

心筋血流SPECT検査における半導体検出器ガンマカメラとアンガー型ガンマカメラの体厚の違いが画質に与える影響の比較 ～ファントム実験～

Comparison of the effect of image quality on difference in body thickness of semiconductor detector gamma camera and anger type gamma camera by myocardial perfusion SPECT ~Phantom study~

中舍 幸司^{1), 2)}, 濃野 祥史²⁾, 角 凌太³⁾, 武藤 裕衣¹⁾, 松浦 佳苗¹⁾, 東出 了¹⁾, 安田 鋭介¹⁾

1) 鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部放射線技術科学科 2) 国立循環器病研究センター 放射線部
3) 医療法人 宝美会 総合青山病院 放射線技術室

Key words: myocardial perfusion SPECT, body thickness, semiconductor detector gamma camera

【Abstract】

The effect of image quality in the body thickness of the semiconductor detector gamma camera and anger-type gamma camera on myocardial perfusion SPECT was compared and examined. We made a 1cm defect in the anterior wall of the heart liver HL type phantom. We wrapped around the created phantom by changing the fat equivalent phantom to 0, 2, 4, 6cm and collected SPECT. Using the Plot Profile with ImageJ, we compared the contrast of the defective part with the half width or the visual evaluation of the SPECT image. Semiconductor detector Gamma camera decreased contrast and visual evaluation of the defect part as body thickness increased, but the anger-type gamma camera did not change them. Both devices did not change the full width at half maximum of the defect due to an increase in body thickness. Semiconductor detector Gamma camera has higher resolution and sensitivity than anger-type gamma camera, so it affects image quality depending on body thickness.

【要 旨】

心筋血流SPECT検査における、半導体検出器ガンマカメラとアンガー型ガンマカメラの体厚による画質への影響を比較検討した。心臓肝臓HL型ファントムの前壁部に1cmの欠損を作成した。本ファントムに脂肪等価ファントムを0, 2, 4, 6cmと変化させて巻き付けSPECT収集を行った。ImageJによるPlot Profileを用いて、欠損部のコントラストと半値幅およびSPECT像の視覚評価と比較した。半導体検出器ガンマカメラでは体厚の増加につれ欠損部のコントラストと視覚評価は低下したが、アンガー型ガンマカメラでは変化しなかった。両装置とも体厚の増加で欠損部の半値幅に変化はなかった。半導体検出器ガンマカメラはアンガー型ガンマカメラより分解能や感度が高いため、体厚が画質に影響する。

07

1. はじめに

心筋血流 single photon emission computed tomography (SPECT) 検査では、特に肥満度の高い患者において脂肪や筋肉による減弱や散乱の影響を受ける¹⁾。さらに体厚が厚くなるとコリメーターとの距離に広がりを持ち、画質に影響を与える。近年では、従来型であるアンガー型ガンマカメラだけでなく、半導体検出器を搭載したSPECT装置（半導体検出器ガンマカメラ）により心筋血流SPECT検査を施行する施設も増加している²⁾。本装置は検出器が半導体である

ため、従来型であるアンガー型ガンマカメラより分解能や感度が高く、また収集時間が短く画質も優れている²⁻⁶⁾。さらに分解能や感度が高いため、トレーサの投与量を減少させSPECT収集を行うことができる^{7, 8)}。しかしながら、分解能や感度が優れた本装置においても、肥満により画質の低下が生じることがしばしばある。そこで本研究では、両装置のどちらが肥満による画質への影響がより大きいかを把握するため、半導体検出器ガンマカメラと従来型であるアンガー型ガンマカメラの体厚による画質への影響を、ファントム実験により比較検討を行ったので報告する。

Koji Nakaya^{1), 2)}, Yoshifumi Nouno²⁾,
Ryota Kaku³⁾, Hiroe Muto¹⁾, Kanae Matsuura¹⁾,
Ryo Higashide¹⁾, Eisuke Yasuda¹⁾

- 1) Department of Radiological Technology, Faculty of Health Science, Suzuka University of Medical Science
- 2) Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center
- 3) Room of Radiation Technology, Aoyama General Hospital

Received November 7, 2018; accepted January 25, 2019

2. 方 法

2-1. ファントム作成

本研究では心臓肝臓HL型ファントム（京都科学社）を使用した。心筋の前壁部に1cmの欠損部を作成し心筋ファントムとした。心臓肝臓ファントムおよび前壁の欠損部分をFig.1に示す。ラジオアイソトープは^{99m}Tcを使用し、心筋部には0.123MBq/mlの放射能濃度の^{99m}Tc水溶液を120ml封入した。本投与濃度

