

《原 著》

小型半導体ガンマカメラの性能評価

普及型試作器によるセンチネルリンパ節バイオプシーシミュレーション実験

織田 隆昭* 羽山 和秀* 土持 眞*

要旨 RI 手術ガイド手術用の小型半導体ガンマカメラ普及型試作器をセンチネルリンパ節生検に応用するために 3 種のコリメータ (標準, 高感度, 高分解能) を共同開発した. それらの基本性能を評価し, センチネルリンパ節 (SLN) 描出能についてシミュレーション実験を行った.

普及型試作器の検出部は CdTe 素子単位 32×32 の合計 1,024 ピクセルから構成されており (アクロラド社製, うるま市), FOV は $44.8 \text{ mm} \times 44.8 \text{ mm}$ である. 標準コリメータを用いるとエネルギー分解能, 空間分解能は FWHM で 6.9% ($^{99\text{m}}\text{Tc}$), 1.59 mm であり, プロトタイプと同様の性能であった. シミュレーション実験では高感度コリメータが SLN を他のコリメータよりも明瞭に描出できた. 高分解能コリメータは RI 注入部位近位の SLN を描出できた. しかしバックグラウンド濃度が増すとその検出能も低下した. 適切なコリメータを利用することにより, 半導体ガンマカメラのセンチネルリンパ節生検における有用性を高めることができる.

(核医学 46: 1-12, 2009)

1. 緒 言

われわれは RI ガイド手術用の小型半導体 γ カメラプロトタイプ (以下プロトタイプと略す) を開発し, その性能が優れていることを報告してきた¹⁻⁴⁾. またセンチネルリンパ節生検, Sentinel Lymph Node Biopsy (以下 SLNB と略す) にも使用できる可能性を明らかにした^{3,4)}.

SLNB は現在, 悪性黒色腫や乳癌などの悪性腫瘍においてほぼ確立した手法となっている. 最近では口腔癌, 頭頸部癌へも導入されつつあり, その有用性が国内外から報告されてきている⁵⁻¹⁰⁾. SLNB の際にセンチネルリンパ節 (以下 SLN と略

す) を同定する方法には, RI 法, 色素法等があり, 多くの国内外の施設では RI 法が利用されている^{7,9,11)}. SLNB における RI 法では術中に SLN を検出するため, 小型の RI 検出器 (γ プローブ) が用いられている. しかし, γ プローブでは単に RI の計数のみを表示し, ピッチ音の高低で表現するのみで, 集積した RI の視覚化はできない. SLNB 時に SLN の RI 集積を視覚化することができれば, 手術操作を容易にすることができると考えられる.

今回検討した小型半導体 γ カメラ普及型試作器 (以下普及型試作器と略す) は, プロトタイプにおいて平面上に配列した Application-Specific Integrated Circuits (ASICs) 配列を立柱状にすることにより, 検出器の形状が平板型から立柱状になり, 術野被覆を最小限にして把持しやすい仕様となった. また普及型試作器をセンチネルリンパ節生検に応用するために 3 種のコリメータ (標準コリメータ, 高感度コリメータ, 高分解能コリメータ)

* 日本歯科大学新潟生命歯学部歯科放射線学講座
 受付: 20 年 6 月 5 日
 最終稿受付: 20 年 12 月 18 日
 別刷請求先: 新潟市中央区浜浦町 1-8 (☎ 951-8580)
 日本歯科大学新潟生命歯学部
 歯科放射線学講座

織 田 隆 昭

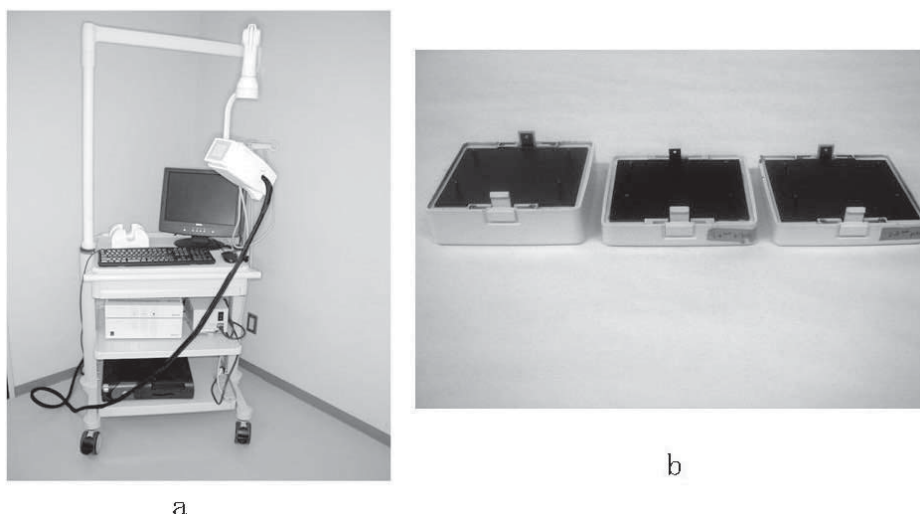


Fig. 1 Small semiconductor gamma camera (SSGC), clinical application type. (a) Collimators: *left*: standard collimator, *middle*: high resolution collimator, *right*: high sensitivity collimator. (b)

を開発した。

本研究の目的は、普及型試作器の基本性能を明らかにすることである。さらに SLNB における性能評価のため、より臨床に近い状態を想定してバックグラウンド (以下 BG と略す) 濃度を設定した SLNB シミュレーション実験において SLN の描出、および shine-through 現象 (RI 注射部 (以下 INJ と略す) に近接する SLN の検出が INJ の高い放射能によって障害されてしまう現象) の影響を検討することである。

II. 方 法

1. 普及型試作器

普及型試作器 (アクロラド社, うるま市) の半導体検出部は、平板型であるプロトタイプ (アクロラド, うるま市)^{3,4)} と同一である。検出部の Cadmium Telluride (CdTe) モジュールは 32 個の半導体素子を並べて構成される半導体アレーが縦 32 列に並ぶ 2 次元配列で、合計 1,024 ピクセルとなっている。1 個の半導体素子のサイズは 1.4 mm × 1.4 mm × 5 mm で、検出部の有効視野は 44.8 mm × 44.8 mm である。CdTe の電極構造は、Schottky

