

心臓専用半導体 SPECT 装置における欠損描出能の基礎的検討

Study of defects depiction performance in the myocardial dedicated semiconductor SPECT system.

菊池 明泰* 北間 正崇* 奥山 豪*
島雄 大輔* 熊澤 誠志*Akihiro, Kikuchi, Masataka, Kitama, Go, Okuyama
Daisuke, Shimao and Seiji, Kumazawa

Abstract

Nuclear medicine has evolved as a clinical and research discipline for the noninvasive assessment of physiologic and molecular function in normal and diseased tissues. In recent years, a novel photon-collection and scanning geometry method using a unique reconstruction algorithm has been developed. This study examined the detectability of defects through measurement of the differences in the conditions of the semiconductor dedicated SPECT. Methods: Using two radionuclides (^{99m}Tc , ^{201}Tl), we compared the representation of the original defect, thickness 8mm- ϕ 16mm, thickness 5mm- ϕ 16mm, and thickness 8mm- ϕ 22mm. The original defects focused on the anterior, inferior and lateral areas. Images were based on are construction along the short axis and a circumferential profile curve was created. Our findings were examined through the visual evaluation of these curves. The comparison conditions of this study, included; the difference in the radionuclides, the defect area and the thickness of defect. Results: Radionuclide; There was no significant difference observed between the two radionuclides defect area; the area of anterior showed good results compared to the other focus areas. Thickness; Along both the 5mm and 8mm thickness a count decrease was undertaken and the result were collated. Discussion: When compared with conventional medical camera, our study showed a better level of defect detection. In particular the resolution of the resulting images was found to be excellent. This improved resolution was due to the use of CZT as the detector.

1. 緒言

心臓核医学は、心筋虚血や梗塞などの冠動脈疾患における機能評価を画像化できるものとして広く用いられている。一般的には Anger type single-photon-emission computed tomography(以下、A-SPECT)装置 1)-2) を用いて検査を実施しているが、収集時間が 20-30 分程度と 3)-4) 検査に時間を要することや、検査時のポジショニングなどの制約など(両手挙上で仰臥位)があり、撮像時患者に負担を強いているのが実状である。しかし、近年検出器に半導体素子(テルル化亜鉛カドミウム

半導体: Cadmium Zinc Telluride (以下、CZT) 5)-9) を用いた心臓専用半導体 SPECT 装置が開発され本邦でも導入されるようになり、短時間収集でかつ両手挙上による収集を必要としない機器、D-SPECT (Spectrum Dynamics 社製) も開発されている。

この半導体を用いた心臓専用半導体 SPECT 装置は、従来の A-SPECT 装置とくらべ、 γ 線の検出感度が ^{99m}Tc で 1.7 倍と優れ、コンパクトな装置となっており今後普及が期待されている。このシステムの評価については、感度、空間分解能、エネル

* 北海道科学大学保健医療学部診療放射線学科

ギー分解能に関する報告されているが10)–12), 診断に直接関わる欠損描出能に関する基礎的な検討はまだない。

そこで本研究では, 心臓専用半導体 SPECT 装置 D-SPECT の欠損描出能に着目し, 基礎的検討を実施したので報告する。

2. 方法

心筋ファントム内に自作の模擬欠損を配置し, いろいろな条件下で描出能に違いがみられるか, 視覚的に評価を実施した。

2-1 使用機器等

撮像機器 : D-SPECT SPECTRUM DYNAMICS 社
(図 1)



図 1 D-SPECT 外観

コリメータ : Wide-angle parallel hole
 収集条件 : エネルギーウインドウ 99m-Tc 126–155keV, 201-Tl 60–81keV
 : プロジェクション数 : 120
 : 収集時間 : 10 分
 再構成条件 : Reconstruction, 3D OSEM.
 : Number of iterations , 7.
 : Number of subsets , 32.
 : Inter iteration filter, Kernel 0.125.
 : Final filter, Normalizing filter
 : Pixel size 4.92 mm
 使用ファントム : 京都科学社製
 心肝ファントム HL 型
 使用核種と封入量 : 99m-Tc (16.8MBq), 201-Tl (4.4MBq) 体内摂取率を考慮し封入13)–14)。