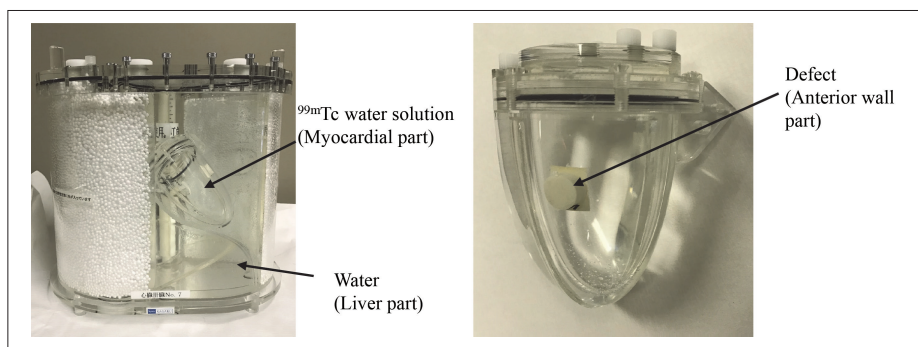


Fig.1-1 Heart liver phantom

Fig.1-2 Defect part of myocardium phantom

Fig.1 Cardiac liver phantom and defective part of the anterior wall

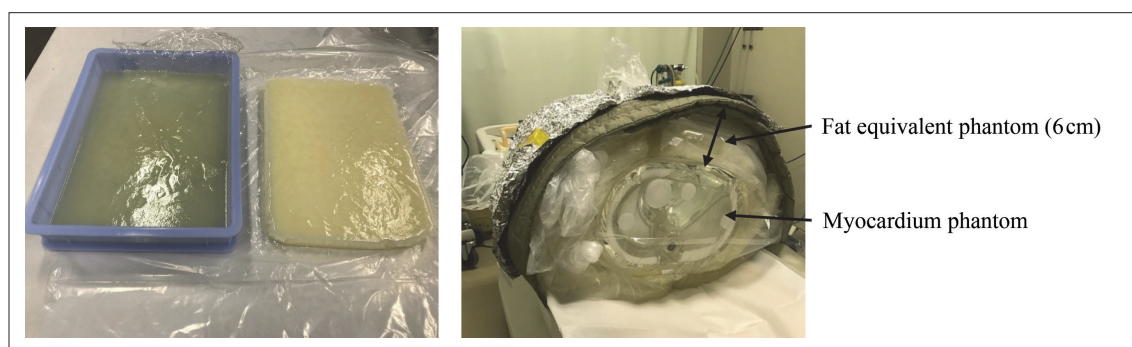


Fig.2-1 Image of fat equivalent phantom (2cm)

Fig.2-2 Image of a myocardium phantom with a body thickness of 6cm wrapped with a fat equivalent phantom

Fig.2 Image of body thick myocardium phantom wrapped with fat equivalent phantom and fat equivalent phantom

Description of Fig.2-1

The image on the left is an image that solidifies the oil contained in the plastic container.
The image on the right is a phantom image from which hardened oil is taken out.

は、臨床で使用される ^{99m}Tc -MIBI では心筋への薬剤の集積が約2〜3%であることから、740MBqを投与した際、60分後に心筋に2%集積すると仮定した。本研究では体厚の影響を調査し、散乱線の影響は考慮しないため、肺や縦隔・肝臓には蒸留水を封入した。また体厚を模擬した脂肪等価ファントムはキャノーラ油を油固め剤で固め、作成した。体厚2cmを模擬した脂肪等価ファントムはプラスチック容器（縦30cm、横21cm、高さ8cm）内に加熱した油を高さ2cmの深さまで注ぎ、その後、油固め剤を入れ、油を固形にして作成した。この脂肪等価ファントム（縦30cm、横21cm、高さ2cm）を4枚作成し、これをつなぎ合わせて心筋ファントムの外周に巻き付けることで体厚2cmの心筋ファントムとした。体厚4cmや6cmの場合はそれぞれの厚さの脂肪等価ファントムを作成し、4枚つなぎ合わせて心筋ファントムの外周に巻いた。作成した脂肪等価ファントムおよび脂肪等価ファントムを巻いた体厚6cmの心筋ファントムをFig.2に示す。

2-2. SPECT 収集

心筋ファントムに脂肪等価ファントムの厚さを0, 2, 4, 6cmと変化させ、半導体検出器ガンマカメラとアンガー型ガンマカメラを用いてそれぞれSPECT収集を行った。両装置にファントムを設置してSPECT収集したときの外観画像をFig.3に示す。