構造となっている。検出器の形態は立柱状 (82 mm × 86 mm × 205 mm) となり、軽量化 (1.4 kg) されている (Fig. 1a)。バイアス電圧は 400 V ~ 600 V と変化させ付与することができる。今回の実験は 600 V の標準設定で行った。読み取り装置は 8 個の ASICs から構成されており、エネルギーおよび位置信号は AD コンバータによってデジタル化される。デジタル信号は windows OS を搭載した PC (Dell, Round Rock, TX) にインストールされた LabVIEW (National Instrument, Austin, TX) で画像処理が行われる。検出器はアームによって保持できる仕様となっている。

検出部に着脱可能な標準コリメータ、分解能を高めたコリメータ (高分解能コリメータ)、感度を高めたコリメータ (高感度コリメータ) の 3 種類のタングステン製コリメータをアクロラド社と共同開発した (Fig. 1b)。それぞれのコリメータは半導体素子配列に同調したサイズ 1.0 mm × 1.0 mm, 1.0 mm × 1.0 mm, 2.0 mm × 2.0 mm の正方形孔を有する。コリメータの厚さはそれぞれ標準タイプで 10 mm, 高分解能タイプで 20 mm, 高感度タイプで 10 mm である (Fig. 2)。

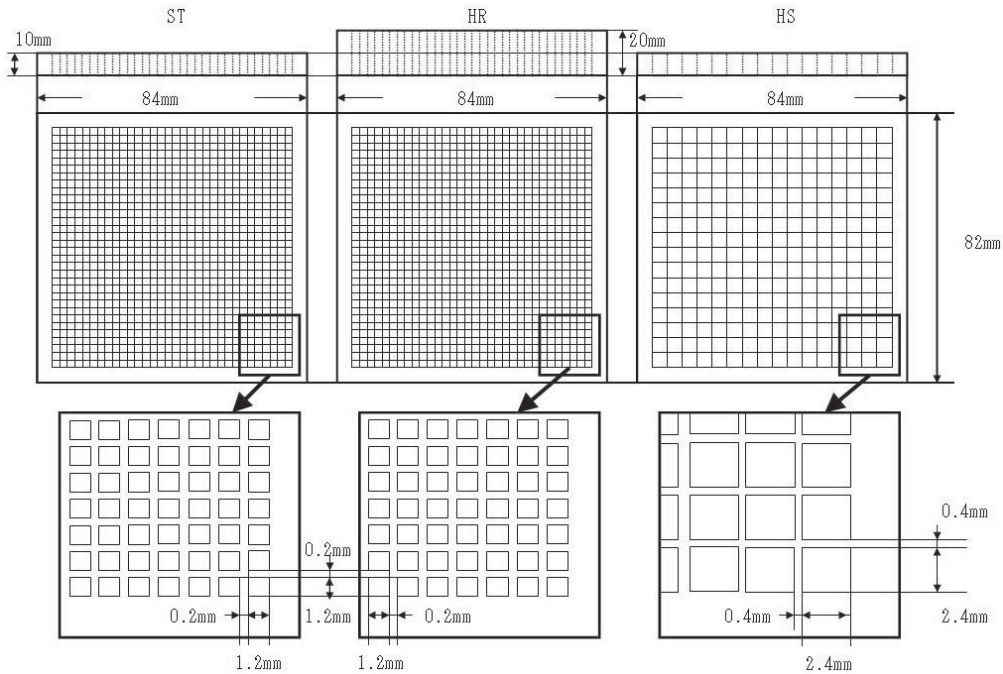


Fig. 2 Collimators: *left*: standard collimator, *middle*: high resolution collimator, *right*: high sensitivity collimator.

2. エネルギー分解能

エネルギー分解能は、カメラ表面から 1,000 mm の距離に ^{99m}Tc (141 keV) 点線源 18.5 MBq を置き、ピークチャンネルで 10 キロカウントとなるまでデータを収集した。この分解能は Full Width at Half Maximum (半値幅、以下 FWHM と略す) で評価した。

3. 空間分解能

空間分解能は以下のように測定した。まず内径 1 mm のポリエチレンチューブを ^{99m}Tc 0.37 MBq で満たし、線線源を作成した。線線源をコリメータ表面からスペーサを用い 0 mm, 25 mm, 50 mm, 100 mm と線源コリメータ間距離を変化させてデータをそれぞれ収集した。また線源コリメータ間距離を 25 mm, 50 mm, 100 mm と変化させ、その間に各距離と同じ厚さの散乱体 (アクリル板) を挿入し、データをそれぞれピークチャンネルで 1 キロカウントとなるまで収集した。収集したデータのプロファイル曲線を作成してガウ

ス曲線近似を行い、近似曲線の FWHM で評価した。以降のデータ収集ではピークエネルギーは 141 keV, エネルギーウィンドウはピークエネルギーの $\pm 10\%$ と設定した。

4. 感度

直径 5 mm の球形容器に ^{99m}Tc を封入し、ファントムをコリメータに密着させて、データを 300 秒間収集した。球形ファントム像の計数率を放射能の量で除して感度を求めた (単位は cps/kBq)。

5. 均一性

^{99m}Tc 444 MBq 水溶液でアクリル製の中空容器 (外径 100 mm \times 100 mm \times 30 mm, 内径 80 mm \times 80 mm \times 20 mm) を満たし、その表面にカメラを密着させて 600 秒撮像した。3 種のコリメータ装着時のそれぞれの均一性は、1,024 ピクセルすべてを用いた計数率の変動係数で評価した。

