

《原 著》

半導体スキヤンの基礎的実験

東 与 光* 閑 野 政 則* 栗 原 英 明**
石 塚 安 廣***

I. はじめに

現在のシンチスキャンナーや、シンチカメラの検出器には、もっぱら、NaI (Tl) 検出器が使用されている。近年、新しい核種の開発や、コリメータの改良により、像の分解能はある程度、向上したとはいえ、臨床的にまだ満足すべきものでない。最近、従来の NaI (Tl) 検出器に比らべて γ 線に対する感度はやや劣るが、分解能がはるかに優れている半導体検出器の Ge (Li) 検出器の医学的利用が注目されつつある。Hoffer¹⁾, McCready²⁾, Patton³⁾, らは、Ge (Li) 検出器をスキャンナーや、カメラに利用して非常に興味ある結果を報告している。

私たちも、1968年よりカテーテル型の半導体検出器の医学的利用をこころみ、 ^{32}P を用いて悪性腫瘍の診断に利用してきた⁴⁾。今回は、半導体検出器のスキャンナーへの利用の基礎的実験の結果を報告する。

II. 実験結果

(1) β 線スキャンニング

私たちは、かつてカテーテル型半導体検出器を用い、食道癌、子宮癌、直腸癌、等の診断に利用してきた。さらに、今回は、この検出器により粘膜表面の癌の浸潤範囲を知るため ^{32}P の分布像をとることを試みた。

実験方法と結果

使用した半導体検出器は、Fig. 1 のような三菱 RI カテーテル型 (1) 2.5mm ϕ (端窓型) p-n 型と、(2)

4.0mm ϕ (側窓型) p-i-n 型の2種類を使用した。これらの検出器を従来のシンチスキャンナーの検出部位に取付け Fig. 2 のごとく、半導体検出器の波高分析器の出力をシンチスキャンナーの計数回路入力に続接した。

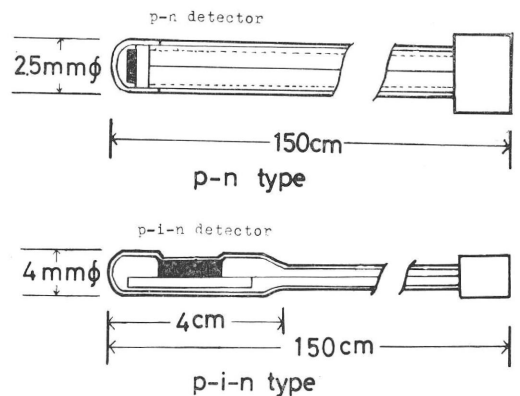


Fig. 1. Cross sectional view of two catheter-type semiconductor detectors.

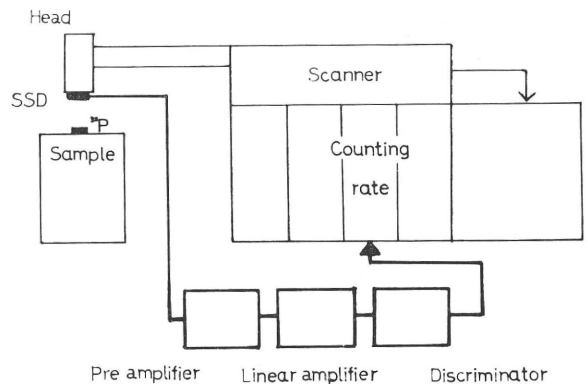


Fig. 2. Interfacing of a catheter-type semiconductor detector and a scintiscanner

*神奈川歯科大学 放射線学教室

**立教大学 原子力研究所

***横浜国立大学教育学部 物理学科

受付: 1972年 2 月

別刷請求先: 横須賀市稲岡町82 (〒 238)

