

《技術報告》

鉛板を用いないセンチネルリンパ節シンチグラフィの撮像法の検討

使用コリメータと収集エネルギー設定について

對間 博之* 山永 隆史* 下西 祥裕* 越智 宏暢**

要旨〔目的〕センチネルリンパ節シンチグラムの撮像において放射性コロイドの投与部位周辺に生じるアーチファクトや散乱線の除去のため、鉛板で遮蔽する方法が一般的である。われわれは鉛板を用いない撮像法を考案し、その有用性についてファントム画像および臨床画像にて検討した。

〔方法、結果〕画像を劣化させる要因にはスターアーチファクトと散乱線の2つがあり、スターアーチファクトについては中エネルギーコリメータを使用することで除去できた。また、投与部位からの散乱線はノイズとなりコントラストを低下させる要因になるが、エネルギーウィンドウを高く設定することで散乱線による影響を軽減できた。

〔結論〕鉛板を用いない本法はダイナミック収集や鉛板の置きにくい部位の撮像にも応用でき、患者の心理面にも配慮した有用な撮像法であると考えられる。

(核医学 39: 161-169, 2002)

I. はじめに

腫瘍のリンパ節転移は、悪性腫瘍の原発巣からのリンパ流を最初に受けるリンパ節であるセンチネルリンパ節から始まるとする Sentinel Node Concept に基づいた術中のセンチネルリンパ節生検が近年、多くの注目を集めている¹⁻⁵⁾。特に乳癌のセンチネルリンパ節生検は色素法、核医学法ともに多くの報告があり確立されつつある⁶⁻¹⁰⁾。核医学法は^{99m}Tc 標識コロイド等を投与後、術前のシンチグラムによる検索と術中のガンマプローブを用いた検索が行われるのが通常である。術前に行われるシンチグラムは、ガンマプローブによる検

索の術前マッピングとしての意味合いがあり、センチネルリンパ節への集積の有無、位置、個数といったきわめて重要な情報が得られ、術中におけるセンチネルリンパ節検出の効率化と検出精度の向上に役立っている。しかし、センチネルリンパ節シンチグラフィでは、投与部位におけるアイソトープの放射能がきわめて高いため、その周囲でスターアーチファクトや散乱線が多く発生し、質のよい画像を得るのが困難である (Fig. 1a)。そこで、投与部位を鉛板で遮蔽する撮像法が一般に行われている¹¹⁻¹³⁾。

鉛板で遮蔽する撮像法はよい画像を得るための非常に有用な方法であるが、鉛板の大きさ、厚さ、形状などは施設によって様々で、統一された撮像法がないのが現状である (Fig. 1b)。また、鉛板を用いる撮像法では、投与部位が複数ある場合、投与部位のみを選択的に遮蔽するのが困難な症例もある。また、頭頸部など平面でない部位には鉛板を置きにくく、呼吸によるズレのため偽陰性を生じる危険性もある (Fig. 1c)。さらに、手術

* 大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

** 同 大学院医学研究科核医学

受付：13年6月20日

最終稿受付：14年2月12日

別刷請求先：大阪市阿倍野区旭町 1-5-7 (☎ 545-8586)

大阪市立大学医学部附属病院

中央放射線部

對間 博之

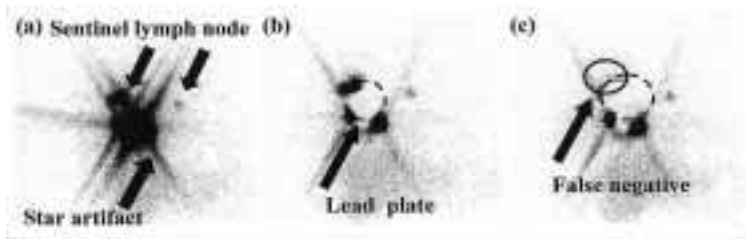


Fig. 1 Clinical images of the sentinel lymph node scintigraphy. (a) The image when the injection site was not shielded. (b) The image when the injection site was shielded with a lead plate. (c) The false negative image with generated by a shield of lead plate.