6. ファントム実験

バーファントム, S 字状ファントムは 3 種のコリメータを各々装着した普及型試作器でそれぞれ

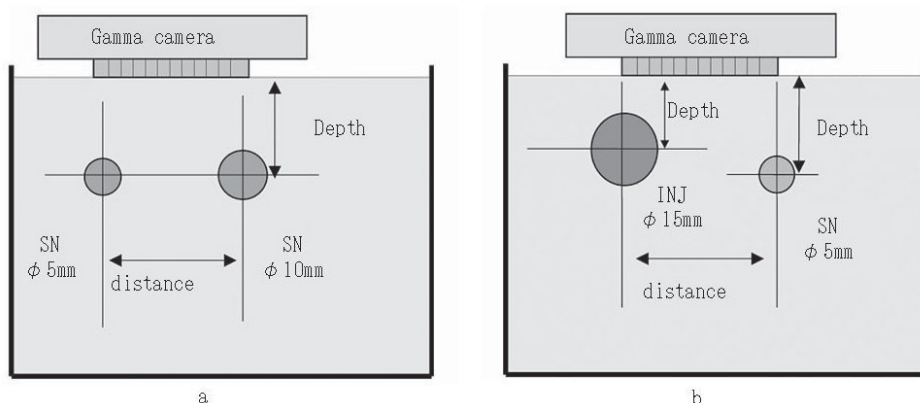


Fig. 3 Sentinel node simulation: two spheres (diameters: 5 mm, 10 mm) were filled with 0.15 MBq of ^{99m}Tc each and placed at 0, 10, 30 and 50 mm below the water surface. The tested node-to-node distances were 15, 20, 30 and 45 mm. All radioactivity was counted for 15 s. The same spheres were imaged 18 h and 24 h later, again using a 15-s acquisition time. The background radiation was set at 0 MBq (BG0), 1.95 MBq (BGL), 3.9 MBq (BGM), and 7.8 MBq (BGH). (a) Shine-through simulation: Two spheres measuring 5 mm and 15 mm in diameter represented the sentinel node (0.15 MBq) and injection site (100 MBq), respectively. A simulated sentinel lymph node was positioned at the following depths under water: 0, 10, 30 and 50 mm. A sphere representing the injection site was placed at 10 mm under water. The distance between the centers of the injection site and the sentinel lymph node were adjusted over the following ranges: 15, 20, 30 and 45 mm. The background radiation was set at 0 MBq (BG0), 1.95 MBq (BGL), 3.9 MBq (BGM), and 7.8 MBq (BGH). (b)

2 秒間撮像した。

バーファントムは、1.8 mm スリット 3.6 mm ピッチ、2.4 mm スリット 4.8 mm ピッチ、3.0 mm スリット 6.0 mm ピッチ、3.6 mm スリット 7.2 mm ピッチの計 4 種類を用いた。コリメータ表面にファントムを密着させ、 ^{99m}Tc 線源 289 MBq を表面から 1,000 mm 離れた位置に置いて 2 秒間撮像した。

内径が 1 mm のポリエチレンチューブを成形して高さ 20 mm の S 字状ファントムを作成し、そのチューブ内を ^{99m}Tc 30 MBq で満たした。S 字状ファントムをコリメータ表面に置き、2 秒間撮像した。比較として従来型のシンチレーションカメラ [SNC-5100R, マトリックスサイズ 512 × 512 ピクセル, 視野は 510 mm × 380 mm, NaI(Tl) クリスタル, エネルギー分解能 10.4% (^{99m}Tc), 空間分解能 3.5 mm (^{99m}Tc), 低エネルギー平行多孔高分解能コリメータ装着, 島津社製, 京都] を用

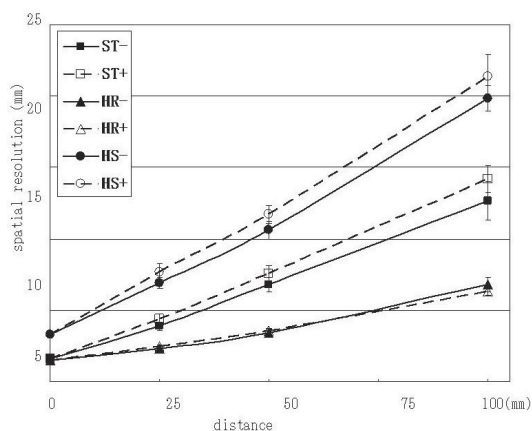


Fig. 4 The spatial resolution was measured with a line source of ^{99m}Tc , and plotted profiles were fitted with a Gaussian function.

い、S 字状ファントムを 2 秒間撮像した。撮像した画像を視覚的に比較した。

7. センチネルリンパ節の描出能

センチネルリンパ節の描出能では、近接する2個のSLNを識別できるかどうか検討した。SLNに相当する2個の球形容器(直径5 mm, 10 mm)内を ^{99m}Tc 0.15 MBqで満たし、コリメータ表面をアクリル製水槽(外径220 mm×220 mm×215 mm, 内径210 mm×210 mm×205 mm)に密着させ、水槽内で水深を0 mm, 10 mm, 30 mm, 50 mm, SLN間距離を15 mm, 20 mm, 30 mm, 45 mmと変化させ撮像した(Fig. 3a)。すべての撮像時間は15秒とした。この撮像時間はプロトタイプの実験条件と同一である^{3,4)}。 ^{99m}Tc 調整直後(以下調整直後という)、さらに18時間後、24時間後に同条件で撮像した。

SLN部とSLN周囲部にROIを作成し、集積程度の定量的評価を行った。集積の指標はSLN部対SLN周囲部の比率とした(T/BG比)。T/BG比の統計学的処理は、二元配置分散分析法(Two-factor ANOVA)、多重比較検定(Post-hoc test)によって行い、有意水準を0.05とし、それ以下の場合を統計的に有意差があるとした。