心筋欠損 : 自作の欠損で材質が熱可塑性エラストマーの粘土を用いて作成. 厚さ 8mm で直径 16mm,

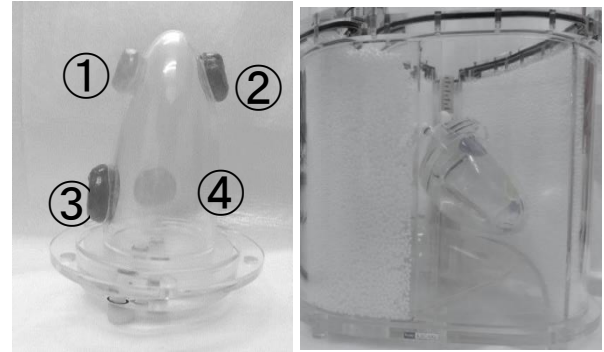


図 2 A:心筋ファントムに自作欠損を装着
B:心肝ファントム HL 型

図 2-A は設置した欠損であり①は心尖部前壁で直径 16mm厚さ 8mm, ②は心尖部下壁で 16mm厚さ 8mm, ③は心基部前壁で直径 22mm厚さ 8mm, ④は心基部側壁で直径 22mm厚さ 5mmとなっている。

22mmのもの, 厚さ 5mm で直径 16mm, 22mm のものを作成. 厚みの違いは, 厚さ 8mmは梗塞・厚さ 5mmは虚血を想定し, 心筋内には心尖部前壁と下壁, 心基部前壁と側壁の 4 箇所装着した (図 2)。

2-2 検討項目

収集したデータを再構成し核種ごと心尖部, 心基部の同一断面を用い, circumferential profile カーブを作成した. 開始位置は同一とし, 側壁を 0 度時計回りに 1 度ステップでサンプリングした. また, 収集カウントによる違いを考慮し, 各々の断面の最大カウントで正規化して作成したグラフを用いて, 比較検討した。

検討項目は, ①核種による違い, ②同一サイズモデルの欠損位置の違いによる描出能の違い, ③欠損厚の違いによる描出能の違い, の 3 項目とした. なお, ①については正規化したカウントに対し t 検定を実施し, $p < 0.05$ を有意差ありとした。

3. 結果

結果を図 3 に示す. ①の核種による違いでは, 99m-Tc と 201-Tl では, 2 つのグラフを見ると同サイズの欠損領域のカウント変化は, 2 核種ともほぼ同等の変化を示しているが, 心尖部下壁と心基部の側壁の 201-Tl のカウント低下率が 99m-Tc に比べ若干小さい値を示した. また, $p=0.25$ で有意

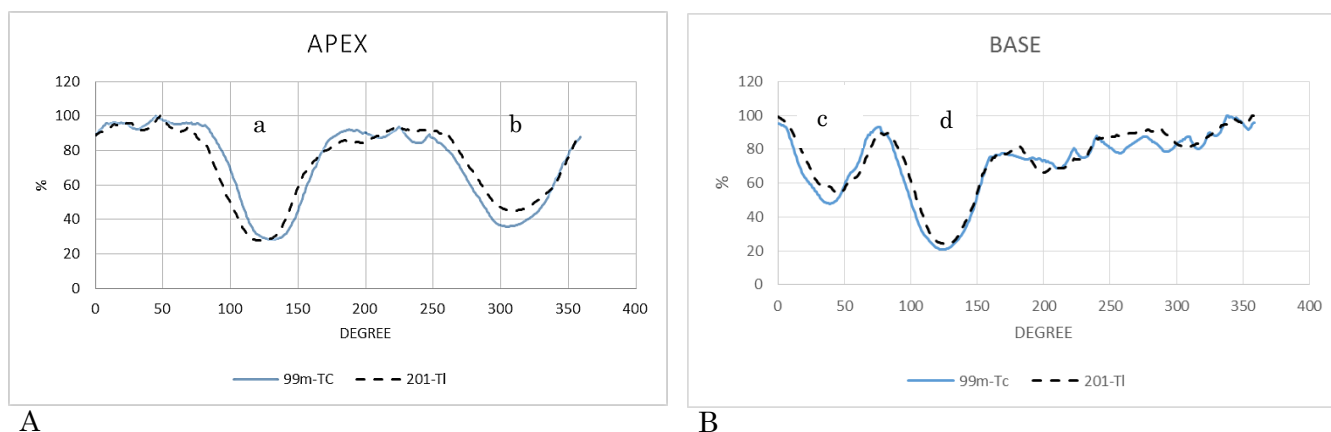


図3 A:APEX(心尖部)の circumferential profile B:BASE(心基部)の circumferential profile
(a 前壁 b 下壁) (c 側壁 d 前壁)

