

核医学画像アーチファクト

—クリスタル～光電子増倍管系の XY 軸回転ズレによる SPECT 画像の劣化—

安井 正一 利波 修一 稲垣 晶一
瀬戸 光* 渡辺 直人*

要 旨

SPECT 画像の劣化を誘発する原因には種々の原因があるが、SPECT の作動中の振動からクリスタル～光電子増倍管系の XY 軸回転ズレを起こし、再構成横断画像において解像力の低下を示した例を報告する。

はじめに

北陸 15 施設の SPECT を行っている病院で、同一ファントムを用い同一条件で収集し、再構成画像の比較を行った。その中で GE 社 400 シリーズの SPECT 装置が 5 台含まれていたが、富山医科薬科大学附属病院の 400 A/T の画像解像力が特に劣っていた (Fig.1)。当時 SPECT の画像劣化を誘発すると思われる種々の原因を検討したがそれらの中には該当する要因は無かった¹⁾²⁾。1 年程経過し実験の中で偶然に画像劣化の原因が発覚した。

現象説明

Fig.1 から明らかなように同一集条件にも拘わらず、他施設では中央の hot spot を 3 個解像しているのに比べ、当施設の SPECT 画像では 1 個しか分離していない。原因を調べる為に、シンチレーションカメラの基本的精度管理項目である計数均一性、回転中心、分解能、直線性を調べた。

計数均一性は Fig.2 に示すよう Integral Uniformity CFOV 3.2% であり、メーカー公称値

5.0% 以下に対し、大幅に良好な値である (Fig.2; 画像表示は平均値以上をオーバーフローさせ均一性を強調している)。

Fig.3・A の回転中心データは点線源を X 方向に 3 cm ずらしたデータである。XC は問題の無い SINE 波を示し、SINE 成分を除去した XCO は ± 0.5 ピクセル以内であり、Y 軸水平を示す YC も ± 0.5 ピクセル以内となり、対面 X 軸の平均値である XCR も ± 0.25 ピクセル以内であるため、回転中心データとしては問題が無かった。

Fig.4 はシンチレーションカメラとして分解能、直線性を調べたデータであるが、分解能は 2.4 mm を解像し、直線性は 1 mm 以内と正常な値であった。

以上のデータから基本的精度管理データとしては問題が無いにも拘わらず、SPECT の画像は低解像であった。原因が不明のままに一年程経過し、ある実験の中でプラナーイメージが傾いているように感じられた。そこで分解能チャート、直線性チャートを回転軸に対し正確に設定し画像処理装置内に取り入れた段階で交差格子画像を重複させた (Fig.5)。このデータから正常な場合に対し角度として 3°、画面の端で 6 mm 程回転していることが発覚した。

考 察

画像が傾斜したり回転する原因にはファントム、回転軸、入力装置、画像処理装置、出力装置での原因が仮定できた。今回の原因は入力装置であるシン

Artifact of radionuclide imaging: Poor resolution of SPECT image due to rotation of crystal-photomultiplier tube system from XY axes.

Masakazu Yasui, Shuichi Tonami, Shoichi Inagaki, Hikaru Seto* and Naoto Watanabe*

Division of Nuclear Medicine and *Department of Radiological Sciences, Toyama Med. & Pharm. University
富山医科薬科大学附属病院放射線部, *放射線科 〒930-01 富山市杉谷 2630