8. shine-throughの影響

shine-throughの影響ではSLNに相当する球形容器1個(直径5 mm)(SLN)を ^{99m}Tc 0.15 MBqで満たし、INJに相当する球形容器1個(直径15 mm)(INJ)を ^{99m}Tc 100 MBqで満たした。コリメータ表面を水槽に密着させ、水槽内でSLNは、水深0 mm, 10 mm, 30 mm, 50 mmの位置に設置した。INJは、水深10 mmの位置に固定した。SLNを移動させてINJとの中心距離を15 mm, 20 mm, 30 mm, 45 mmと変化させた(Fig. 3b)。すべての位置での撮像時間は15秒とした。撮像時期は調整直後、18時間後、24時間後とした。画像評価は3名の観察者で行い、不一致の場合は3名の合意で行った。

SLN周囲への漏洩RIのBGをシミュレーションするため、 ^{99m}Tc 水溶液をアクリル製水槽内に満たした。BG濃度は高濃度(以後BGHと略す)7.8 MBq, 中濃度(以後BGMと略す)3.9 MBq, 低濃度(以後BGLと略す)1.85 MBqを設定した。またBGを考慮しない濃度0の条件(以後BG0と略す)についても検討を行った。この濃度設定

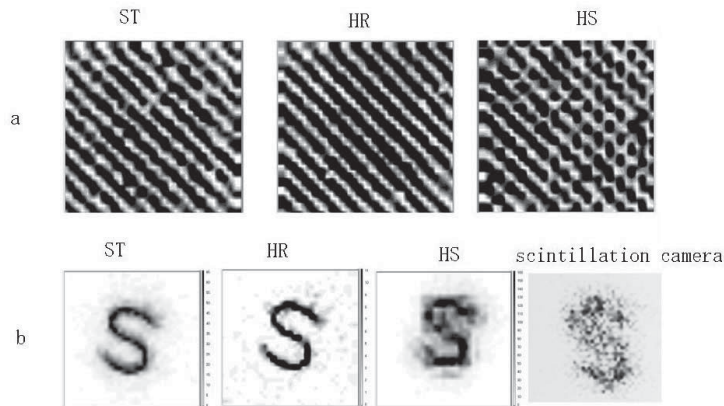


Fig. 5 Bar phantom: Images of the bar phantom (slit dimension 1.8 mm, pitch 3.6 mm). *left*: standard collimator, *middle*: high resolution collimator, *right*: high sensitivity collimator. (a) 'S' figure phantom: Images obtained from a 20-mm-tall "S" figure phantom made from a 1-mm diameter polyethylene tube and filled with 30 MBq ^{99m}Tc , that was placed directly on the surface of each camera with a 2-s acquisition time. The images obtained by SSGC with the standard collimator (*left*), the high resolution collimator (*middle*), and the high sensitivity collimator (*right*), with an image obtained by a conventional scintillation camera (*far right*). (b)

は、当施設で上記の従来型シンチレーションカメラを用いて実施した臨床例のセンチネルリンパ節シンチグラフィのカウント数データより、INJ からそれぞれ 10 mm, 20 mm, 30 mm と離れた位置の BG を参考にした。

III. 結 果

1. 基本性能

(1) エネルギー分解能

エネルギー分解能 (^{99m}Tc , 141 keV) は、視野全体で 6.9% であった。以降のデータ収集ではピークエネルギーは 141 keV, エネルギーウィンドウはピークエネルギーの $\pm 10\%$ と設定した。

(2) 空間分解能

空間分解能は、コリメータ表面の平均で、標準コリメータ 1.6 ± 0.1 mm, 高分解能コリメータ 1.5 ± 0.1 mm, 高感度コリメータ 3.3 ± 0.1 mm であった。詳細を Fig. 4 に示す。

(3) 感度

感度は、標準コリメータで 0.28 cps/kBq, 高分解能コリメータで 0.15 cps/kBq, 高感度コリメータで 1.60 cps/kBq であった。

(4) 均一性

検出器 1,024 ピクセルで計測したピクセルの平均計数率と標準偏差、および均一性は、それぞれ標準コリメータで $24,544 \pm 1,102$, 4.5%, 高分解能コリメータで $12,062 \pm 393$, 3.3%, 高感度コリメータで $114,288 \pm 7,231$, 6.3% であった。

(5) パーファントム

パーファントム 4 種類を撮像した画像の中で、一番条件が厳しい 1.8 mm スリット 3.6 mm ピッチファントムの 1 本 1 本のバーが、いずれのコリメータでも明瞭に分離できた (Fig. 5a)。

(6) S 字状ファントム

普及型試作器では、従来型のシンチレーションカメラでは明瞭には描出できなかった S 字が、いずれのコリメータを用いても明瞭に描出できた (Fig. 5b)。

2. センチネルリンパ節の描出能

(1) 画像評価

a. BG0 (Fig. 6a)

調整直後；すべてのコリメータで 2 個の SLN を描出することができた。18 時間後；標準コリメータおよび高感度コリメータを用いると、水深 30 mm まで 2 個の SLN を描出できた。高分解能コリメータでは 2 個の SLN は不明瞭であった。24 時間後；高感度コリメータでは水深 30 mm まで 2 個の SLN を描出できた。標準コリメータでは水深 10 mm まで 2 個の SLN を確認できた。高分解能コリメータでは描出できなかった。

b. BGL (Fig. 6b)

調整直後；すべてのコリメータで 2 個の SLN を比較的明瞭に認めることができた。18 時間後、24 時間後；標準コリメータでは水深 0 mm で 2 個の SLN を確認できたが、水深が深くなると不明瞭となった。高感度コリメータでは、水深 10 mm まで 2 個の SLN を確認できた。高分解能コリメータでは描出できなかった。

c. BGM, BGH

調整直後、18 時間後、24 時間後の条件ですべてのコリメータは SLN を描出できなかった。

以上の結果から高感度コリメータは、他コリメータと比較し 2 個の SLN を良好に描出できた。しかし BG 濃度が高くなると、いずれのコリメータを用いても SLN の描出は困難になった。

(2) TBG 比 (Fig. 7)