神奈川歯科大学放射線学教室

東 与 光

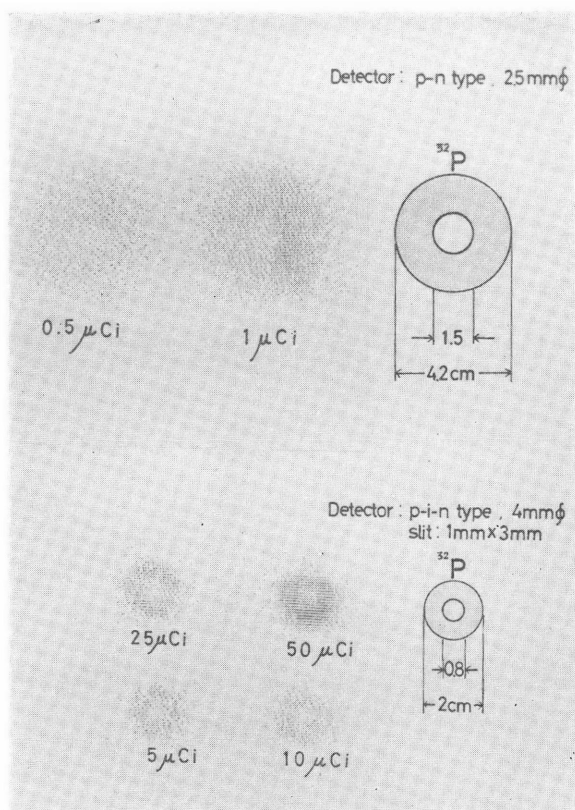


Fig. 3. ^{32}P image with a catheter-type semiconductor detector

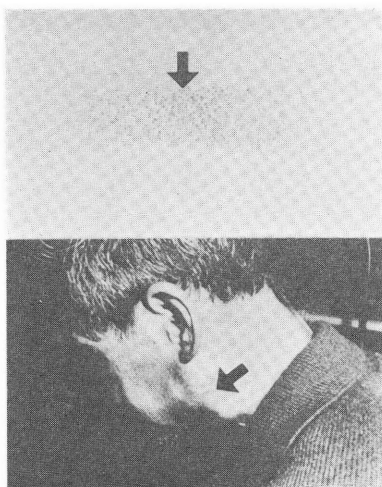


Fig. 4. ^{32}P image of metastatic lymph node of the neck

基礎実験として、ドーナツ形の濾紙（外径 4.2cm, 内径 1.5cm）に ^{32}P 液 $1\mu\text{Ci/cc}$, $0.5\mu\text{Ci/cc}$ を均一に塗布した。これを、 $2.5\text{mm}\phi$ 半導体検出器でスキャンした。また、同じように、ドーナツ形の濾紙（外径 2.0cm, 内径 0.8cm）に、 ^{32}P 液 $50\mu\text{Ci/cc}$, $25\mu\text{Ci/cc}$, $10\mu\text{Ci/cc}$, $5\mu\text{Ci/cc}$ を均一に塗布し、 $4\text{mm}\phi$ 半導体検出器（slit $1\text{mm}\times 3\text{mm}$ ）でスキャンした。スキャンスピードはいずれも 20cm/min である。

結果は、Fig. 3. のごとくドーナツ形の ^{32}P の分布像をえた。臨床例として、舌癌の左側頸部リンパ節転移の患者に ^{32}P $300\mu\text{Ci}$ 静注して、24時間後に患者の頸部を $4\text{mm}\phi$ 半導体検出器でスキャンした。Fig. 4. のように弱い、頸部リンパ節の転移病巣に一致して ^{32}P の集積像がみられた。

(2) γ 線スキャンニング

γ 線の検出器としては、現在、 NaI (TI) 検出器がもっぱら使用されているが、分解能が悪いために身体の深部のスキャンの時には、低エネルギー γ 線のコンプトン