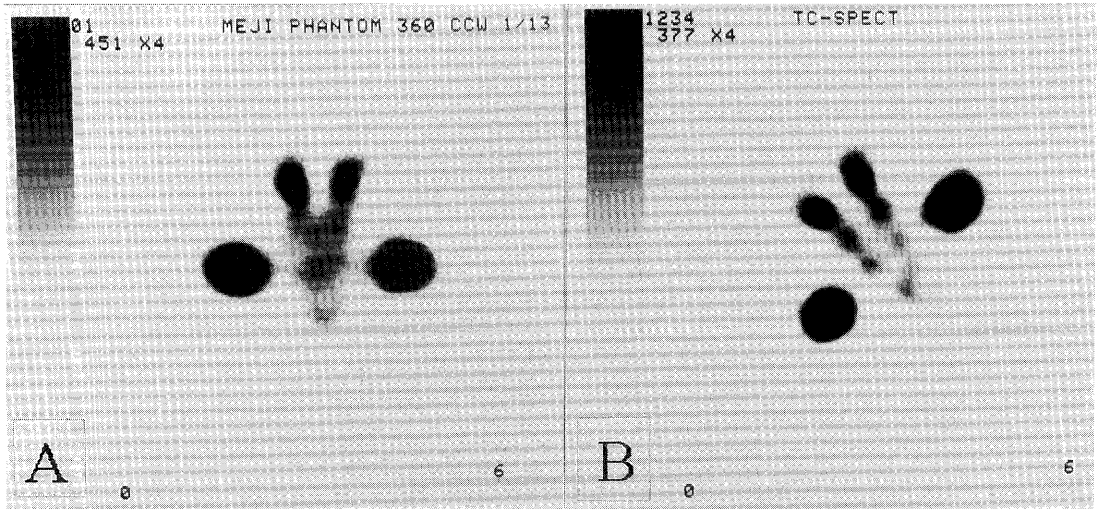


Fig. 1 A: SPECT image taken at the Toyama Med. & Pharm. University Hospital.
B: SPECT image taken at the Kurobe Municipal Hospital.

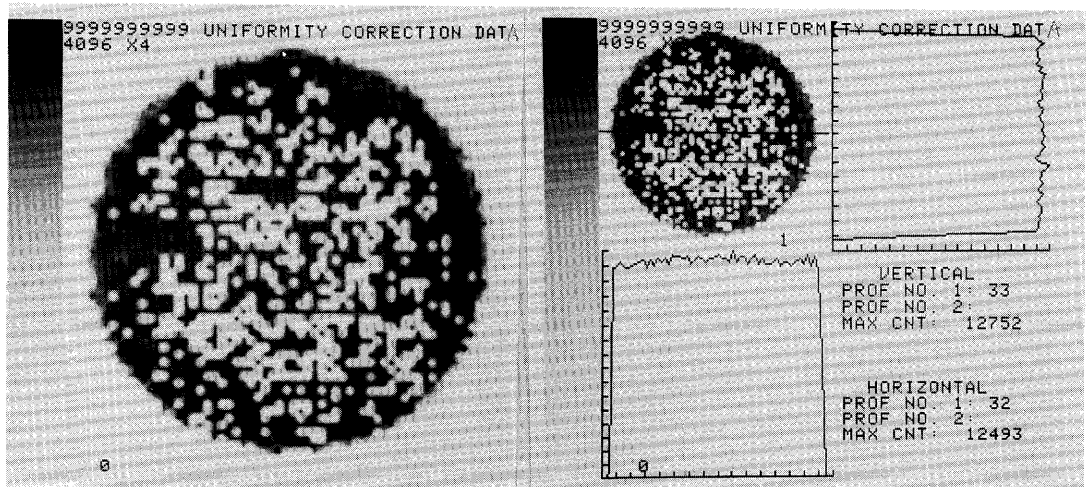


Fig. 2 Uniformity correction test data.

チレーションカメラ・ヘッド内のクリスタルが回転し、それと共に光電子増倍管が回転することにより、XY軸が回転したためであった。外周6mmの回転であっても対抗面において反対方向に6mm擦れ、合計12mmつまり2マトリックスの誤差を生じることになる。ここで回転中心データを調べてみるとY軸(回転軸)中央では正常なものと変わらず、Y軸両端ではXCのSINE振幅が中央に比べ増減するだけで他の異常は示さない(Fig.3・B)。Fig.6はSPECTファントムをY軸中央と端で収集した画像であるが中心では正常な画像となり(左右の位置ではY軸方向にずれているが目立たない)、Y軸端

では画像劣化が著しい。

回転ズレを修正する事により、正常な画像を得ることができた。

シンチレーションカメラの構造を調べてみるとヘッドケースにクリスタル及びフォトマルが圧着されているだけ(機種によってはクリスタルに穴をあけ数ミリの遊びをもたせネジ止めしたタイプもある)であり、振動によりズレたり動く可能性は比較的ありうと思われた。角形タイプでは構造的に起こりにくいと思われる。