すべてのコリメータの TBG 比はいずれの水深でも、BG0 が BGL, BGM, BGH よりも有意に高かった ($p < 0.05$)。BG0 において、TBG 比は高感度コリメータ > 標準コリメータ > 高分解能コリメータの順で高かった ($p < 0.05$)。しかし計数率が低い場合は例外も認められた。

3. shine-through の影響

(1) 画像評価

a. 高分解能コリメータ

調整直後 (Fig. 8)；BG0 では中心間距離 15 mm 以上で SLN を認めることができた。BGL では、水深 30 mm まで、中心間距離 20 mm 以上の SLN

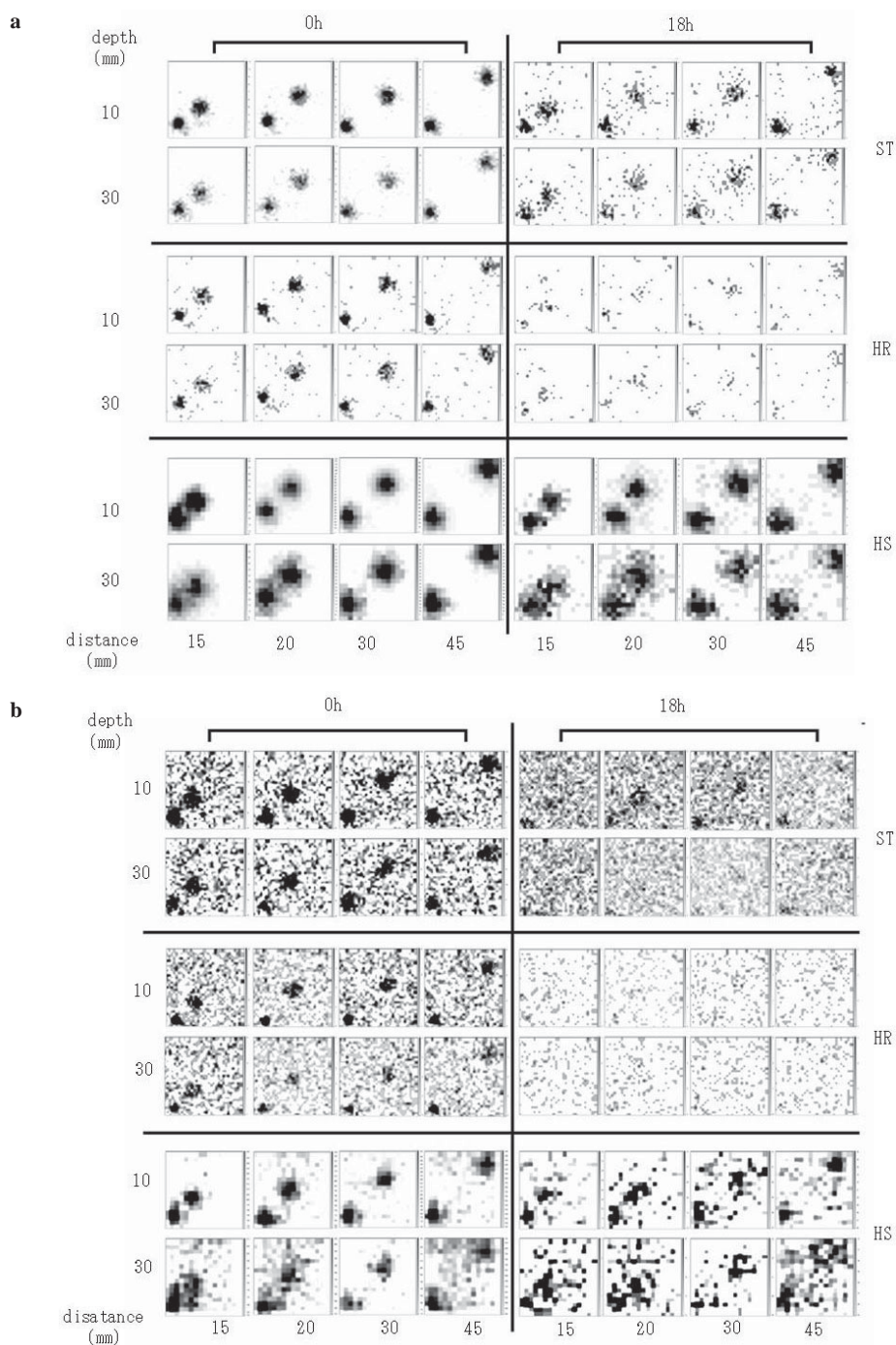


Fig. 6 Simulation study (Comparison of images in different collimators): Images of the sentinel node-to-sentinel node distance, with 15, 20, 30, 45 mm between the centers of the nodes under BG0 setting (simulated). Each ^{99m}Tc image was acquired for 15 s. Under-water depth of 10 and 30 mm, and at 0 h and 18 h after preparation images are shown. (a) The same images under the BGL setting are shown in (b).

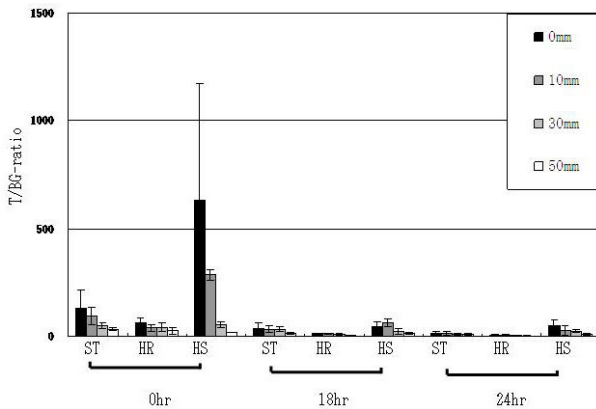


Fig. 7 Average of T/BG-ratios and standard deviations.