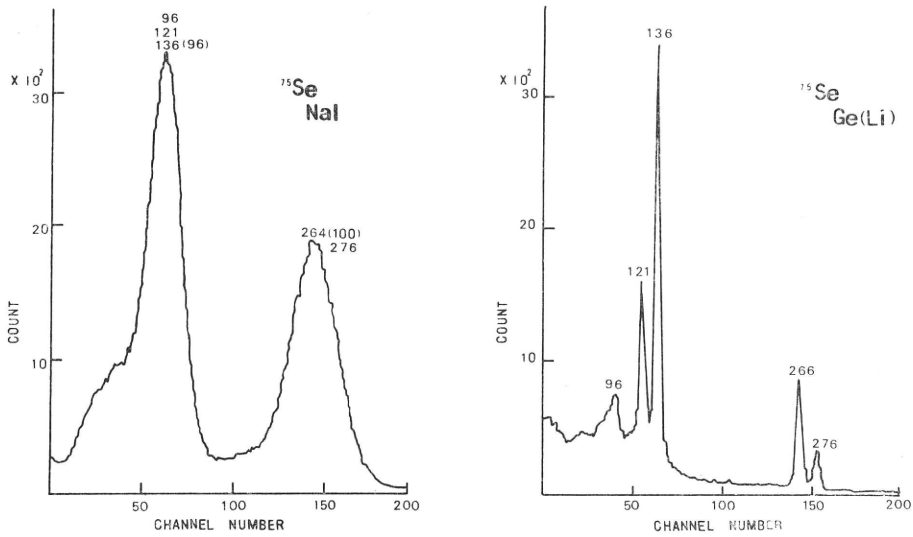


Fig. 5. Comparison between the gamma-ray spectra of ^{75}Se generated by NaI (Tl) detector and Ge (Li) detector. Note the fine spectral detail possible with Ge (Li) detector.

散乱による γ 線を充分にとりのぞく事ができない。そこで、私たちは、Ge (Li) 検出器を用いて実験した。線源として、 ^{67}Ga の低いエネルギー γ 線 (92 KeV) を用い、散乱体として水を用いて、Ge (Li) 半導体検出器の特性を調べた。

実験方法と結果

Ge (Li) 検出器は、直径 3.8 cm、厚さ約 1 cm のプレーン型検出器で、 ^{57}Co の γ 線 (122 KeV) ではエネルギー分解能 4.5 KeV である。まず、今までの NaI (Tl) 検出器 (6.7 cm ϕ) と Ge (Li) 検出器の分解能を比較するために、 ^{75}Se 線源を用いて、200 チャンネル波高分析器で測定した。Fig. 5. のごとく Ge (Li) 検出器では、NaI (Tl) 検出器に比べて、 ^{75}Se の各エネルギーが良く分かれており、分解能がすぐれていることが明らかである。このように、Ge (Li) 検出器では、分解能が良いので、Fig. 6. に示すごとくスキャンナーのウィンド幅を狭くして、高エネルギー側のコンプトン散乱のバックグラウンド (B) とホトピークに入ってくる散乱体 (C) の両方を NaI (Tl) より小さくする事が可能である。それで、 ^{67}Ga のように低エネルギーの他に、高エネルギー γ 線の放出がある場合でも、低エネルギー側でウィンドを少し位開いても、NaI (Tl) 検出器よりも散乱線は少ないことになる。

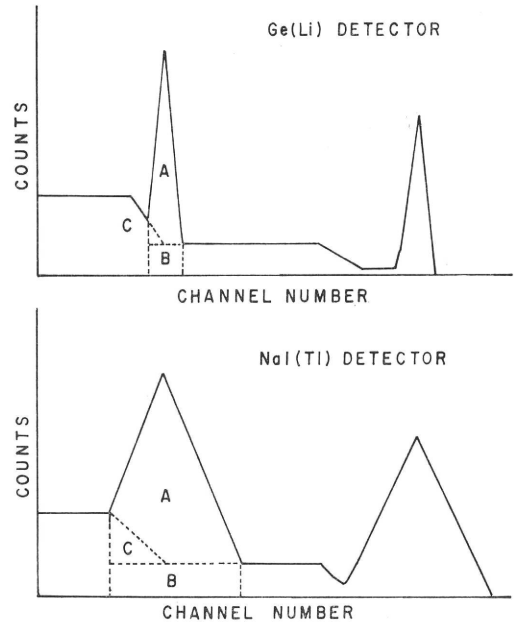


Fig. 6. Comparison between gamma-ray spectra generated by NaI (Tl) detector and Ge (Li) detector. A: photopeak, B: background, C: Compton's scattering.

実際のスキャンには、Fig. 7 のように、Ge (Li) 検出器は、10 l の液体窒素の入った魔法ビンで下方から冷却される。この検出器の上にコリメータを置き、その上に水槽 (深さ 15cm) をのせ、その上のスキャナー検出部にファントムを取り付けて、線源を動かして、スキャン像を描かせた。つぎに、装置の特性を調べるために、レスポンス曲線をとった。線源として、 ^{57}Co 点線源を用い、122 KeV の γ 線について、水中で測定した。コリメータは、東芝製 265 ホール、焦点距離 15cm のものを使用した。Fig. 8 のように、線源とコリメータとの距離が変化しても、解像力を示す半値巾 Full Width Half Maximum (F, W, H, M) がほとんど変わらないことがわかる。距離 15cm のところで、半値巾が約 6.8mm であった。スキャン像として、甲状腺ファントムを用いて NaI (Tl) 検出器と Ge (Li) 検出器とを比較してみた。線源として、 ^{67}Ga の 92KeV の γ 線を用いた。Fig. 9 のように (A) はコリメータ 265 ホールを用い、NaI (Tl) 検出器 (5"φ) と Ge (Li) 検出器 (3.8 cmφ) でスキャンスピードを同じ条件でスキャンした。(B) は、コリメータは 37 ホール、NaI (Tl) 検出器 (3"×2") と Ge (Li) 検出器 (3.8 cmφ) で検出計数の最大値が等しくなるように、 ^{67}Ga の強さとスキャンスピードを加減した条件でスキャンした。