Table 1 Collimator characteristic

	Collimator			
	Bodyscan (SIEMENS)	DSX rectangular (SOPHA MEDICAL)	VERTEX PLUS (ADAC)	FORTE (ADAC)
Type	LEHR (MEGP)	GAP2	VXGP (MEGP)	LEHR
Hole Shape	Hexagonal	Hexagonal	Hexagonal	Hexagonal
Hole Length (mm)	24.1 (40.6)	47.4	42.0 (48.0)	32.8
Septal Thickness (mm)	0.16 (1.14)	0.15	0.15 (1.14)	0.15
Penetration (keV)*	160 (295)	150	173 (—)**	173
System Resolution (mm)**	7.6 (12.2)	8.5	7.8 (11.3)	7.4
System Sensitivity (cpm/kBq)	5.4 (8.4)	7.4	4.2 (6.2)	4.6

* Penetration: Energy at 5% Septal Penetration

** System Resolution: FWHM (Full Width at Half Maximum) at 10 cm

*** Represents that measurement was not performed

前の患者にとって、注射をした腫瘍の上に鉛板を置かれたり、位置を調整されたりすることは、心理的にも決して望ましいことではない。

そこで、われわれは乳癌のセンチネルリンパ節シンチグラフィにおいて鉛板を用いない撮像法を試み、その有用性について検討した。

II. 方 法

対象は ^{99m}Tc スズコロイドを使用した乳癌のセンチネルリンパ節シンチグラムとし、ファントムデータおよび臨床データの検討を行った。使用装置は以下の3社4機種を用いた。

SIEMENS 社製 Bodyscan

低エネルギー高分解能コリメータ (LEHR)

中エネルギー汎用コリメータ (MEGP)

SOPHA MEDICAL 社製 DSX rectangular

低エネルギー汎用コリメータ (GAP2)

ADAC 社製 VERTEX PLUS

低エネルギー SPECT 汎用コリメータ (VXGP)

中エネルギー汎用コリメータ (MEGP)

ADAC 社製 FORTE

低エネルギー高分解能コリメータ (LEHR)

なお、今回検討した装置のコリメータの基本性能を Table 1 に示す。

ファントムは Fig. 2 に示すように投与部位からのノイズを想定したノイズファントム (a)、センチネルリンパ節を想定したシグナルファントム (b)、およびそれらを組み合わせた Signal to Noise (SN) ファントム (c) の3種類を用いた。投与部位には 40 MBq の ^{99m}Tc 溶液を直径 2 cm の容器に封入している。また、センチネルリンパ節は投与部位の中心から 2, 3, 5, 10 cm の位置に 400 KBq の ^{99m}Tc 溶液を直径 5 mm (2 μl) の大きさになるようにして配置した。これらの3つのファントム

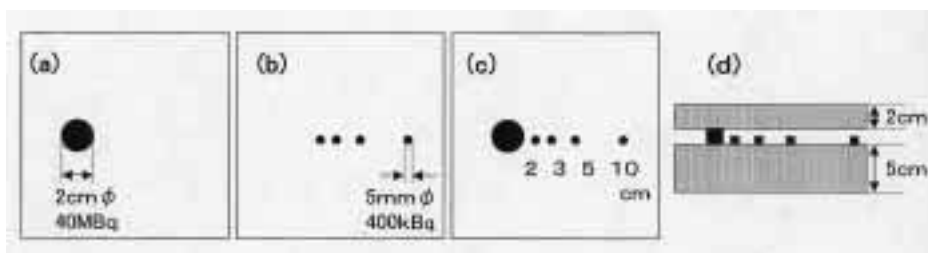


Fig. 2 Schema of the phantom used in this study. (a) Noise phantom. (b) Signal phantom. (c) Signal to Noise (SN) phantom. (d) Side view of the phantom .