差はなかった。

②の同一サイズモデルの欠損位置の違いによる描出能の違いについて、厚みと直径が同じサイズの APEX(心尖部)におけるグラフ図 3-A では、前壁のプロットは 80 度付近より低下し、170 度付近でカウントが元に戻る矩形に近い形となった。一方、下壁部分のグラフでは、カウント低下の範囲が、250 度から 360 度を越えるところまでと前壁に比べ広く、カウント低下の傾きもなだらかになっており、低下領域の範囲が同じサイズの前壁領域より広い結果となった。

③の欠損厚の違いの結果については、図 3-B より、側壁に設定した欠損部(欠損 5mm 厚)の厚みにより 0 度からカウントが減少し、最小値は最大カウントと比べ 50-60%低下した。設定した心筋の残存の厚さに応じた減少値を示しているといえる。

一方、前壁に設置した 8mm 厚の欠損は、70 度付近より減少し、最大カウントに比べ 80%低下の値を示し、170 度付近で回復している。設定した心筋の残存厚が 1mm 程度であることを考えると、カウント低下率が 5mm 厚のものに比べ少ない結果となった。

4. 考察

核種による描出能の違いについては、前壁では見られなかったが、下壁と側壁で 201-Tl が 99m-Tc に比べ 5%ほどカウント低下率が低い値となった。

5%のカウント低下率の違いは、視覚的に違いをみることは難しく臨床的には問題がないと思われる(図 4)。

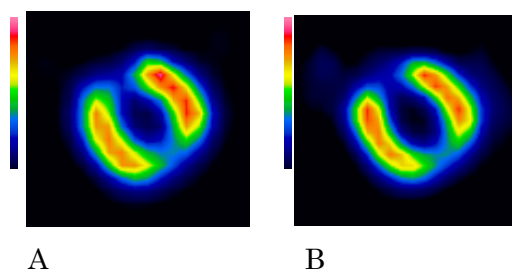


図4 心筋再構成画像 (short-axis)
A: 99m-Tc, B: 201-Tl

今回、検出器に用いられている CZT の γ 線エネルギー特性については、尾川ら 15) の報告で従来計測用に使用されていた Si や Ge に比べバンドキャップエネルギーが大きいため、常温でもエネルギーの違いによらず安定して使用できるとの報告がある。一方、加藤ら 16) は CZT3mm 厚での報告ではあるが(D-SPECT は 5mm 厚)、 γ 線のエネルギー領域によっては、感度が異なることを報告している。今回検討した 201-Tl と 99m-Tc のエネルギー領域は、CZT の核種間感度差がない領域であり、結果からもグラフ全体の分布に違いは見られないことが示された。

②の欠損位置の違いによる検討結果については、収集時の検出器と被写体との幾何学的な位置の違いによる感度差であると思われる。具体的には、D-SPECT の収集で図 5 に示すように検出器が胸の前に固定される為、前壁は肺や縦隔などの吸収体がなく、距離も近い領域となる。一方の側壁や下壁は、肺や縦隔壁の吸収体に囲まれ且つ検出器との距離が離れることによる感度低下のため、前壁と比べカウント分布に広がりを持つ結果になっ

