RA, et al: Lymphoscintigraphy and intraoperative lymphatic mapping of sentinel lymph nodes in melanoma patients. *J Nucl Med Technol*, **27**: 309-317, 1999
- 5) Tanis PJ, Valdes Olmos RA, Muller SH, et al: Lymphatic mapping in patients with breast carcinoma: reproducibility of lymphoscintigraphic results. *Radiology*, **228**: 546-551, 2003
- 6) De Cicco C, Cremonesi M, Luini A, et al: Lymphoscintigraphy and radioguided biopsy of the sentinel axillary node in breast cancer. *J Nucl Med*, **39**: 2080-2084, 1998
- 7) Nieweg OE, Tanis PJ and Rutgers EJT: Summary of the second international sentinel node conference. *Eur J Nucl Med*, **28**: 646-649, 2001
- 8) Mariani G, Moresco L, Viale G, et al: Radioguided sentinel lymph node biopsy in breast cancer surgery. *J Nucl Med*, **42**: 1198-1215, 2001
- 9) Ellis RL, Seifert PJ, Neal CE, et al: Periareolar injection for localization of sentinel nodes in breast cancer patients. *Breast J*, **10**: 94-100, 2004
- 10) Koizumi M, Nomura E, Yamada Y, et al: Improved detection of axillary hot nodes in lymphoscintigraphy in breast cancer located in the upper lateral quadrant with additional projection imaging. *Ann Nucl Med*, **18**: 707-710, 2004
- 11) Dunnwald LK, Mankoff DA, Byrd DR, et al: Technical aspects of sentinel node lymphoscintigraphy for breast cancer. *J Nucl Med Technol*, **27**: 106-111, 1999
- 12) Feenstra C, Lansbergen SM, Buseman-Sokole E, et al: Imaging of sentinel nodes comparing different collimators [abstract]. *Eur J Nucl Med*, **27**: 1006, 2000
- 13) Krynyckiy BR, Miner M, Ragonese JM, et al: Technical aspects of performing lymphoscintigraphy: optimization of methods used to obtain images. *Clin Nucl Med*, **25**: 978-985, 2000
- 14) Haigh PI, Hansen NM, Giuliano AE, et al: Factors affecting sentinel node localization during preoperative breast lymphoscintigraphy. *J Nucl Med*, **41**: 1682-1688, 2000
- 15) Lemstra C, Broersma M, Poot L, et al: Sentinel node detection in patients with breast cancer: low-energy all-purpose collimator or medium-energy collimator? *Clin Nucl Med*, **29**: 609-613, 2004
- 16) Tsushima H, Yamanaga T, Shimonishi Y, et al: Usefulness of imaging method without using lead plate for sentinel lymph node scintigraphy [in Japanese]. *Kaku Igaku*, **39**: 161-169, 2002
- 17) Krynyckiy BR, Sata S, Zolty I, et al: Sentinel node detection in patients with breast cancer: low-energy all-purpose collimator or medium-energy collimator? *Clin Nucl Med*, **30**: 369-370, 2005