は散乱体として前面に 2 cm , 後方に 5 cm のアクリルを置いて乳癌のセンチネルリンパ節シンチグラフィにおける胸部の吸収と散乱を模擬した (d) . なお、ファントムデータは ADAC 社製 VERTEX PLUS , 臨床データは SIEMENS 社製 Bodyscan を使用し、画像はすべて 256 × 256 マトリックス、200 秒収集で撮像した^{14,15)} .

1. 投与部位から発生するノイズの分析

画像を劣化させる投与部位からのアーチファクトや散乱線について、エネルギーセンターレベルを変化させて検討した . エネルギーウィンドウ幅の設定は 5% 一定にし、エネルギーセンターレベルを 125 keV から 160 keV まで 5 keV ずつ変化させて、ノイズファントムを撮像した画像を視覚的に判断した .

2. スターアーチファクトの除去

1) スターアーチファクト発生についての装置間比較

低エネルギーコリメータを装着した 3 社 4 機種種の装置でノイズファントムを撮像し、スターアーチファクトの発生の程度を比較した .

2) 中エネルギーコリメータの使用についての検討

スターアーチファクトの発生について、低エネルギーコリメータと中エネルギーコリメータの両方で撮像した臨床画像を比較検討した . なお、エネルギー設定は 140 keV (10%) で行った .

3. 最適エネルギー設定の検討

1) 最適なエネルギーセンターレベルの検討

エネルギーウィンドウ幅を 5% 一定とし、エネルギーセンターレベルを 125 keV から 160 keV ま

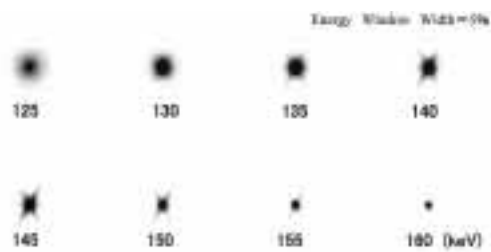


Fig. 3 Generation of artifact with different energy windows. Star artifact is generated in the energy window near the photopeak. Scattered radiation is generated in the energy window below the photopeak.

で 5 keV ずつ変化させてノイズファントムおよびシグナルファントムの画像から、一定距離 (2, 3, 5, 10 cm) ごとに Region of interest (ROI) を設定し、それぞれのカウントから以下の式で Signal Uptake Ratio (%SUR) を算出し、最適なエネルギーセンターレベルを検討した .

$$\%SUR = S/(S + N) \times 100 (\%)$$

S: センチネルリンパ節の ROI カウント

N: 散乱線の ROI カウント

この %SUR は全カウントに含まれる信号 (センチネルリンパ節のカウント) の割合を示し、高くなるほど SN ファントムでの検出率が高いといえる . なお、本実験の %SUR は各エネルギー設定において S (センチネルリンパ節の ROI カウント) は 5 点の平均値を、N (散乱線の ROI カウント) は、各距離での上下左右の 4 点における平均値を用いて算出した .

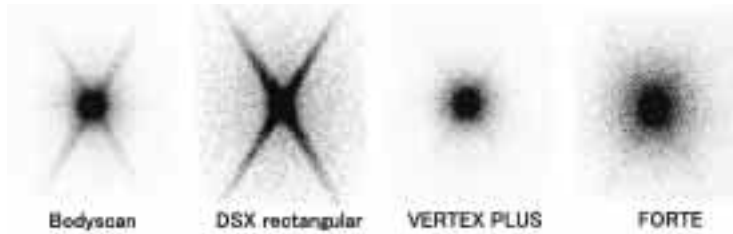


Fig. 4 Comparison of star artifact generated by different equipments. How star artifact is generated greatly depends on performance of a collimator. Generation of star artifact is inevitable with most low energy collimators.

2) 最適なエネルギーウインドウ幅の検討

次に 140, 145, 150, 155 keV のエネルギーセンターレベルに対し, エネルギーウインドウ幅を 5, 10, 15% の 3 種類設定し, それぞれの %SUR を測定し, 実用的な最適なエネルギーウインドウ幅を検討した.