半導体検出器ガンマカメラはD-SPECT(Spectrum Dynamics Medical社)を使用した。コリメーターはwide-angle tungsten collimator (パラレルホール)を用いた。半導体検出器の素材はテルル化亜鉛カドミウム (cadmium-zinc-telluride : CZT)を用いた。収集時間は全ての体厚において4分5秒で収集した(収集時間は脂肪等価ファントムを巻いていないとき、左心室のカウント (left ventricle counts : LV counts) が1.5 million countsに到達する時間である)。どの体厚でも同じ収集時間で比較したいため、本収集時間を採用した。エネルギーウィンドウは140keV $\pm$ 10%, マトリクスサイズは16 $\times$ 64/カラ

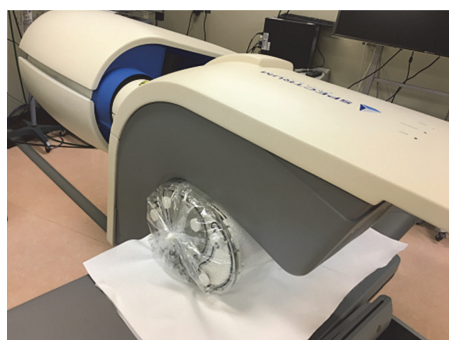


Fig.3-1 An image obtained by collecting myocardial phantom of body thickness 0cm with D-SPECT



Fig.3-2 An image obtained by collecting myocardial phantom of body thickness 2cm with Brightview

Fig.3 Image of appearance when phantom is collected in both devices

μ, field of view (FOV) は160mm, 拡大率は1倍, ピクセルサイズは2.26mmを用いた. 再構成条件はordered-subset expectation maximization 3D (OSEM-3D) を用い, 処理条件はiteration 7, subset 32とした. 減弱補正と散乱補正は使用していない.

アンガー型ガンマカメラは2検出器型ガンマカメラであるBrightview (フィリップス社) を用いた. コリメーターは90°に配置し心臓用高分解能コリメーター (cardiac high-resolution collimator: CHR) を用いた. 収集条件は一方向で50秒間収集 (50sec/step) し, 回転角度は6°とし180°方向のデータを収集した. エネルギーウィンドウは140keV ± 10%, マトリクスサイズは64 × 64, 拡大率は1.85倍, ピクセルサイズは2.26mmとした. 再構成条件はmaximum likelihood expectation maximization method

(MLEM法) を用い, 処理条件はiteration 15, subset 1とした. 前処理フィルターはButterworth filter (order, 10; cut-off frequency, 0.50cycle/cm) を用いた. 減弱補正と散乱補正は使用していない.

本研究で用いた両装置の収集条件および再構成条件などは, 国立循環器病研究センターで使用している臨床条件を採用した.

2-3. 欠損部のコントラスト比

画像再構成したSPECT短軸像の欠損部が中心にあるスライスおよびその前後のスライスの3断面に対し, 心筋厚中央かつ欠損部を中心としてImageJ (アメリカ国立衛生研究所) を用いてRegion of Interest (ROI) を設定し, プロファイルカーブを作成した (Fig.4). プロファイルカーブから得た欠損部の最低画素値をミニマム値, 周囲の心筋厚中央の正常部最大

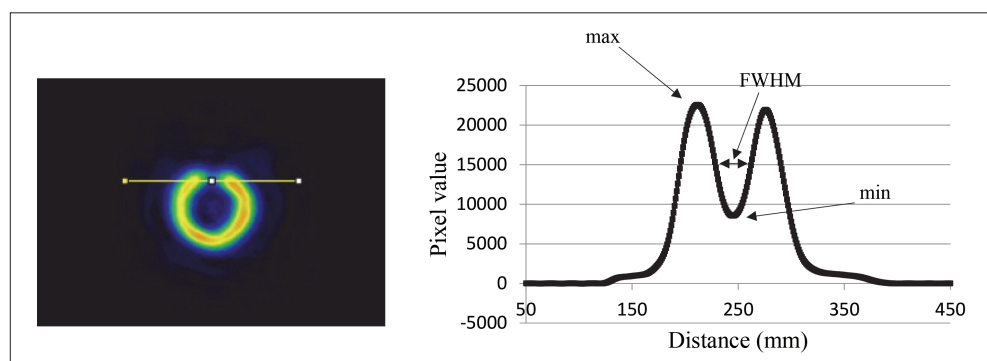


Fig.4-1 Setting of ROI

Fig.4-2 Profile curve

Fig.4 How to set Region of Interest (ROI) centered on center part of myocardial and defect part and creation of profile curve

The profile curve in Figure 4-2 is a graph of D-SPECT collected case (thickness is 0cm). Max is the pixel value at the center of the myocardium. Min is the pixel value at the center of the defect. Full width at half maximum (FWHM) is the distance (mm) on the horizontal axis at the midpoint between max and min.

