ノート

光電子増倍管故障時の全身シンチグラム撮像法

稲垣晶一・利波修一・安井正一・杉下浩生・中村 衛・倉西 誠

富山医科薬科大学附属病院放射線部

論文受付
1996年10月7日論文受理
1997年6月2日

Code No.741

1. 緒言

ガンマカメラの光電子増倍管(以下, PMT), あるいは前置増幅器が故障すると部分的な画像欠損が生じるため, 読影可能なシンチグラムを得ることは困難であった¹⁻³⁾. 故障したPMTあるいは前置増幅器の回復には専門の技術者を必要とし, 修理の多くは相当な時間を必要とした. そのため突発的に故障した場合, 当日の予約検査や放射性医薬品をすでに静注してしまった患者の撮像(骨, ガリウムシンチグラフィ等)を諦め

ざるを得なかった. さらに, 患者に核医学検査の中止や延期を求めることで患者に与える精神的および肉体的な弊害を伴った.

われわれは, このような事態下であっても応急的に全身シンチグラフィを可能とするため, 故障したPMTを含み, 全身シンチグラム撮像方向と垂直な1列のPMTを鉛板でシールドし, γ 線の入射を防いだうで, シールド以外の視野を用いて全身シンチグラムを撮像する方法(以下, 鉛シールド法)を考案し, その基

Imaging Technique of Whole-Body Scintigram in the Event of Breakdown of the Photomultiplier Tube

SYOICHI INAGAKI・SYUICHI TONAMI・MASAKAZU YASUI・KOUKI SUGISHITA
MAMORU NAKAMURA and MAKOTO KURANISHI

Department of Radiology, Toyama Medical and Pharmaceutical University Hospital

Received Oct.7,1996; Revision accepted Jun.2,1997; Code No.741

Summary

When the PMT and preamplifier are out of order, it is impossible to make a correct diagnosis because of defects on the scintigram. However, repair of the equipment may take a long time. In order to perform emergent whole-body scintigrams in the event of such breakdowns, we have developed a new approach named the lead-shield method. The major principles of this method involve placing a lead shield on the gamma camera such that it corresponds to the area of the abnormal PMT and making use of the normal area of the detector. The lead shield, 2mm thick and 1.5 times as wide as the defect on a planar image, was situated perpendicular to the scan plane of the whole-body scintigram. The results showed that whole-body scintigrams obtained by the lead-shield method had the same quality as those obtained by the conventional method, and the spatial resolution and uniformity showed nearly no change despite some disadvantages such as lower sensitivity and shorter scan length. The lead-shield method can be a useful tool for the performance of whole-body scintigrams in cases of emergency, when the PMT and preamplifier are out of order.

Key words: Photomultiplier tube (PMT), Whole-body scintigraphy, Gamma camera, Lead shield

礎的検討を行ったので報告する。

2. 方法

ガンマカメラは1パス撮像および検出器連続移動方式を採用している角型大視野ガンマカメラ(株式会社島津製作所製 SNC-510R-20)を対象とした。また、データ処理装置のメンテナンス専用ソフトウェアを用いてPMTの印加電圧をほぼ0kVに設定して、故障状態を想定するPMTを任意の位置に設定できるようにした。

鉛シールドは、故障を想定したPMTを覆い隠すようにコリメータ上に十分な粘着力を有するテープで全身シンチグラムの撮像方向と垂直に固定し(Fig.1), 以下の検討を行った。

2-1 PMT故障時のplanar像による評価

検出器中央のPMT 1本を故障状態にし、planar像への影響を検討した。NEMA規格に準じコリメータを外した状態でTc-99m点線源を使用し、均一性、分解能、直線性ファントム画像をそれぞれ収集し視覚的に評価した。さらに、それらの結果より鉛シールドの仕様を決定した。

2-2 PMT故障時の全身シンチグラフィによる評価

Tc-99m面線源を使用して、正常、PMT故障状態(検出器中央のPMTが1本故障した状態を想定)、鉛シールド法別に分解能、直線性ファントム画像をそれぞれ収集し視覚的な評価を行った。

ルド法別に分解能、直線性ファントム画像を収集し視覚的な評価を行った。

相対感度の検討としてTc-99m点線源で正常、PMT故障状態、鉛シールド法別に全身シンチグラフィを施行し、得られた同長の撮像領域の全計数により相対感度を算出した。

空間分解能の検討としてベッドに固定した内径1mmのTc-99m線状線源を正常、PMT故障状態、鉛シールド法別に全身シンチグラフィを施行し、PMT故障部位に相当する領域内の5点でFWHM, FWTMを計測し平均値を算出した。

PMTの故障部位別による撮像範囲の検討として、撮像方向に対して検出器の起始部、中央部、終端部のPMTを1本模擬故障させTc-99m点線源で、それぞれの故障部位別による全身シンチグラフィと鉛シールド法による計数分布の検討を行った。

2-3 鉛シールド法の施行

当施設で実際に起きたPMT故障時と模擬故障状態における、それぞれの全身シンチグラフィと鉛シールド法を施行した。

3. 結果

3-1 PMT故障時のplanar像による評価

PMT故障状態のplanar像では、均一線源画像でPMTの実径より大きな画像欠損を認めた。また、分解能、

Fig. 1 Lead-shield method: Using a strong tape to stabilize a lead shield on the collimator in a place corresponding to the area of the abnormal PMT.