結果は、スキャンスピードが同じ (A) の像では、当然ながら γ 線に対して感度の良い NaI (Tl) 検出器がはるかに鮮明な像を示している。つぎに、両者の検出器で

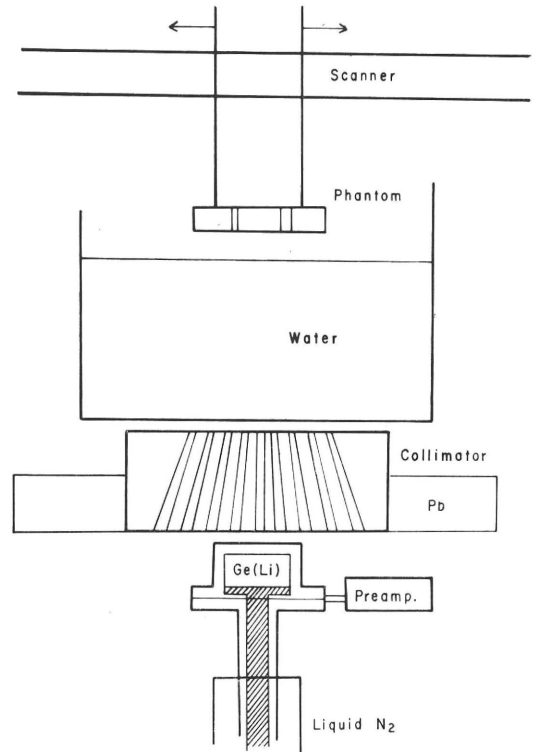


Fig. 7. Experimental geometry used for semiconductor scanner.

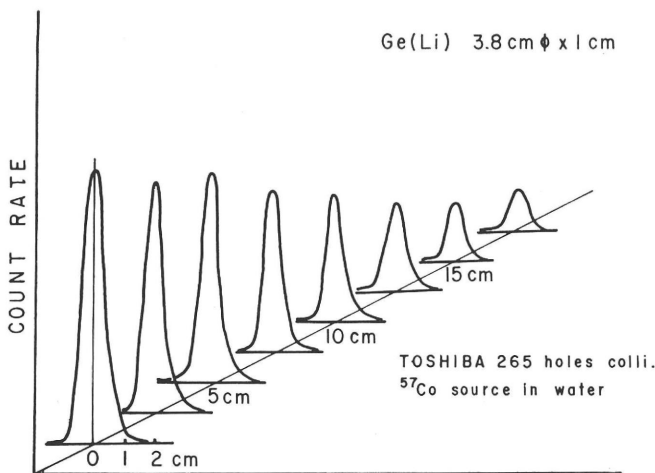


Fig. 8. Line spread functions of a 265-hole collimator using a ^{57}Co source in water.

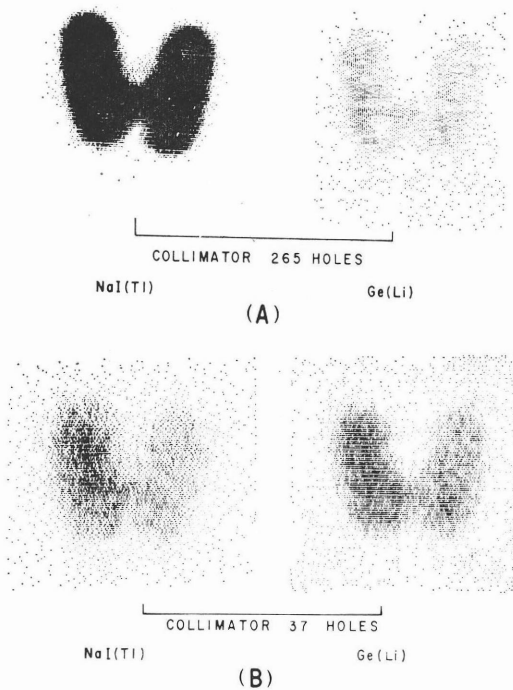


Fig. 9. Comprison between the imaging ability of thyroid phantom with ^{67}Ga generated by NaI (Tl) detector and Ge (Li) detector.