画素値をマックス値として以下の式 (1) によりコントラスト比を算出した。

$$\text{欠損部のコントラスト比} = \frac{\text{max} - \text{min}}{\text{max} + \text{min}} \quad \text{式 (1)}$$

欠損部画素値 : min

心筋厚中央画素値 : max

欠損部のコントラスト比を体厚ごとに算出し、両装置のそれぞれの体厚による欠損部のコントラスト比を比較した。

2-4. 欠損部の半値幅

上記のプロファイルカーブの欠損部画素値と心筋厚中央値の中間の値における欠損部の幅を欠損部の半値幅 (full width at half maximum : FWHM) として算出し、両装置のそれぞれの体厚による欠損部の半値幅を比較した。

2-5. 欠損部の視覚評価

両装置の各体厚における SPECT 3 軸像に対し、欠損部の評価を 12 人の診療放射線技師が行った。欠損部の評価は 1 (poor), 2 (fair), 3 (average), 4 (good), および 5 (excellent) の 5 段階評価で行った。各評価者の評価値を平均し、両装置のそれぞれの体厚の視覚評価を比較した。

2-6. 統計解析

体厚ごとの欠損部のコントラスト比の有意差検定は

一元配置分散分析 (One-way ANOVA) を行った。有意水準を $p < 0.05$ とし、体厚間で有意差が認められた場合、どの体厚間で有意差があるか post-hoc test で Tukey 法による多重比較を行った。体厚ごとの半値幅や視覚評価においても同様の統計解析を行った。

3. 結 果

3-1. 欠損部のコントラスト比

両装置の体厚による欠損部のコントラスト比の結果を Fig.5 に示す。D-SPECT における体厚 0, 2, 4, 6cm の欠損部のコントラスト比はそれぞれ 0.39 ± 0.04 , 0.33 ± 0.02 , 0.34 , 0.27 ± 0.01 であった。D-SPECT の体厚による欠損部のコントラスト比は 0cm と 2cm, 0cm と 4cm, 0cm と 6cm の間に有意な差が見られた ($p < 0.05$)。Brightview における体厚 0, 2, 4, 6cm の欠損部のコントラスト比はそれぞれ 0.21 ± 0.02 , 0.23 ± 0.01 , 0.22 ± 0.02 , 0.20 ± 0.02 であった。Brightview の体厚による欠損部のコントラスト比には有意な差は見られなかった (n.s.)。

3-2. 欠損部の半値幅

両装置の体厚による欠損部の半値幅の結果を Fig.6 に示す。D-SPECT における体厚 0, 2, 4, 6cm の欠損部の半値幅はそれぞれ 16 ± 0.94 , 17 ± 0.47 , 18 ± 0.47 , 16 であった。D-SPECT の体厚による欠損部の半値幅には有意な差は見られなかった (n.s.)。Brightview における体厚 0, 2, 4, 6cm の欠損部の

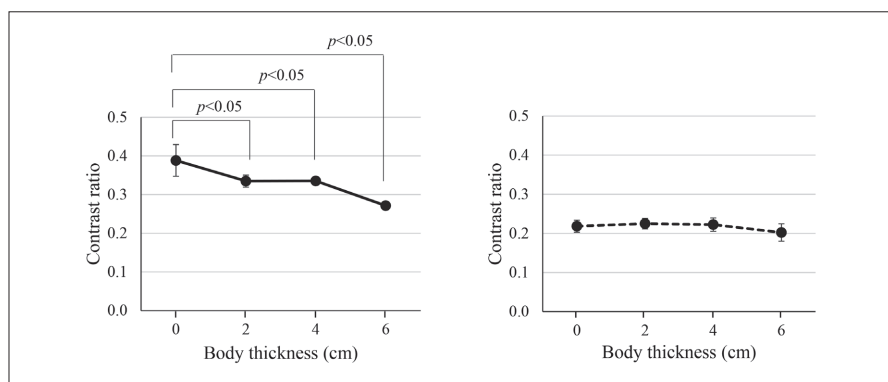


Fig.5-1 Contrast ratio of D-SPECT

Fig.5-2 Contrast ratio of Brightview

Fig.5 Graph of the result of the contrast ratio of the defect part depending on the body thickness of both devices

One-way ANOVA was carried out for the significance test of the contrast ratio of the defect in each body thickness.

A significance level was set at $p < 0.05$, and a significant difference was observed between body thicknesses of D-SPECT ($p < 0.05$). In order to investigate which body thickness there is a significant difference, multiple comparison by the Tukey method was carried out.