直線性ファントム画像でも均一線源画像に一致した画像欠損を認めた。さらに、直線性ファントム画像では

画像欠損径のほぼ1.5倍の範囲(130mm)まで直線性の歪みを認めた。しかし、分解能ファントム画像では画像欠損周囲の分解能低下は特に認めなかった(Fig.2)。

Fig. 2 Planar scintigrams of uniformity (A), resolution phantom (B) and linearity phantom (C) in the case of PMT breakdown. Note the bad linearity over an area as large as 1.5 times that of the defect (C).

Table 1 Comparison of relative sensitivity and spatial resolution between normal, defect on central field and lead shield.

	Normal	Defect on central field	Lead shield
Relative sensitivity	100	92	71
FWHM (mm)	4.3	5.1	4.7
FWTM (mm)	9.0	12.1	10.1

以上の結果より、鉛シールドは幅 130mm に、また、本実験はTc-99mを対象とするためシールド厚を2mmとし、鉛の透過率(0.0123)⁴⁾が充分無視できる仕様とした。

3-2 PMT故障時の全身シンチグラフィによる評価

PMT故障状態における視覚的評価では、planar像の画像欠損に相当する計数低下領域が撮像方向に帯状に現われ、この部位の分解能と直線性の著しい劣化を認めた。また、planar像で見られた欠損部周囲の直線性の歪みは認めなかったが、分解能、直線性パターン画像とも欠損部周囲でボケを認めた。一方、鉛シールド法では分解能、直線性ファントム画像ともボケおよび計数低下領域の改善が認めら

Fig. 3 Comparison of normal, defect on central field and lead shield images. Conventional planar images (A), whole-body images of the resolution phantom (B) and whole-body images of the linearity phantom (C).

れ、正常な全身シンチグラフィとほぼ同等な画質が得られた(Fig.3).

相対感度(Tc-99m)の比較では正常検出器を100%と基準化すると、中央部故障で92%, 鉛シールド法で71%と感度の低下を認めた.

空間分解能の比較では正常検出器に比して中央部故障でそれぞれFWHM: 4.3mm→5.1mm, FWTM: 9.0mm→12.1mmと劣化するが、鉛シールド法を用いることによりFWHM: 5.1mm→4.7mm, FWTM: 12.1mm→10.1mmへとほぼ正常検出器と同等に改善した(Table 1).

PMT故障状態の全身シンチグラフィでは前述のように故障部位に対応した帯状の計数低下領域を認めた. 一方、鉛シールド法では鉛シールド以外の視野による撮像の結果、シールド位置に応じて不均一な計数分布が全身シンチグラフィ開始および終了位置に認められ、撮像範囲の短縮となった. しかし、その他の領域では均一な計数分布が得られた(Fig.4).

3-3 鉛シールド法の施行

当施設で実際に起きたPMT故障時、および模擬故障状態の全身シンチグラフィと鉛シールド法の施行例を呈示する.

1995年10月に検出器右下(全身シンチグラム撮像方向終端部)に突然画像欠損が現れた. PMT感度補正用

ユーザメンテナンスソフトウェアを用いても改善されないためPMT故障と判断した. 故障時の全身骨シンチグラフィでは故障部位に一致して濃度の低下とボケが見られたが、鉛シールド法では濃度低下は改善され、また、ボケも改善された(Fig.5a).

検出器中央部PMTを模擬故障させて全身ガリウムシンチグラムを撮像した. 故障部位に一致して頭部、縦隔の濃度の低下とボケがみられ、同部位の診断は困難であった. 鉛シールド法では濃度低下は改善され、また、ボケも改善されたため縦隔部のリンパ節転移巣が明瞭に観察できた(Fig.5b).

4. 考 察

ガンマカメラのPMTが故障した場合の応急処置として、故障したPMTを含む1列のPMTを鉛板で覆った後、全身シンチグラフィを行う鉛シールド法を考案し検討した.

通常、ガンマカメラの画像欠損はPMTまたは前置増幅器が原因であることが多く、また、両者の故障は画像上見分けがつかない¹⁾. したがって、われわれは画像欠損の原因を電氣的に模擬故障が容易なPMTの故障のみを対象として本実験を行った.

PMT故障状態のplanar像の検討では、PMTの実径より大きな画像欠損が認められた. これは複数のPMTの出力を用いて位置計算するガンマカメラの機構を理解

Fig. 4 Scan field of whole-body scintigram (B) with and without lead-shield method in the case of PMT breakdown at a different field (A).

Fig. 5 Case A: Whole-body bone scintigram with and without lead-shield method in the case of PMT breakdown at the right lower area of the detector.
Case B: Whole-body gallium scintigram with and without lead-shield method in the case of PMT breakdown at the center of the detector.