3) 各エネルギー設定における総合感度の比較

2) で検討したエネルギー設定に対し, 収集カウント値をもとに 140 keV (10%) を 100% とし, 相対的な感度を求め比較した.

4) 各エネルギー設定における固有感度均一性の比較

2) で検討したエネルギー設定に対し, 固有感度均一性 (以下均一性) を NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 法に準拠して測定し比較した. ただし, 3) で検討した相対感度が 20% 以下のものについては実測が困難なため省略した. なお, 均一性補正データは 140 keV (10%) で作成されたものをすべてのエネルギー設定に適用した. さらに, 145 keV (10%) のエネルギー設定では均一性補正データを 145 keV (10%) にて新たに作成し, 均一性の改善を試みた.

III. 結 果

1. 投与部位からのノイズの分析

Fig. 3 にノイズファントムの画像を示す. スターアーチファクトは 141 keV の光電ピークを含む画像に発生しており, その発生原因が散乱線ではなくコリメータの隔壁を通過して斜入してきた一次線であることが確認された.

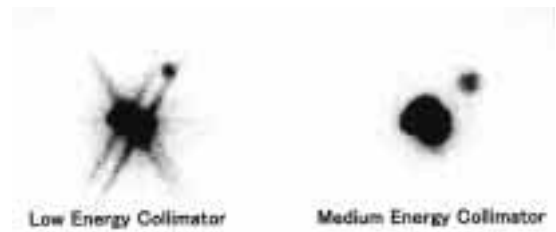


Fig. 5 Clinical images using low energy and medium energy collimators. Star artifact can be eliminated by use of the medium energy collimator, instead of the low energy collimator.

また, 投与部位周辺の散乱線については, 中心より等方性に発生し, 135 keV 以下のエネルギー成分では散乱線を多く含んでおり, 画質を劣化させることがわかる.

2. スターアーチファクトの除去

1) スターアーチファクト発生についての装置間比較

結果を Fig. 4 に示す. スターアーチファクトの発生の程度は装置によって大きく異なることがわかる. しかし, この 4 機種においては低エネルギーコリメータを使用した場合には, いずれもスターアーチファクトが発生している.

2) 中エネルギーコリメータの使用についての検討

低エネルギーコリメータと中エネルギーコリメータを用いて得られた臨床画像を Fig. 5 に示す. この画像からもわかるように, 斜入した一次線が原因であるスターアーチファクトの除去は, 遮蔽効果の低い低エネルギーコリメータでは困難

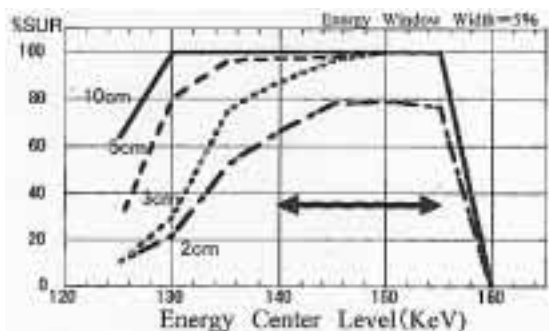


Fig. 6 The %SUR values at different energy center levels. The %SUR values were high at all distances within the energy center level ranging from 140 keV to 155 keV ().

Table 2 Change of %SUR values due to different acquisition energy settings at the point of 2 cm apart from the injected site

Center level (keV)	Window width (%)		
	5	10	15
140	54.4	53.0	49.0
145	72.0	66.0	57.1
150	72.2	66.0	69.3
155	70.2	81.1	75.6