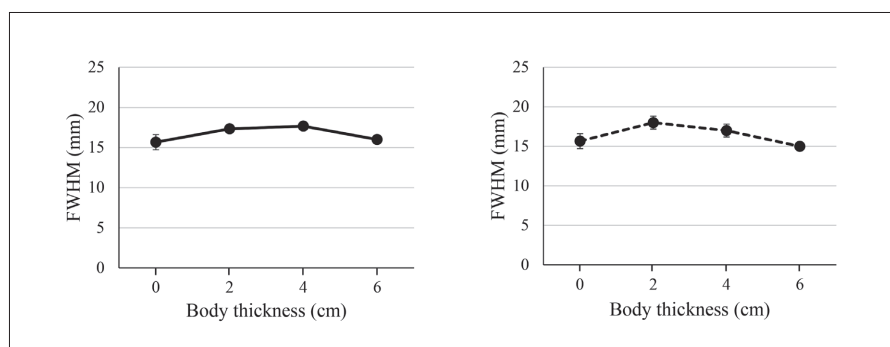


Fig.6-1 FWHM of D-SPECT

Fig.6-2 FWHM of Brightview

Fig.6 Graph of the result of the full width at half maximum (FWHM) of the defect part depending on the body thickness of both devices

One-way ANOVA was performed for the significant difference test of FWHM of the defect part due to the difference in body thickness. The significance level was set at $p < 0.05$, and no significant difference was observed between body thicknesses of both devices (n.s.).

半値幅はそれぞれ 16 ± 0.94 , 18 ± 0.82 , 17 ± 0.82 , 15 であった。Brightviewの体厚による欠損部の半値幅には有意な差は見られなかった (n.s.).

厚0, 2, 4, 6cmの欠損部の視覚評価はそれぞれ 4.0 ± 0.67 , 3.2 ± 0.70 , 3.4 ± 0.45 , 3.3 ± 0.92 であった。Brightviewの体厚による欠損部の視覚評価には有意な差は見られなかった (n.s.).

3-3. 欠損部の視覚評価

両装置の体厚による欠損部の視覚評価の結果およびSPECT画像をそれぞれFig.7, 8に示す。D-SPECTにおける体厚0, 2, 4, 6cmの欠損部の視覚評価はそれぞれ 4.7 ± 0.42 , 3.8 ± 0.60 , 3.6 ± 0.69 , 3.2 ± 0.37 であった。D-SPECTの体厚による欠損部の視覚評価は0cmと2cm, 0cmと4cm, 0cmと6cmの間に有意な差が見られた ($p < 0.05$)。Brightviewにおける体

4. 考 察

半導体検出器ガンマカメラと従来型であるアンガー型ガンマカメラの体厚による画質への影響について、ファントム実験により比較検討を行った。

D-SPECTの欠損部のコントラスト比は体厚が厚くなるにつれ徐々に低下した。体厚6cmの欠損部のコ

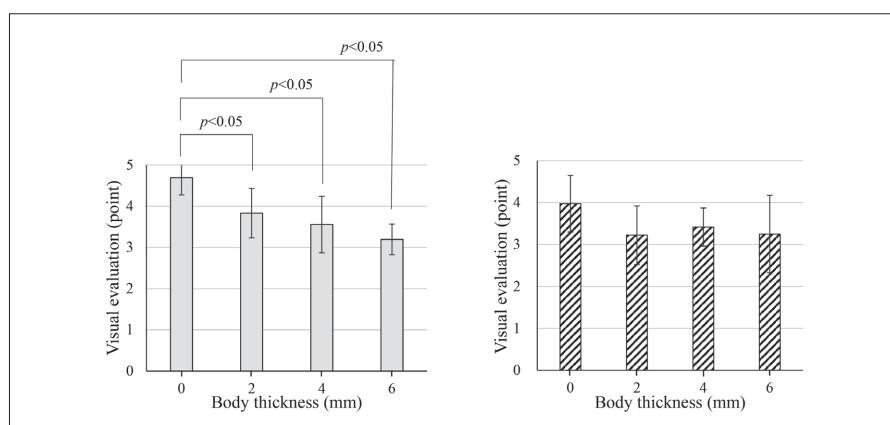


Fig.7-1 Visual evaluation of D-SPECT

Fig.7-2 Visual evaluation of Brightview

Fig.7 Graph of visual evaluation results of defect due to body thickness of both devices

One-way ANOVA was carried out for the significance test of the visual evaluation each body thickness.

A significance level was set at $p < 0.05$, and a significant difference was observed between body thicknesses of D-SPECT ($p < 0.05$). In order to investigate which body thickness there is a significant difference, multiple comparison by the Tukey method was carried out.