すれば明らかであると思われる⁵⁾。

また、画像欠損径のほぼ1.5倍の範囲まで直線性の歪みを認めたが、全身シンチグラフィでは画像欠損部以外の正常視野からの計数により平均化され、欠損部周辺の直線性の歪みは視覚的に認めなかった。しかし、欠損部周辺でボケが認められることから、画像劣化に影響していることは間違いなく、鉛シールド法では画像欠損径のさらに1.5倍の範囲まで鉛板(SNC-510Rで130mm)で覆う必要があると考える。

鉛シールド法ではTc-99mで感度が約3割低下するが、分解能、直線パターンによる視覚的検討および空間分解能の検討結果より、正常な全身シンチグラフィの画質と遜色なく十分に実用可能と考えられた。また、計数の低下は収集時間の増大調整により対応可能である。さらに、鉛シールド幅が前述の130mmを越える場合は、より感度が低下することが予想される。

鉛シールド厚は2mmとしたが、これは重量約2kgに相当し、コリメータに粘着テープで固定するには安全上、限界重量と思われる。さらに、前述の相対感度の実験結果より、Tc-99mによる鉛シールド透過率を無視すれば、鉛シールド法では全計数の約30%が鉛シ-

ールドで遮蔽されることと放射性核種の減衰率(2mmPb)⁴⁾より、鉛シールド法の全計数に占める鉛シールド透過計数の比を計算した結果、Tl-201で0.47%, I-123で4.03%, In-111で7.89%, Ga-67で11.0%, I-131で21.6%となり、I-131を除けば実用上、無視できる値であると判断した。つまり、鉛シールド厚が2mmであれば、I-131を除いて核医学で用いられるほとんどの核種に対応可能である。

鉛シールド法での全身シンチグラフィはFig.4で示したように、撮像開始位置と終了位置で均一な計数分布が得られない。これは、検出器連続移動方式によるため、撮像開始時と終了時の計数不足を補うため、検出器移動速度に応じた計数の取込制御が行われるためであり注意を要する。つまり、均一な計数分布域内で全身シンチグラフィを行う必要があり、実際には撮像長が1検出器分(SNC510Rで380mm)短くなるために、最大撮像長(SNC510Rで2000mm)に設定しても大人の患者では足部が欠けることになる。しかし、われわれは、特殊な症例を除けば全身シンチグラフィでは足部が欠けても画像診断には大きな影響はないと考えている。また、鉛シールド法が可能なガンマカメラは

検出器連続移動方式に限られ、検出器連続スポット方式⁶⁾には原理上適応されない。

PMTの信頼度は、使用条件や周囲環境により左右されるが、実際に単位時間内に故障を起こす割合として故障率が用いられている。フィールドデータから求めたPMTの実故障率として $2 \times 10^{-7} \sim 2 \times 10^{-6}$ 故障/時間の水準にあるとされ⁷⁾、これを単純にガンマカメラにあてはめると、10年使用する間に一つの検出器に0.34～3.49本の故障(1日8時間で週5日間稼働し、91本のPMTがあるとして計算)の可能性があると考えられ、さらに、前置増幅器系の故障も考え合わせるとPMT、前置増幅器系で3回前後の故障を覚悟しなければならないと考える。そうした故障時には、鉛シールド法を用いれば少なくとも全身シンチグラフィは可能である。

最後に、鉛シールドをコリメータに固定する際には、われわれは、落下等の危険がないように粘着テー

プを二、三重に巻き付け、さらに、布バンドなどにより保持するなどの安全対策をとっており、各施設で施行の際にも十分な落下防止策を講じる必要がある。

5. 結 語

1. ガンマカメラのPMTあるいは前置増幅器の故障時には、応急対応策として鉛シールド法を用いれば全身シンチグラフィが可能となる。
2. 鉛シールド法は感度が若干低下し、撮像長が短くなるが、得られる画質は、通常の全身シンチグラムとほぼ同等なものが得られる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本実験に際し終始御指導をいただいた富山医科薬科大学附属病院放射線科 瀬戸 光教授、清水正司博士に厚く謝意を表します。

参考文献

- 1) Wells LD, Bernier DR: Radionuclide imaging artifacts. Year Book Medical Publishers. pp.12-17, Chicago, (1980).
- 2) Ealy PJ, Sodde DB: Principles and practice of nuclear medicine. Mosby-Year Book. pp.261-262, St.Louis, (1995).
- 3) Fogelman I, Maisey MN, Clarke SEM: An atlas of clinical nuclear medicine: second edition. Mosby-Year Book. p.22, St. Louis, (1993).
- 4) 原子力安全技術センター：放射線施設のしゃへい計算実務マニュアルII. pp.114-116, 日本プリメックス株式会社, 東京, (1990).
- 5) 久住佳三, 藤田 透, 高坂唯子：核医学検査技術(インビボ編), 日本核医学技術学会編, pp.65-67, 通商産業研究社, 東京, (1995).
- 6) 前田大介, 中村幸夫, 大森英史, 他：連続スポットホールボディー撮像方式の基礎的検討. 日放技学誌, 45(6), 744-749, (1989).
- 7) 浜松ホトニクス株式会社編集委員会：光電子増倍管—その基礎と応用—, pp.163-183, 浜松ホトニクス株式会社, 静岡, (1993).