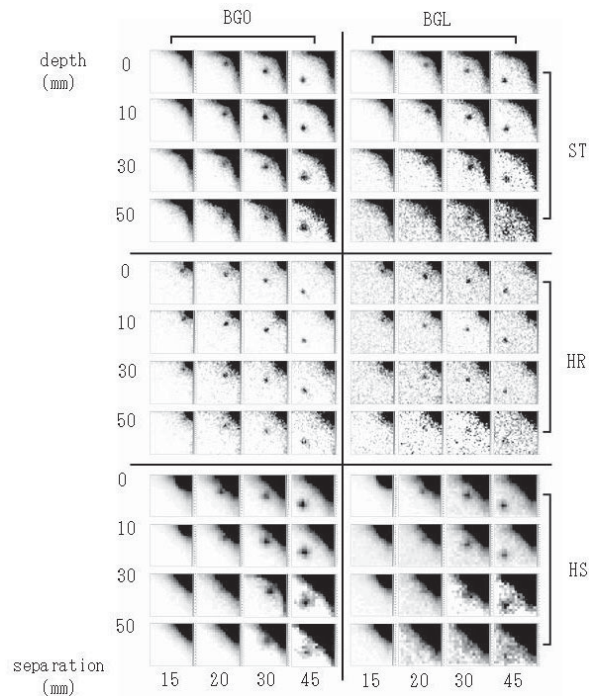


Fig. 8 Shine-through simulation (Comparison of images in different collimators): Images of a pair of lesions simulating a 100-MBq injection site (INJ) and a 0.15-MBq sentinel lymph node (SLN) under the BG0 setting. Each image was acquired for 15 s. The INJ to-SLN distance is 15 mm, 20 mm, 30 mm and 45 mm. Images are from underwater depths of 0 mm, 10 mm, 30 mm, and 50 mm. A 15-mm-diameter sphere simulating the INJ was placed at a depth of 10 mm underwater.

を認めることができた。BGM, BGH では SLN は不明瞭であった。18 時間後, 24 時間後; BG0, BGL, BGM, BGH で SLN は描出できなかった。

b. 高感度コリメータ

調整直後 (Fig. 8); BG0 では水深が深くなると近位 SLN は描出できなくなったが遠位のものは比較的明瞭に認められた。BGL においても同様

の傾向が認められた。BGM, BGH では SLN は不明瞭であった。

18 時間後, 24 時間後; BG0 では水深 30 mm まで中心間距離 45 mm に存在する SLN を認めることができた。BGL では, 水深 0 mm において, 中心間距離 30 mm 以上に存在する SLN を認めることができた。BGM, BGH では SLN は不明瞭であった。

c. 標準コリメータ

調整直後 (Fig. 8); BG0 では、いずれの水深でも、中心間距離 20 mm 以上で SLN を認めることができた。BGL では、水深 30 mm まで、中心間距離 20 mm 以上に存在する SLN を認めることができた。BGM, BGH では SLN は不明瞭であった。18 時間後; BG0 では水深 10 mm まで、中心間距離 20 mm 以上に存在する SLN を認めることができた。BGL では水深 0 mm において、中心間距離 20 mm 以上に存在する SLN を認めることができた。BGM, BGH では SLN は不明瞭であった。24 時間後; BG0 では水深 0 mm において、中心間距離 20 mm 以上で SLN を認めることができた。BGL, BGM, BGH では SLN は不明瞭と判定された。

以上の結果から、調整直後において高分解能コリメータは INJ に最も近位の SLN を描出できた。これらの描出も、時間の経過および水深が増すと困難となった。一方、標準コリメータ、高感度コリメータでは shine-through の影響を受けて最も近位の SLN を描出できなかったが水深の深い SLN も比較的明瞭に描出できた。BGM, BGH の場合、いずれのコリメータを用いても SLN を描出することは困難であった。

IV. 考 察

核医学分野では従来、 γ 線測定用の検出器としてシンチレーション検出器が利用されてきた。シンチレーションカメラに應用されているヨウ化ナトリウム結晶は γ 線検出に優れる。シンチレーションカメラは、シンチレータで入射 γ 線を光に変換、光を光電子増倍管でデジタル信号に変換し画像化するが、装置が大型になってしまうため術中の使用が困難である。またシンチレーション検出器の主要な問題点として、エネルギー分解能が悪いことが挙げられる。術中に使用するためには小型、軽量化が望まれる。このため光電子増倍管が不要な半導体検出器が RI ガイド手術には適していると考えられる^{3,4,12~16)}。

半導体検出器としては、ゲルマニウムやシリコ

ンを用いたものが実用化されている。しかし原子番号が小さいため (Ge $Z=32$, Si $Z=14$), γ 線の収集効率が悪い。さらに漏れ電流を減少させるため液体窒素で -196°C まで冷却する必要があり、医療用検出器に使用するのには適していない^{14,17)}。そこでわれわれは CdTe 半導体を用いた小型 γ カメラを開発した。

プロトタイプはエネルギー分解能 7.8%, 空間分解能 1.6 ± 0.1 mm, 感度 0.30 cps/kBq と優れ、BG を考慮しないシミュレーション実験において、SLNB で要求される非常にわずかな RI を比較的短時間で描出可能であり、INJ に近接した SLN も描出することができた^{3,4)}。今回普及型試作器の性能評価では、プロトタイプのコリメータと同様の標準コリメータを用いて検討した。プロトタイプの孔の大きさは $1.2 \text{ mm} \times 1.2 \text{ mm}$ であり、普及型試作器の標準コリメータは孔の大きさが $1.2 \text{ mm} \times 1.2 \text{ mm}$ と同一であり、標準コリメータ装着の普及型試作器はプロトタイプと同等の基本性能を持つことが確認できた。高分解能コリメータは高さが 20 mm と他コリメータの 2 倍の高さになっており、多方向から入射する γ 線を減少させるので、他コリメータより RI 集積の形態や境界が明瞭に描出できると考えられる。実際に、空間分解能は 1.5 ± 0.1 mm と他コリメータより良好であった。一方、コリメータの高さが増すと入射する γ 線を減少させるので、感度が低下すると考えられる。 γ 線検出感度は 0.15 cps/kBq と低かった。高感度コリメータを用いると、感度は 1.6 cps/kBq と他コリメータより良好であった。しかし高感度コリメータの孔の大きさは他コリメータの 4 倍になっており、多方向から入射する γ 線が多くなるので、空間分解能は低下すると考えられる。実際に、空間分解能は 3.3 ± 0.1 mm と低下した。感度の向上は空間分解能を低下させ、空間分解能の向上は感度を低下させていた。