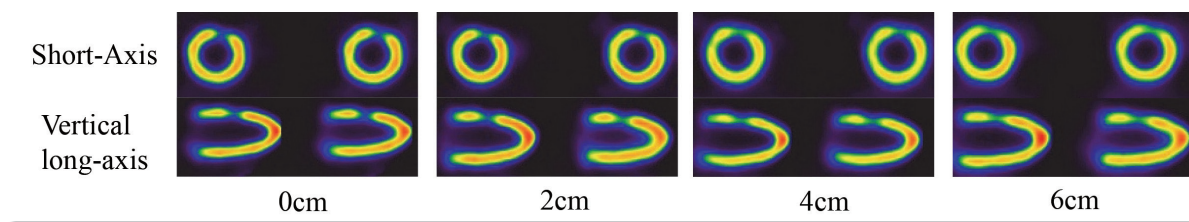


Fig.8-1 SPECT image of D-SPECT

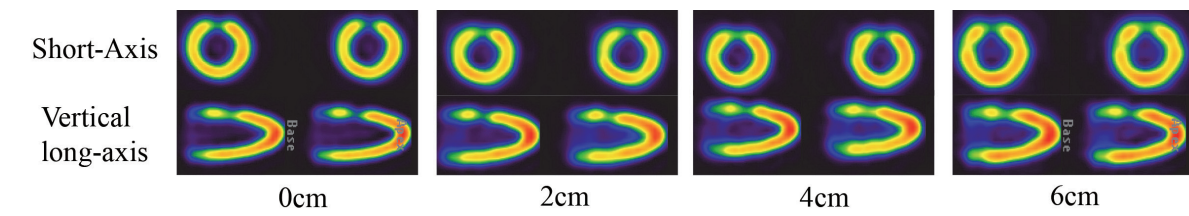


Fig.8-2 SPECT image of Brightview

Fig.8 single photon emission computed tomography (SPECT) image of the defect part due to body thickness of both devices

ントラスト比は0cmのときと比較し有意に低下した ($p<0.05$). またD-SPECTの欠損部の視覚評価は体厚が厚くなるにつれ低下し、体厚2, 4, 6cmは0cmのときよりそれぞれ有意に低下した ($p<0.05$). これらの結果から、D-SPECTの半導体検出器ガンマカメラは高感度かつ高分解能であるため、脂肪等価ファントムによる減弱・散乱、距離の逆2乗則による減弱を大きく受け、十分なカウントが得られず画質が低下したと考える。そのため体厚が厚くなるにつれコントラスト比および視覚評価の低下が見られた。BrightviewではSPECT収集を50sec/stepで収集時間を固定して行っている。この収集時間を固定した条件に合わせるため、本研究ではD-SPECTでも収集時間を体厚0cmのときのLV countsが1.5 million countsに到達した時間の4分5秒に固定して、どの体厚のときも同時時間で収集を行った。そのため体厚が厚くなると脂肪等価ファントムによる減弱・散乱などの影響により十分なカウントが得られず画質の低下が生じている。しかし、D-SPECTでは収集時間を固定するのではなく、ある一定のLV countsが得られれば収集が終了するというLV countsを固定して収集を行う方式があり、この収集方式を使用することで、収集時間が増加し肥満患者でも高画質を得ることは可能である。今回、両装置で使用した収集条件は、臨床で使用している収集時間を採用したため両装置は1ピクセル当たり同カウントとはならない。またD-SPECTに関してだが、SPECT収集する際はFig.9-1に示すように左心室を点線部内に配置するように位置決めを行う。この点線部内はSPECT収集時の回転中心部である。点線部内に左心

室の配置ができれば半導体検出器の特長を生かした高感度かつ高分解能の画質を得ることができるが、点線部からズレていくにつれ感度・分解能も共に低下していく。体厚6cmの場合、検出器と心臓の距離が大きく開き、Fig.9-2に示すように点線部内に全ての左心室を配置することができなかった。そのため半導体検出器の高感度かつ高分解能の画質を生かすことができず、体厚6cmの欠損部のコントラスト比や視覚評価は体厚0cmのときと比較し極端に低下した。位置決めが不十分なため半導体検出器の特長を生かした画質が得られていないが、半導体検出器であるために体厚6cmの欠損部の視覚評価点は平均3.2点であり、Average以上の点数にある。しかし、臨床の場で肥満患者においても位置決め時にできる限り点線部内に左心室の配置をし、半導体検出器の高画質な画像を提供したい。本実験は固形の脂肪等価ファントムであったため、脂肪を被写体の側部や背部に逃がしてSPECT収集することはできなかったが、患者では胸部前面の脂肪を側部や背部に逃がし、できる限り点線部内に左心室を配置してSPECT収集することが可能である。従って臨床現場において肥満患者をSPECT収集する際には点線部内に左心室が配置できるように、胸部前面の脂肪を側部や背部に逃がしながらポジショニングし、半導体検出器の高画質を十分に生かしたSPECT収集をする必要がある。一方、Brightviewの欠損部のコントラスト比、また欠損部の視覚評価は体厚が異なってもそれぞれ変化はなかった (n.s.). アンガー型ガンマカメラは半導体検出器ガンマカメラより感度や分解能が低いことから、体厚0cmの場合でも画質が低い