(A): Equal scantimes were used

(B): Scantimes were adjusted for epual number of counts.

検出計数値が同一となるような条件でスキャンした(B)の像では、NaI (Tl) 検出器よりも、Ge (Li) 検出器の方がやや鮮明な像をえている。ここで Ge (Li) 検出器の像がバックグラウンドの多いのは、検出器の周囲を鉛で完全に遮へい出来なかったためである。

Ⅲ. 考 按

β 線については、今までオートラジオグラムにより、その分布像をとる方法が用いられてきた。私たちは、 β 線に対して感度の良いシリコン型半導体検出器を従来のシンチスキャンナーの検出部に取り付けて、スキャンすることにより簡単に ^{32}P の分布像をとることをこころみた。しかし、臨床的利用となると、 β 線の飛程の点で病巣と検出器との距離、 ^{32}P 濃度や、スキャン技術などにより、実際に食道癌、子宮癌、などの粘膜における病巣の ^{32}P 分布像をとることは困難であった。

γ 線については、Ge (Li) 検出器によってスキャン像をうることが出来た、その結果は、外国の研究者とほぼ同じ結論であった。

Hoffer, Beck¹⁾ らは、Ge (Li) 検出器 (表面積、14 cm^2 , 厚さ 6.2 cm) でスキャンして、従来の 3 インチの NaI (Tl) 検出器に比べて感度は $1/3$ であるが鮮明な像をうることができたと報告している。また、Patton, Brill²⁾ らも最近、直径 2 インチの Ge (Li) 検出器を用いて、従来の NaI (Tl) 検出器と比較し、Hoffer と同じように計数値が同じければ NaI (Tl) 検出器よりも、Ge (Li) 検出器の方が分解能の良い像をえたと報告している。今後、大きな半導体検出器が作られなければ、臨床的利用には、一定の限界があるであろうと結論している。しかし、小さい Ge (Li) 検出器でも、蛍光 X 線スキャンや、Transmission スキャンには有効であろうと述べている。ところが、イギリスの McCreacy, Parker³⁾ らは、物理学者と協力して、特殊なゲルマニウム、p-i-n 型の半導体検出器の試作に成功し、従来の Anger- γ カメラと比較している。その結果、 γ 線に対する感度は、NaI (Tl) 検出器より劣るため測定時間は長くなるが、Ge (Li) 検出器より、分解能が、はるかに優れた像を発表している。この特殊な Ge (Li) 検出器は高価で、製作には、特殊な技術が必要であるが、もし、生産ベースにのれば、すべてのシンチカメラにとって代わることはないにしても、将来は劃期的な検出器として利用されるのではなかろうかと思われる。

私たちの実験結果をみても、上述の諸外国の研究者とほぼ同じであった。すなわち、 γ 線の計数値が同じければ、Ge (Li) 検出器の方が NaI (Tl) 検出器よりも、分解能の良い像をうることがわかった。しかし、今のところ、Ge (Li) 検出器の欠点は (1) NaI (Tl) 検出器よりも高価であり、大きい検出器を作ることが技術的に困難である。(2) 液体窒素で常時、検出器を冷却しなければならないことである。しかし、最近、大きい (4"φ) 検出器も製作され、また、常温でも分解能の高い Cd (Tl) 検出器が生まれているという。すなわち、理工学分野の技術開発によりこれらの欠点も、早晩、解決されるのではなかろうか。従って、今後、大型の Ge (Li) 検出器が容易に作られる時代になれば、この医学的利用は、必至であり、Ge (Li) 検出器用のスキャンナーやカメラの開発が今後の課題となるであろう。

Ⅳ. 結 論

私たちは、カテーテル型半導体検出器を用いて β 線源

のスキャン像をとることが出来た。しかし、臨床的利用には、技術的な面で制約があった。

つぎに、Ge (Li) 検出器を用いて、 r 線源のスキヤンの基礎実験を行ない、従来の NaI (Tl) 検出器よりも、解像力の良い像をうることが出来た。Ge (Li) 検出器は、スキヤナーの検出器として、将来性があることがわかった。しかし、臨床的には、検出器の大きさの点や、スキヤン装置の技術的問題が、今後に残された課題である。