SLNB では 3.7 MBq から 111 MBq の放射性医薬品が注入されている^{18~20)}。腫瘍部から SLN へ流入する RI 集積 % は、その粒子径や投与部位によって異なるが、ごくわずかであり、0.0013% ~

6.82%²¹⁻²⁵⁾と報告されている。一般的に約0.15%ほどが集積すると考えられている。家兎を用いた実験ではリンパ節(頸部, 腋窩部)への集積は0.01%~0.62%で平均0.15%であった^{4,26)}。この報告を参考にして今回のシミュレーション実験で設定したSLNのRI量は, 注入量の0.15%としINJに100 MBq, SLNに0.15 MBqとした。

本実験では撮像時期の設定をRI調整の調整直後, 18時間後, 24時間後とした。通常SLNBは手術スケジュールの関係で放射性医薬品投与後, 18時間後, 24時間後に行われることが多いからである。

SLNシミュレーション実験による視覚的検討(標準コリメータ装着)ではプロトタイプの描出能と同等であった。高感度コリメータは他のコリメータと比較し, より判定しやすい明瞭な画像としてSLNを描出できた。

より臨床に近い状態での検討として, BGLでは, いずれのコリメータでも調整直後の場合, 比較的明瞭にSLNを確認できた。高感度コリメータでは, 18時間後, 放射能が3半減期を経て1/8に減少しても水深30 mmにあるSLN(0.019 MBq)を確認できた。24時間後, 放射能が4半減期により1/16に減少しても, 水深10 mmにあるSLN(0.0094 MBq)を確認でき, このような微量の放射能を画像化することができた。

臨床でRIが減衰しない投与後早い時間に使用すれば, またINJよりはなれてBG濃度が低い領域であればわずかな放射能を含むSLNを描出できると考えられる。また時間が経過しても高感度コリメータを使用すれば, SLNをより確認しやすくなると思われる。

shine-throughの影響において, バックグラウンドがない, あるいは低い場合に(BGOとBGLの条件), 減衰のない調整直後の状態が一番コリメータのSLN描出に差があった。高分解能コリメータは最も近位のSLNを良好に確認できた。標準コリメータに比べてその高さが高いため入射γ線をしぼることが可能でまた散乱線の遮蔽が強くなったためと思われる。一方, 高感度型コリ

メータは孔の面積が大きいだけに識別は難しかった(Fig. 8)。今回, バックグラウンド濃度の設定は厳しい条件となったが, その濃度が高くなると, また集積RIの減衰が進むとこれらの識別は困難となった。注入部位近位のSNL識別にはshine-through現象と注入部位の近くに滲出したRIが影響するものと思われる。

V. 結 語

今回の検討から, 普及型試作器はプロトタイプと同様の良好な基本性能を持ち, SLNBに使用できることが示唆された。高感度コリメータを用いると感度が向上し, 高分解能コリメータでは分解能が向上した。SLNシミュレーション実験の結果から, 普及型試作器は高感度コリメータを装着した場合にSLNを最も判定しやすい明瞭な画像として描出できると考えられた。shine-throughシミュレーション実験では, 高分解能コリメータがINJ近位のSLNを描出することに優れていることが分かった。しかし半減期による放射能の減衰, 水深およびBG濃度が増すとこれらの描出が困難となった。SLNBで使用する場合には目的に応じたコリメータを選択し, より減衰の影響が少ない手術計画を立てることが重要と思われる。

この研究の一部は平成17年度日本学術振興会科学研究費補助金(基盤研究C一般課題番号17591975)の助成にて行った。

文 献

- 1) Tsuchimochi M, Sakahara H, Hayama K, Funaki M, Shirahata T, Orskaug T: Development of a new small high resolution gamma camera for radioguided surgery. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2000; 27: 973. [abstract]
- 2) Tsuchimochi M, Sakahara H, Hayama K, Funaki M, Shirahata T, Orskaug T: Sensitivity of a prototype cadmium telluride gamma camera for radioguided surgery. *J Nucl Med* 2001; 42: 101. [abstract]
- 3) Tsuchimochi M, Sakahara H, Hayama K, Funaki M, Ohno R, Shirahata T, et al: Prototype small gamma camera for radioguided surgery and other imaging application. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003; 30: 1605-1614.