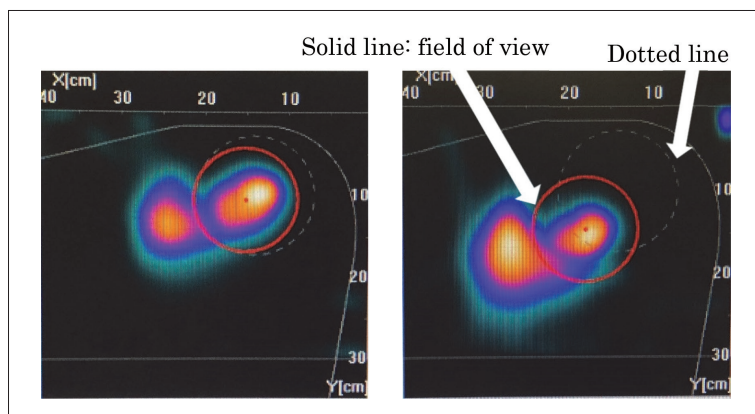


Fig.9-1 Positioning image with body thickness 0cm

Fig.9-2 Positioning image with body thickness 6cm

Fig.9 Positioning image of myocardium when we collected SPECT with body thickness of 0 and 6cm in D-SPECT

体厚による影響がほとんど見られなかったこと、さらに最大の原因は収集時間を50sec/stepで収集を行っており、6cmまでの体厚増加でも十分なカウントが得られていたため画質に影響はほとんどなかったと考える。両装置で欠損部のコントラスト比と視覚評価を比較すると、半導体検出器ガンマカメラはアンガー型ガンマカメラより、どの体厚においても欠損部のコントラスト比は高値を示した。やはり半導体検出器は高感度・高分解能であるため、体厚により画質が低下してもアンガー型カメラより画質が良いことが分かる。このように、体厚増加による画質への影響が大きいのは半導体検出器ガンマカメラである。半導体検出器ガンマカメラで体厚が厚い患者でも画質を低下せずに高画質の画像を提供するには、前述の通りLV countsをある一定のthreshold値を設けて収集を行うこと、またSPECTを収集する場合は胸部前面の脂肪に十分配慮しSPECT収集を行うことが必要であると考え。

欠損部の半値幅については、両装置とも体厚が厚くなっても欠損部の半値幅にはほとんど変化が見られなかった(n.s.)。D-SPECTでは体厚が厚くなるにつれ欠損部の画質は低下し半値幅に影響が出ると思われたが、体厚が厚いほど散乱成分の増加に伴い心筋厚中央画素値と欠損部画素値が変動し、1cmの欠損ではプロファイルカーブから計測した半値幅は顕著に変化が見られなかったと考えられる。Brightviewでは収集時間を50sec/stepで収集を行っており、6cmまでの体厚増加でも画質に影響はほとんどないため、こちらも半値幅には変化が見られなかったと考える。

本研究では心筋の前壁のみ欠損部を作成し、欠損部の物理評価と視覚評価を行った。実際は欠損部の作成

位置(前壁・側壁・中隔・下壁)によって、欠損部と検出器との位置の違いからそれぞれの欠損の見え方が異なることが知られている⁹⁾。今後、体厚の違いによって、欠損部の位置が異なるとそれぞれの欠損部にどのような影響を及ぼすか両装置を用いて検討を行いたい。また疾患あるいは小児の先天性疾患によって心臓の位置が異なることもあり、必ずしもSPECT回転中心部付近に心臓を配置できない場合もある。SPECT回転中心部のX、YおよびZ軸方向でズレの程度に合わせて、どのように画質の影響が表面化していくのか評価することも、今後の検討課題である。

5. 結 論

半導体検出器ガンマカメラはアンガー型ガンマカメラより体厚変化による画質への影響が大きいことが示唆された。半導体検出器ガンマカメラで肥満患者をSPECT収集する場合は、画質が低下しないようにできる限りSPECT回転中心部に配置すること、またLV countsをある一定のthreshold値を設けて収集を行う必要がある。