これまで報告のなかったクリスタル～光電子増倍管系の回転ズレに起因するSPECT画像の劣化につ

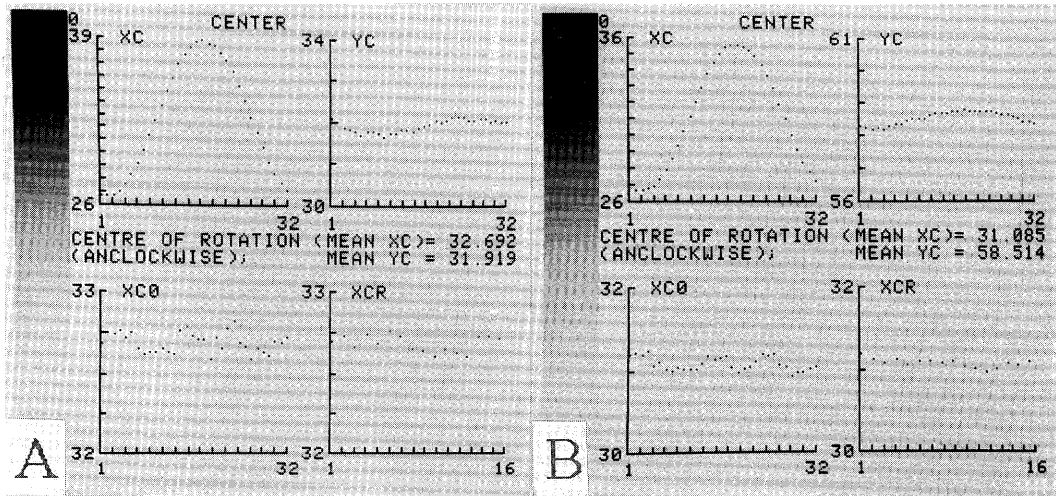


Fig. 3 Center of rotation test data.

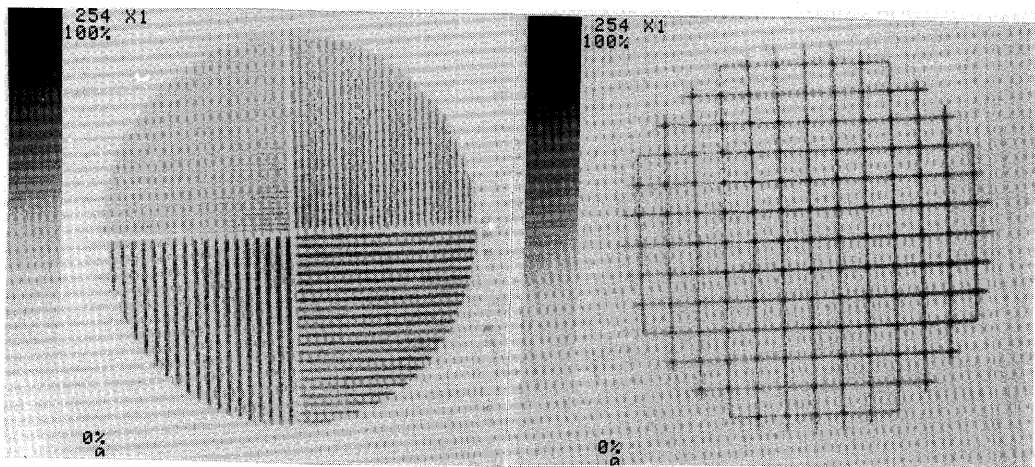


Fig. 4 Resolution and Linearity test data.