- 4) Tsuchimochi M, Hayama K, Oda T, Togashi M, Sakahara H: Evaluation of the Efficacy of a Small CdTe γ -Camera for Sentinel Lymph Node Biopsy. *J Nucl Med* 2008; 49: 956–962.
- 5) 鹿野真人, 松塚 崇: センチネルリンパ節の研究最前線 口腔癌におけるセンチネルリンパ節生検 . 癌と化学療法 2004; 31: 971–978.
- 6) 小須田茂, 遠藤壮平, 中溝宗永, 大野芳裕, 木原圭一, 甲能直幸, 他: 頭頸部腫瘍患者における sentinel リンパシンチグラフィの有用性と cost-effectiveness. 核医学 2003; 40: 79–80.
- 7) 塩谷彰浩, 藤井博史, 北川雄光, 小川 郁: Sentinel node navigation surgery の有用性と問題点 頭頸部癌における Sentinel node navigation の試み 喉頭癌への応用 . 癌の臨床 2002; 48: 885–890 .
- 8) Ross GL, Shoaib T, Soutar DS, MacDonald DG, Camilleri IG, Bessent RG, et al: The First International Conference on Sentinel Node Biopsy in Mucosal Head and Neck Cancer and adoption of a multicenter trial protocol. *Ann Surg Oncol* 2002; 9: 406–410.
- 9) Stoeckli SJ, Pfaltz M, Ross GL, Steinert HC, MacDonald DG, Wittekind C, et al: The second international conference on sentinel node biopsy in mucosal head and neck cancer. *Ann Surg Oncol* 2005; 12: 919–924.
- 10) Ross GL, Shoaib T: Role of sentinel node biopsy in the management and staging of the N0 neck. *Odontology* 2005; 93: 1–6.
- 11) Barzan L, Sulfaro S, Alberti F, Politi D, Pin M, Savignano MG, et al: An extended use of the sentinel node in head and neck squamous cell carcinoma: results of a prospective study of 100 patients. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2004; 24: 145–149.
- 12) Kim JH, Choi Y, Joo KS, Sihn BS, Chong JW, Kim SE, et al: Development of a miniature scintillation camera using an NaI(Tl) scintillator and PSPMT for scintimammography. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3481–3488.
- 13) Mark BW, Allen RG, Victor GR, Stan M, Andrew GW, Randolph W: Performance of a PSPMT based detector for scintimammography. *Phys Med Biol* 2000; 45: 781–800.
- 14) 高山卓三, 中村信之, 本村信篤, 森 一生, 尾崎 勉, 大野良一: CdTe 半導体検出器におけるガンマカメラへの適応の検討 エネルギー分解能およびブラナー画像の評価 . 核医学 2000; 37: 181–187.
- 15) Abe A, Takahashi N, Lee J, Oka T, Shizukuishi K, Kikuchi T, et al: Performanc evaluation of a hand-held, semiconductor (CdZnTe)-based gamma camera. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003; 30: 805–811.
- 16) Mori I, Takayama T, Motomura N: The CdTe detector module and its imaging performance. *Ann Nucl Med* 2001; 15: 487–494.
- 17) 久田欣一, 小島一彦, 小林哲二, 杉田 徹, 榎尾英次: 超純度ゲルマニウムを用いた半導体ガンマカメラ. *Radioisotopes* 1975; 25: 3–7.
- 18) Veronesi U, De Palo G, Marubini E, et al: Randomized trial of fenretinide to prevent second breast malignancy in women with early breast cancer. *J Natl Cancer Inst* 1999; 91: 1847–1856.
- 19) Mariani G, Moresco L, Viale G, et al: Radioguided sentinel lymph node biopsy in breast cancer surgery. *J Nucl Med* 2001; 42: 1198–1215.
- 20) Schwartz GF, Giuliano AE, Veronesi U: Consensus Conference Committee. Proceedings of the consensus conference on the role of sentinel lymph node biopsy in carcinoma of the breast, April 19–22, 2001, Philadelphia, Pennsylvania. *Cancer* 2002; 94: 2542–2551.
- 21) Bergqvist L, Strand SE, Persson B, Hafstrom L, Jonsson PE: Dosimetry in lymphoscintigraphy of Tc-99m antimony sulfide colloid. *J Nucl Med* 1982; 23: 698–705.
- 22) 藤井博史, 北川雄光, 池田 正, 尾川浩一, 中原理紀, 中村佳代子, 他: Sentinel node navigation surgery 新たな展開 Sentinel node をめぐる画像診断の新技術 . 臨床外科 2004; 59: 579–585 .
- 23) Rink T, Heuser T, Fitz H, Schroth HJ, Weller E, Zippel HH: Lymphoscintigraphic sentinel node imaging and gamma probe detection in breast cancer with Tc-99m nanocolloidal albumin: results of an optimized protocol. *Clin Nucl Med* 2001; 26: 293–298.
- 24) Kapteijn BA, Nieweg DE, Liem I, Mooi WJ, Balm AJ, Muller SH, et al: Validation of gamma probe detection of the sentinel node in melanoma. *J Nucl Med* 1997; 38: 362–366.
- 25) De Cicco C, Cremonesi M, Luini A, Bartolomei M, Grana C, Prisco G, et al: Lymphoscintigraphy and radioguided biopsy of the sentinel axillary node in breast cancer. *J Nucl Med* 1998; 39: 2080–2084.
- 26) 羽山和秀, 土持 眞, 富樫正利, 織田隆昭, 黒岩一: 正常家兎における ^{99m}Tc -Phytate を用いたリンパシンチグラフィ . 核医学 2003; 40: 134–135. [abstract]

Summary

Evaluation of Small Semiconductor Gamma Camera —Simulation of Sentinel Lymph Node Biopsy by Using a Trial Product of Clinical Type Gamma Camera—

Takaaki ODA, Kazuhide HAYAMA and Makoto TSUCHIMACHI

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology,
Nippon Dental University School of Life Dentistry at Niigata*

This study was to verify the performance of three different collimators that were equipped to the clinical application type of small semiconductor gamma camera (SSGC) for radio-guided surgery. We also wanted to see if the clinical application type could be effective to detect sentinel nodes in simulation studies for sentinel lymph node biopsy.

The camera head consisted of a pixelized CdTe module (32×32 individual elements, total of 1,024 pixels) (Acrorad Co. Ltd., Tokyo, Japan). The field of view was $44.8 \text{ mm} \times 44.8 \text{ mm}$. The clinical application type of this gamma camera had three exchangeable collimators; standard, high sensitivity and high resolution (ST, HS, HR). Energy resolution, full-width at half-maximum (FWHM), of the CdTe detector attached with the standard collimator was 6.9% at 141 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$).

The spatial resolution, represented by FWHM, had a mean value of 1.59 mm. The data was comparable to the results of the prototype SSGC. The simulation studies showed that HS could more sensitively detect the simulated nodes than ST and HR did, and HR could more reliably distinguish the simulated sentinel node that situated close to the injection site than other two collimators did. However the depiction was interfered by the higher background radiation levels. We suggest that this SSGC clinical application type may provide advantages over the standard system for isolating sentinel lymph nodes biopsy. We also believe that the SSGC may aid surgeons in identifying target tissues when performing radio-guided surgery.

Key words: CdTe, Semiconductor, Gamma camera, Sentinel lymph node biopsy, Radioguided surgery.