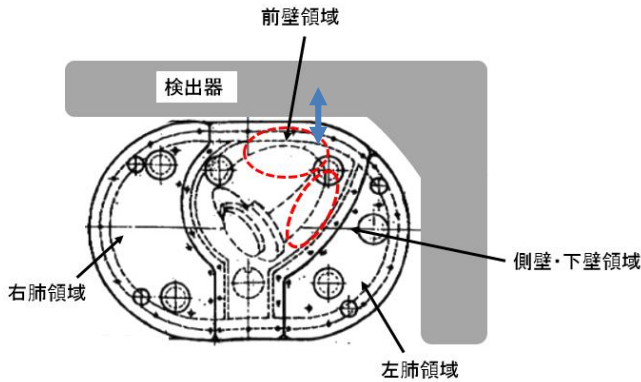


図5 半導体検出器と心筋ファントムの収集時の位置関係

たといえる。Takahashiら¹¹⁾は、欠損位置の違いによる検討を、NaI(Tl)検出器との比較で実施しているが、本研究結果と同様に下壁領域の欠損部分のカウント分布に広がりをもつ結果であった。

③の欠損厚の違いについては、心筋ファントムの心筋厚の変化に沿った結果となっているが、理由としてCZTの感度や分解能によるものといえる。このことより、CZT検出器の欠損領域の残存心筋厚に対する描出能、優れていることが示唆された。

5. 結語

今回検討した心臓専用半導体SPECT装置は、優れた欠損描出能を示し、核種によらず安定した再構成画像を作ることが示された。

6. 参考文献

1. Anger H O: A new instrument for mapping gamma-ray emitters. *Biology and Medicine Quarterly Report UCRL (Berkeley: University of California Radiation Laboratory)*: 1957, p 38.
2. Anger H O: Scintillation camera with multichannel collimators. *J Nucl Med*, 5: 1964, 515-31.
3. Klocke FJ, Baird MG, Bateman TM, et al: ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging. A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines (ACC/AHA/ASNC committee to revise the 1995 guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging). *Circulation*, 108: 2003, 1404-18.
4. Hesse B, Tagil K, Cuocolo A, et al: EANM/ESC procedural guideline for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 32: 2005, 855-97.
5. Wagenaar D J: CdTe and CdZnTe semiconductor detectors for nuclear medicine imaging Emission Tomography. *The Fundamentals of SPECT and PET*. 1st ed. San Diego, CA Elsevier: 2004, 270-92.
6. Kjell E, Krzysztof K, Dean V G, et al: Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol*, 54: 2009, 2635-2649.
7. Kim H, Furenlid LR, Crawford MJ, et al. Semi SPECT: A small-animal singlephoton emission computed tomography (SPECT) imager based on eight cadmium zinc telluride (CZT) detector arrays. *Med Phys*, 33:465-474, 2006
8. Brzymialkiewicz CN, Tornai MP, McKinley RL, et al: Evaluation of fully 3-Demission mammotomography with a compact cadmium zinc telluride detector. *IEEE Trans Med Imaging*, 24: 2005, 868-877.
9. Mueller B, O' Connor MK, Blevis I, et al: Evaluation of a small cadmium zinc telluride detector for scintimammography. *J Nucl Med*, 44: 2003, 602-609.
10. Erlandsson K, Kacperski K, van Gramberg D, et al: Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol*, 54: 2009, 2635-49.
11. Yasuyuki T, Masao M, Yoshiko N, et al: Performance of a semiconductor SPECT system :comparison with a conventional

- Anger-type SPECT instrument. *Ann Nucl Med*, 27: 2013, 11-16.
12. Sanjiv S. Gambhir , Daniel S. Berman , Jack Ziffer , et al : A Novel High-Sensitivity Rapid-Acquisition Single-Photon Cardiac Imaging Camera. *J Nucl Med*, 50(4): 2009, 635-43.
 13. 久保敦司, 中村佳代子, 橋本省三, 他 ; 99m-Tc-MIBI の第 1 相臨床試験. *核医学*, 28(10) : 1991, 1133-1142.
 14. Hellmuth F. Weichi, M. D , H. William Strauss, M. D., Bertram : Pitt, M. D. The Extraction of Thallium-201 by the Myocardium: *Circulation* .1977;56(2) 188-191.
 15. 尾川浩一: 半導体 SPECT 装置の開発と今後の展望. *Isotope News* : 2012, No. 700.
 16. 加藤秀起, 中村光一, 津坂昌利: CdZnTe 半導体放射線検出器の X 線光子エネルギー吸収レスポンス特性. *T. IEE Japan*, Vol. 120-C: 2000, No. 12.