終りに実験にさいし御教示をいただいた立教大学原子力研究所，物理部，永原照明博士に厚く御礼を申し上げます。また，カテーテル型半導体検出器の開発に御協力いただいた三菱電機株式会社，中央研究所，宮下恭一，高田守研究員，さらに，Ge (Li) 半導体スキャンの実験に御協力いただいた東芝電機株式会社，玉川工場，医用電子部，樫尾英次，桂田昌生研究員ならびに東芝中央病院，池本真一技師に厚く感謝します。

なを、この研究は昭和46年度厚生省がん研究助成金（班長：松浦啓一）によるところが大きく、ここに感謝します。

文 献

- 1) Hoffer, P. B., Beck, R. N., Lembares, N., et al : Use of lithium-drifted germanium detectors for clinical radionuclide scanning. J. Nucl. Med., 12 : 25-27, 1971
- 2) McCready, V. R., Parker, R. P., Gunnersen, E. M., et al : Clinical tests on a prototype semiconductor gammacamera. British J. Radiology. 44 : 58-62. 1971,
- 3) Patton, J. Brill, A. B. Ralfes, R., et al : Evaluation of lithium-drifted germanium detectors for organ scanning. J. Nucl. Med., 12 (6) : 342-343, 1971.
- 4) 東 与光, 池本真一, 鈴木慎二, その他 : p-i-n 型半導体検出器による悪性腫瘍の診断のこころみ, Radioisotopes. 17 (7) 311-316, 1968.

* * * * *

Summary

Evaluation of semiconductor detectors for scanning

Tomomitu HIGASI, Masanori KANNO

Kanagawa Dental College, Department of Radiology

Hideaki KURIHARA

Institute for Atomic Energy, Rikkyo University

Yasuhiro ISHIZUKA

Yokohama National University, Department of Physics.

Recent developments in semiconductor detector technology have caused much interest. However, the medical use of semiconductor detectors is, at the present time, restricted to certain research institutes. The authors have developed a catheter type p-i-n semiconductor detector in 1968, as shown in figure 1, and have used it to examine cases of cancer of the oesophagus, uterus and rectum 24 hours after the administration of ^{32}P . Presently we are investigating the ^{32}P image of malignant tumors with the catheter type semiconductor detector. The semiconductor detector was attached to the detector portion of a conventional scintiscanner as shown in figure 2. Studies were made in a phantom with various concentrations of ^{32}P to determine the ability of imaging with ^{32}P as shown in figure 3. However, in clinical cases the ^{32}P image in metastatic lesions was poorly differentiated from background activity as shown in figure 4. Therefore we concluded that ^{32}P scanning with semiconductor detectors was little clinical value.

Furthermore, we attempted to obtain gamma-ray imaging with a germanium detector. The germanium detector used in this study has a capacity of 10cc with a full width half maximum of 4.5 KeV for the ^{60}Co gamma-ray (1.33 KeV). This semiconductor detector has a high-resolution for gamma-rays as compared with a conventional NaI (Tl) detector as

shown in figure 5. The use of these high-resolution detectors should make it possible to map radioactive emission distributions from patients with minimum loss of detail due to scattered radiation. The fundamental experiments were done as shown in figure 7. The line spread functions of 265-hole collimator using a ^{57}Co source in water shows a good resolution compared with a NaI (Tl) detector as shown in figure 8. Studies were made using a thyroid phantom with ^{67}Ga to determine the relative imaging ability of the NaI (Tl) detector and the Ge (Li) detector. When the scans were made with equal scan times, the NaI image was better than germanium image as shown in figure 8 (A). Scanning time was adjusted so that equal counts were obtained with germanium detector and the NaI detector using the 37-hole collimator. In this case, the cold spots in the germanium image showed slightly better resolution due to the increase in sharpness at the edges. From these studies, we have concluded that the imaging ability of the semiconductor detector is superior to that of the NaI (Tl) detector when equal counts are obtained. We feel that the use of germanium detectors for emission scanning in diagnostic Nuclear Medicine will be limited until such time as their sensitivity can be increased to the point where they can compete with NaI (Tl) detectors.