である。

一方、遮蔽効果の高い中エネルギーコリメータでは、スターアーチファクトが完全に除去されているのがわかる。

3. 最適収集エネルギー設定の検討

1) 最適なエネルギーセンターレベルの検討

エネルギーウィンドウ幅 5% 一定にし、エネルギーセンターレベルを変化させたときの %SUR を Fig. 6 に示す。

Fig. 6 より投与部位からの距離が離れるにつれ、センチネルリンパ節の検出は容易になっている。特に 5 cm 以上の距離があればエネルギー設定による差はほとんどなく 135 ~ 155 keV の広いエネルギーセンターレベルで十分に検出が可能であるといえる。

しかし、投与部位に近い 2 cm および 3 cm においては、140 keV から 155 keV のエネルギーセ

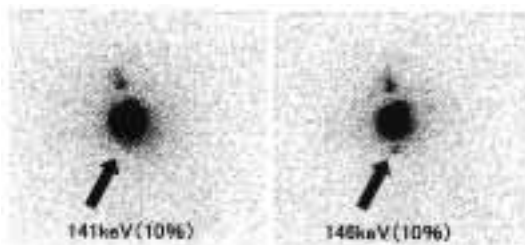


Fig. 7 Differences in visualization of the sentinel lymph node due to different settings for acquisition energy window. Scattered radiation was reduced by setting energy window at a higher level, and a small sentinel lymph node adjacent to the injection site is visualized much clearer.

ンターレベルで %SUR の向上が見られた。

2) 最適なエネルギーウィンドウ幅の検討

次に 140, 145, 150, 155 keV の各エネルギーセンターレベルにおいてエネルギーウィンドウ幅を 5, 10, 15% に設定し、これら 12 種類についてさらに詳しく %SUR を測定し、実用的なエネルギー設定の決定を試みた。2 cm の位置における結果を Table 2 に示す。

当院でのセンチネルリンパ節シンチグラムの撮像のエネルギー設定は当初 140 keV (10%) で行われていた。しかし、Table 2 に示すごとく 140 keV (10%) の %SUR = 53.0 に比べ、高いエネルギーセンターレベルを設定することで %SUR の向上が見られた。

Fig. 7 に 141 keV (10%) と 146 keV (10%) で撮像した臨床画像を示す。

3) 各エネルギー設定における総合感度の比較
結果を Table 3 に示す。140 keV (10%) の設定により得られた感度に対して 70% 以上の感度の得られたエネルギー設定は、140 keV (15%) と 145 keV (10, 15%) だけであった。

4) 各エネルギー設定における固有感度均一性の比較

各エネルギー設定における積分均一性を Table 4 に示す。140 keV (5, 10, 15%) ではいずれも 2% 台と良好であったが、その他は急激に均一性が劣化した。また、均一性補正データを新たに作成す

Table 3 System sensitivity at different acquisition energy settings

Center level (keV)	Window width (%)		
	5	10	15
140	58.7	100.0*	119.6
145	39.1	72.6	97.8
150	10.0	34.8	60.0
155	0.0	0.0	28.7

* Normalized to 140 keV (10%)

Table 4 Intrinsic uniformity of sensitivity at different acquisition energy settings

Center level (keV)	Window width (%)		
	5	10	15
140	2.41	2.38	2.29
145	11.48	6.83	4.78
150	—	15.13	11.01
155	—	—	16.67

—: Represents that measurement was not performed

ることで、145 keV (10%) の均一性が 6.83% から 2.11% に改善されることが確認された (Fig. 8) .

IV. 考 察

1. スターアーチファクトの除去について

スターアーチファクトの発生はコリメータの構造上の問題であり、「透過率」や「Energy at 5% Septal Penetration (keV)」といった値で評価される。しかし、多くのシンチグラムではシリンジの測定や注射漏れを除いては極端な高集積はなく、集積があったとしてもそれ自身が目的部位であるため濃度のゲインをあげる必要はなく障害になることはほとんどの場合ない。しかし、センチネルリンパ節シンチグラムを撮像する場合は目的部位の集積は非常に淡く小さな集積であるため、撮像する装置は各施設でコリメータの性能を検討して決定する必要があることが示唆された。