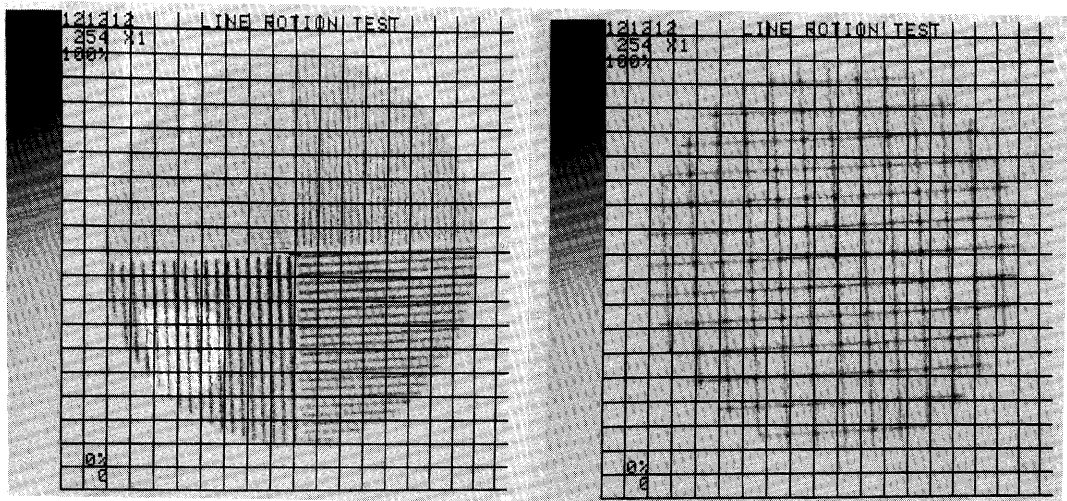


Fig. 5 Resolution and Linearity test data superimposed on cross grid.

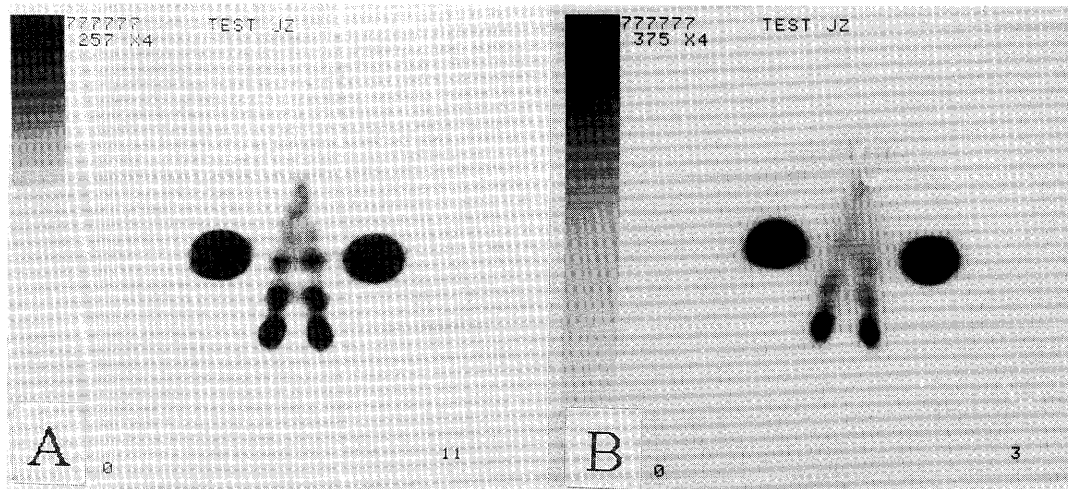


Fig. 6 A: Transverse image reconstructed by center position of Y axis.
 B: Transverse image reconstructed by corner position of Y axis.

いて述べたが、SPECT のアーチファクトに関してはまだまだ不明な点が多い。しっかりとした問題意識とより正確な精度管理が必要となってくる。

文 献

- 1) 日本アイソトープ協会 医学・薬学会核医学イメージング規格化専門委員会: Single photon emission computed tomography 装置の性能試験条件. *Radioisotopes* **33**: 162~169, 1984.
- 2) 日本アイソトープ協会 医学・薬学会核医学イメ

ージング規格化専門委員会: シンチカメラ性能の定期点検に関する勧告. *Radioisotopes* **30**: 420~423, 1981.

- 3) Murphy PH: Acceptance testing and quality control of gamma cameras, including SPECT. *J. Nucl Med* **28**: 1221-1227, 1987.
- 4) Cergueira MD, Masuoca D, Ritchie JL, et al.: The influence of collimators on SPECT center of rotation measurements: Artifact generation and acceptance testing manual. *J Nucl Med* **29**: 1393-1397, 1988.