本研究は、第34回日本診療放射線技師学術大会(山口)で発表した。

6. 謝 辞

本研究にご協力いただきました愛仁会千船病院の伊藤祐斗先生、社会医療法人財団慈泉会相澤病院の吉村佳悟先生に、心より感謝申し上げます。

図の説明

- Fig.1 心臓肝臓ファントムと前壁の欠損部
Fig.1-1 : 心臓肝臓ファントム
Fig.1-2 : 心筋の欠損部分
- Fig.2 脂肪等価ファントムと脂肪等価ファントムを巻いた体厚のある心筋ファントムの画像
Fig.2-1 : 脂肪等価ファントム (2cm) の画像
Fig.2-1の左画像はプラスチック容器の油を固めている画像、右画像は固まった油を取り出したファントム画像。
Fig.2-2 : 脂肪等価ファントムを巻いた体厚6cmの心筋ファントムの画像
- Fig.3 両装置のファントムを設置してSPECT収集したときの外観画像
Fig.3-1 : D-SPECTで体厚0cmの心筋ファントムを収集した画像
Fig.3-2 : Brightviewで体厚2cmの心筋ファントムを収集した画像
- Fig.4 心筋厚中央部分と欠損部の中央部分の関心領域の設定方法とプロファイル作成
Fig.4-1 : 関心領域の設定
Fig.4-2 : プロファイルカーブ
- Fig.5 両装置の体厚による欠損部のコントラスト比の結果のグラフ
体厚ごとの欠損部のコントラスト比の有意差検定には一元配置分散分析を行った。有意水準は $p<0.05$ とし、D-SPECTにおいて体厚の間に有意差が見られた ($p<0.05$)。どの体の厚さに有意差があるかを調査するために、Tukey法による多重比較を行った。
Fig.5-1 : D-SPECTのコントラスト比
Fig.5-2 : Brightviewのコントラスト比
- Fig.6 両装置の体厚による欠損部の半値幅の結果のグラフ
体厚ごとの欠損部の半値幅の有意差検定には一元配置分散分析を行った。有意水準は $p<0.05$ とし、両装置とも体厚の間に有意差が見られなかった (n.s.)。
Fig.6-1 : D-SPECTの半値幅
Fig.6-2 : Brightviewの半値幅
- Fig.7 両装置の体厚による欠損部の視覚評価の結果のグラフ
体厚ごとの欠損部の視覚評価の有意差検定には一元配置分散分析を行った。有意水準は $p<0.05$ とし、D-SPECTにおいて体厚の間に有意差が見られた ($p<0.05$)。どの体の厚さに有意差があるかを調査するために、Tukey法による多重比較を行った。
Fig.7-1 : D-SPECTの視覚評価
Fig.7-2 : Brightviewの視覚評価

Fig.8 両装置の体厚による欠損部のSPECT画像

Fig.8-1 : D-SPECTのSPECT画像

Fig.8-2 : BrightviewのSPECT画像

Fig.9 D-SPECTにおける体厚0, 6cmのSPECT収集するときの心筋の位置決め画像

Fig.9-1 : 体厚0cmのときの位置決め画像

Fig.9-2 : 体厚6cmのときの位置決め画像

参考文献

- 1) Hansen CL, et al.: Effect of patient obesity on the accuracy of thallium-201 myocardial perfusion imaging. Am J Cardiol, 85, 749-752, 2000.
- 2) Nakaya K, et al.: Comparison Between Prone and Upright Imaging of the Inferior Wall Using ^{201}Tl Myocardial Perfusion SPECT. J Nucl Med Technol, 45, 304-308, 2017.
- 3) 中舎幸司, 他: 心筋血流SPECT体位における胸郭部の動きから見た呼吸性体動の検討—光トラッキングシステムを用いて—。日本放射線技師教育学会論文誌, 10, 3-11, 2018.
- 4) Sharir T, et al.: High-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector angler camera imaging. JACC Cardiovasc Imaging, 1, 156-163, 2008.
- 5) Erlandsson K, et al.: Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. Phys Med Biol, 54, 2635-2649, 2009.
- 6) Ryo Nakazato, et al.: Quantitative upright-supine high-speed SPECT myocardial perfusion imaging for detection of coronary artery disease: correlation with invasive coronary angiography. J Nucl Med, 51, 1724-1731, 2010.
- 7) 鈴木康裕, 他: 高速分子イメージングを可能にしたD-SPECTの特徴。日本心臓核医学会誌, 16, 24-25, 2014.
- 8) 石村隼人: 心臓専用半導体SPECT装置における画像収集方法について。日本心臓核医学会誌, 16, 28-29, 2014.
- 9) 菊池明泰, 他: 心臓用半導体SPECT装置における欠損描出能の基礎的検討。北海道科学大学研究紀要, 40, 95-99, 2016.