スターアーチファクトの発生の仕方はコリメータに大きく依存し、性能によってはスターアーチファクトが特に問題にならない装置もあるが、多くの低エネルギーコリメータではスターアーチ

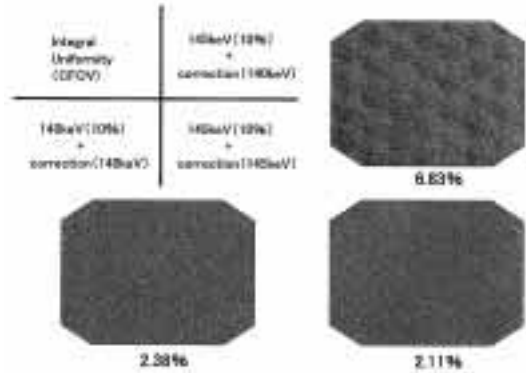


Fig. 8 Images of intrinsic uniformity of sensitivity at different energy settings. By setting energy at a high level, the intrinsic uniformity decreases, which can be improved if appropriate acquisition data for uniformity are applied.

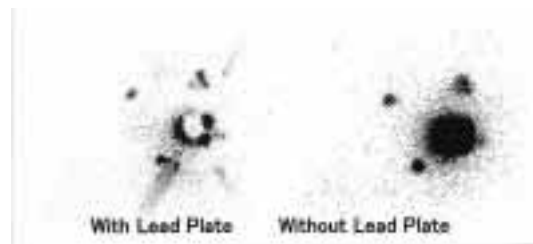


Fig. 9 Comparison of clinical images obtained by the common method with lead plate (left) and our method without lead plate (right). Although the spatial resolution is lower in our method than the common method, the sentinel lymph node with poor accumulation can be detected, because of the higher sensitivity in our method than the common method.

ファクトの除去は困難である。そこで、当院では遮蔽効果の高い中エネルギーコリメータを使用し撮像することにした。

中エネルギーコリメータを使用することで幾何学的な空間分解能は明らかに低下する。しかし、センチネルリンパ節のように低集積の画像については、通常の骨シンチなどの場合に比べ、その空間分解能の差は大きくないことが報告されている^{16,17)}。実際、当院におけるセンチネルリンパ節シンチグラムにおいては、中エネルギーコリメータの使用による空間分解能の低下はあるもの

の、正面および斜位による2方向の撮像をすることでほとんどの場合分離することができ、当院では臨床上問題ないとして本法を採用している。

また、Table 1 に示すように逆に中エネルギーコリメータを用いることによって、低エネルギーコリメータを用いるよりも総合感度が Bodyscan で 1.56 倍、VERTEX PLUS で 1.48 倍と約 1.5 倍ほど高くなるため撮像時間の短縮が可能となり患者の負担を軽減できる。また、同一時間での撮像では、センチネルリンパ節への微量なアイソトープ集積を描出できる (Fig. 9)。

なお、今回は検討していないが ^{123}I 用のコリメータを用いることでよい結果が得られる可能性も考えられる。

2. 散乱線軽減のための最適エネルギー設定

散乱線の検討であるが $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 標識コロイドを用いたセンチネルリンパ節シンチグラフィでは、投与の際に注意すれば血中に移行することはほとんどなく、バックグラウンドとなるカウントのほとんどは投与部位からの散乱線である。したがって投与部位からの散乱線の影響を軽減することは、センチネルリンパ節のコントラストを大きく改善し検出率を向上させる。このことより、最適なエネルギー設定の検討が必要であることが示唆された。

散乱線はガンマカメラの光電ピークより低エネルギー部分や光電ピークの一部に含まれているため、センターレベルを高く、ウィンドウ幅を狭く設定することで散乱線の混入を軽減することができる。Fig. 6 の臨床画像では、投与部位の周辺のセンチネルリンパ節が 145 keV (10%) で良好に描出されていることがわかる。

しかし、実際には計数感度が低下するため撮像時間に対する検討が必要である。ここで、低エネルギーコリメータと鉛板の遮蔽を行った場合を基準とするならば、感度が 1.5 倍高い中エネルギーコリメータでは 67% の相対的な感度を持ったエネルギー設定にすることで同じ時間で撮像することが可能である。実験結果からは 140 keV (10, 15%) と 145 keV (10, 15%) で感度が保たれてお

り、%SUR の結果と総合的にみて当院では 145 keV (10%) が最適なエネルギー設定と考え採用した。もちろん施設によって撮像時間が許すならば 145 keV (5%) を採用してもよいと考える。

また、もう一つの問題としてエネルギーのセンターレベルを高くすることによる均一性の低下がある¹⁸⁾。140 keV (10%) では均一性は 2.38% であったが、当院で使用している 145 keV (10%) の設定では均一性が 6.83% と低下した。しかし、この値は従来のアナログガンマカメラの均一性と同等であり、臨床で使用する上で問題はないと考える。実際、臨床画像に使用し 95% 以上の同定率を得ている。

また、フルディジタルのガンマカメラでは、補正テーブルを用い均一性の向上を図っているが、今回の実験では 141 keV で補正されたテーブルをすべてに適応した。しかし、145 keV (10%) に対応した補正テーブルを作製することで均一性の劣化を防止することが可能であると考え検討した¹⁹⁾。その結果、均一性が 2.11% と改善することが確認できた (Fig. 8)。

以上のように中エネルギーコリメータを使用することでスターアーチファクトを除去でき、最適なエネルギー設定による散乱線の低減が可能である本撮像法は、他の施設においても容易に実践できる有用な撮像法であると考えられる。

V. 結 論

われわれはコリメータの隔壁通過に対する特性、エネルギー設定による散乱線の影響など、以前よりよく知られている基礎的な理論をセンチネルリンパ節シンチグラフィの撮像に応用することで鉛板を用いない撮像法を考案した。スターアーチファクトについては、中エネルギーコリメータを使用することにより完全に除去することができ、それに伴う空間分解能の低下も臨床上問題なかった。逆に感度は向上したため同一時間での撮像では、センチネルリンパ節への微量なアイソトープ集積を描出できる。

散乱線もエネルギーの設定を 145 keV (10%) に

することで軽減できた。それに伴う検出感度の低下があるので撮像時間については各施設で検討する必要がある。

スズコロイドを用いた乳癌のセンチネルリンパ節シンチグラフィにおける本撮像法は、きわめて簡便で患者の心理面にも配慮した有用な方法である。今後は ^{99m}Tc -HSA-D を用いたダイナミック収集や、耳鼻科領域など鉛板の置きにくい部位のセンチネルリンパ節シンチグラフィにも応用できるものと考えらる。

謝辞：稿を終えるにあたり、ご協力いただきました本学医学部第一外科小川佳成、澤田鉄二両先生に心より感謝いたします。

文 献

- 遠藤啓吾 (日本核医学会 RI 内用療法ガイドライン作成ワーキンググループ): センチネルリンパ節の核医学的検出法ガイドライン. 核医学 1999; 36: 1033-1034.
- 遠藤啓吾: 「センチネルリンパ節の核医学的検出法ガイドライン」について. 日本放射線技術学会雑誌 1999; 55: 1145-1147.
- Skeshgar MR, Ell PJ: Sentinel lymph node detection and imaging. *Eur J Nucl Med* 1999; 26: 57-67.
- Klutmann S, Bohuslavizki KH, Brenner W, Höft S, Kröger S, Wener JA, et al: Lymphoscintigraphy in Tumors of the Head and Neck Using Double Tracer Technique. *J Nucl Med* 1999; 40: 776-782.
- 藤井博史, 中原理紀, 中村佳代子, 井上政則, 久保敦司, 北川雄光, 他: センチネルリンパ節検索およびイメージング RI 注入のテクニック. *INNERVISION* 2001; 16 (1): 119-121.
- 井本 滋: センチネルリンパ節生検. 外科治療 1999; 81 (6): 657-662.
- 野口昌邦: 『乳癌手術, 拡大リンパ節郭清からセンチネルリンパ節生検へ』 シリーズ 4 センチネルリンパ節生検の実際 (I) センチネルリンパ節の同定について. 診療手帖 2000; 145: 5-9.
- 稲治英生, 菰池佳史, 元村和由, 小山博記: デイ・サージェリーとしての乳がん手術の現状. 新医療 2000; 6: 116-118.
- 佐藤一彦, 平出星夫, 望月英隆: センチネルリンパ節 腋窩郭清指標としての錫コロイドを用いた sentinel lymph node biopsy. 医学のあゆみ 2000; 192 (2): 147-150.
- 井本 滋: センチネルリンパ節生検 Double tracer を用いた two mapping 法によるセンチネルリンパ節生検. 医学のあゆみ 2000; 192 (2): 151-154.
- 横山邦彦, 道岸隆敏, 絹谷清剛, 小西章太, 中嶋憲一, 利波紀久: センチネルリンパ節検出法の現状と展望. 映像情報 Medical 2000; 32 (20): 1142-1145.
- 横山邦彦, 中嶋憲一: センチネルリンパ節の検出に用いられるアイソトープとその取扱い. 医学のあゆみ 2000; 192 (2): 169-170.
- 藤井博史, 中原理紀, 中村佳代子, 久保敦司, 北川雄光, 池田 正, 他: センチネルリンパ節検索およびイメージング 診断のポイント. *INNERVISION* 2001; 16 (1): 127-129.
- Dunnwald LK, Mankoff DA, Byrd DR, Anderson BO, Moe RE, Yeung RS, et al: Technical Aspects of Sentinel Node Lymphoscintigraphy for Breast Cancer. *J Nucl Med Technol* 1999; 27: 106-111.
- 福喜多博義, 佐藤 敬, 福島 均, 村上康二, 池田 恢, 井本 滋, 他: センチネルリンパ節検索およびイメージング 撮像のテクニック. *INNERVISION* 2001; 16 (1): 122-126.
- 藤林靖久, 田口正俊, 天野昌治: 核医学画像処理装置. 楠岡英雄, 西村恒彦監修, 核医学イメージング. コロナ社, 東京, 2001: 33-72.
- 松本政典: Gamma Camera Image の適正撮像法 (計数密度と解像力の関係及び適正コリメータの選択). 日本放射線技術学会雑誌 1979; 35 (1): 72-75.
- 松本政典: ガンマカメライメージングに於けるエネルギー設定と画質. 日本放射線技術学会雑誌 1981; 37 (2): 203-208.
- 田淵秀穂: ガンマカメラ装置の撮像原理. 藤田透, 渡部洋一編, 放射線医療技術学叢書 (9) 核医学検査技術学入門. (社) 日本放射線技術学会, 京都, 1995: 10-18.

Summary

Usefulness of Imaging Method without Using Lead Plate for Sentinel Lymph Node Scintigraphy

Hiroyuki TSUSHIMA*, Takashi YAMANAGA*, Yoshihiro SHIMONISHI* and Hironobu OCHI**

**Department of Radiology, Osaka City University Hospital*

***Department of Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Osaka City University*

[Purpose] In scintigraphy of the sentinel lymph node, it is common to use a lead plate as a shield to reduce star artifact and scattered radiation in the portion surrounding the injected site of radioactive colloid. We have developed an imaging method without using a lead plate, and examined its usefulness in phantom and clinical imagings.

[Methods, Results] Star artifact was eliminated using a medium energy collimator. Effects of scattered

radiation from the injection site were reduced by setting energy window at higher level.

[Conclusions] Our method without using a lead plate can be applied to dynamic data acquisition and imaging of a portion where it is difficult to place a lead plate. It also seems to be a useful imaging method in that it takes patients' feelings into consideration.

Key words: Sentinel lymph node, Lymphoscintigraphy, ^{99m}Tc -Sn colloid.