

検出器対向型ガンマカメラによる SPECT

収集時のピットホール

笠間 純 坂下 裕紀 松田 紀子

要 旨

検出器回転型ガンマカメラによる SPECT の収集にあたっては、精度管理を十分に行う必要がある。さらに 2 検出器による検出器対向型ガンマカメラにあつては対向する検出器間のズレの調整も必要となる。これらを怠ると不適的な画像を再構成し、誤診のもととなる情報を提供することになる。今回は検出器対向型ガンマカメラでしかおきないエネルギー設定のあやまりにより陥りやすい例を紹介する。

はじめに

検出器回転型ガンマカメラによる SPECT 装置の精度管理については核医学イメージング規格化専門委員会がまとめた「SPECT 装置の性能試験条件」¹⁾により

- (1) ガンマカメラの性能試験²⁾³⁾はもちろん行った上で、
 - (2) ガンマカメラを SPECT 装置として使用する場合の性能試験を行う必要がある。その内容は、
 - ① 検出器感度の測定
 - ② 検出器位置による感度の不均一性および画像歪み
 - ③ 検出器回転中心のずれの測定
 - ④ ADC の位置信号レベルの調整
 - ⑤ ベッドによるガンマ線吸収の測定
- とある。

一方検出器対向型ガンマカメラによる SPECT 装置は、単検出器型に比べて感度が 2 倍つまり、収集回転が 180° で済むというおおきなメリットがあり、当院でも導入した。しかし、同装置の精度管理にあ

たっては上記の性能試験をそれぞれの検出器において行わなければならない、しかもそれぞれの項目において両検出器間のズレがないように調整する必要がある。さらに実際の収集モードにあつては対向する検出器のコリメータの選択、エネルギーピークおよびウインドウの設定などにも気を配らなければならない。

今回、その内の両検出器間のエネルギー設定のズレにより得た症例 2 点を紹介する。

症例説明

ガンマカメラ装置は島津：検出器対向型 ZLC/75-ECT, データ処理装置はシンチパック 2400 である。

Fig.1 は $^{99m}\text{TcO}_4$ 15mCi 投与による脳の SPECT 像である。なぜか再構成画像に不自然なところがあり収集モードをチェックしてみると、対向する検出器の右片側のエネルギー設定が ^{123}I の 159 KeV になっていた (もう片方は ^{99m}Tc の 141 KeV)。

Fig.2 は ^{123}I -IMP 3mCi 投与による脳血流 SPECT 像である。得られた再構成画像には余り不自然な様子はなかった。しかしながら、Fig.3 の projection ごとの画像で分かるように片側半分の濃度が薄い (分解能まではわからない)。これは左片側を ^{201}Tl の 80 KeV にエネルギー設定して収集してしまったものである。Fig.4 は後日再検査した画像である。

考 察

このように再構成された画像により異常に気付く場合もあるが気付きにくい例もある。ルーチンワー

Technical pitfalls during 180-degree SPECT acquisition with dual-head rotating gammacamera
Jun Kasama, Yuhki Sakashita, Noriko Matsuda

Section of Nuclear Medicine, Department of Radiological Technology, Ishikawa Prefectural Central Hospital
石川県立中央病院中央放射線部 〒920-02 金沢市南新保町ヌ-153

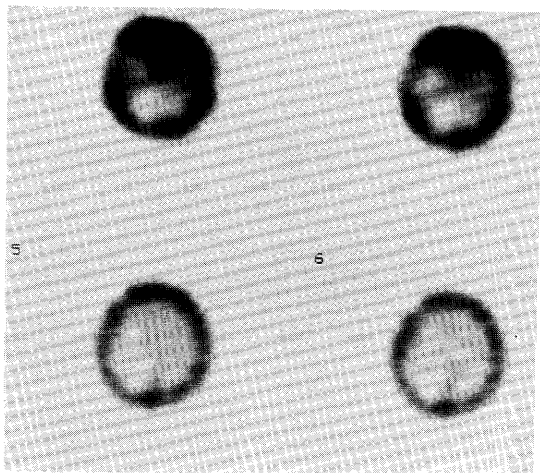


Fig. 1 Brain SPECT (transverse section) with dual-head rotating gammacamera. $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 15mCi. 180-degree rotation. No apparent artifacts were noted. However, close observation disclosed the left posterior fossa was slightly brighter than the right side. Cerebral hemisphere appeared almost normal. This artifact was due to the improper energy setting (I-123 instead of Tc-99m) of the detector which scanned the right side of the head.

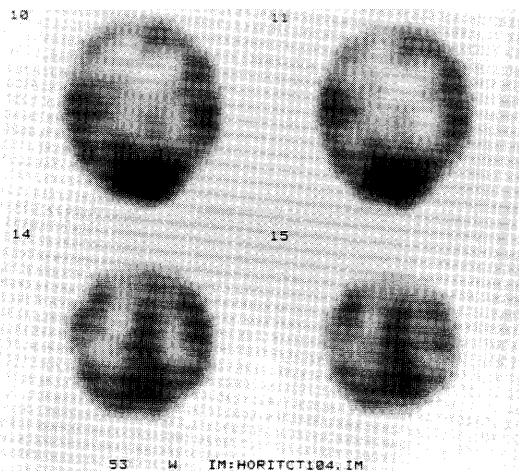


Fig. 2 I-123 IMP SPECT of the head with dual-head gammacamera. The SPECT image appeared near-satisfactory in quality. However, the decreased perfusion in the left frontal lobe was not compatible with the clinical findings.

クにおいて収集準備の段階でのチェックはもちろん必要だが、コンピュータ処理の段階ではシネモード表示による収集画像のチェックが有効である。

また今回のこの初歩的なミスは核医学未経験の技師が就任して間もない時期に経験したもので、この

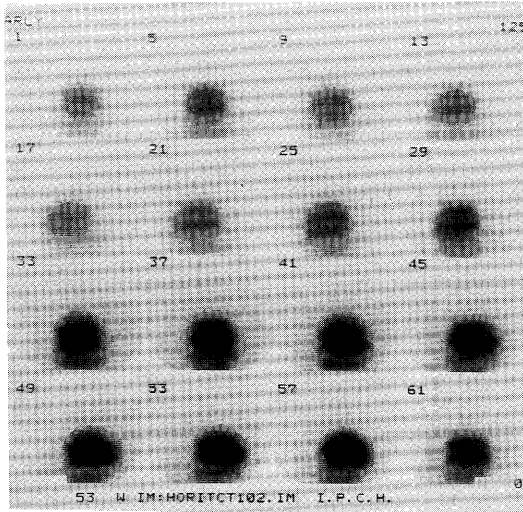


Fig. 3 The original projection data of I-123 IMP SPECT of Fig.2. Note left half of the projection images were apparently brighter than the opposite side. This was due to the improper energy setting (Tl-201 instead of I-123) of the ipsilateral detector.

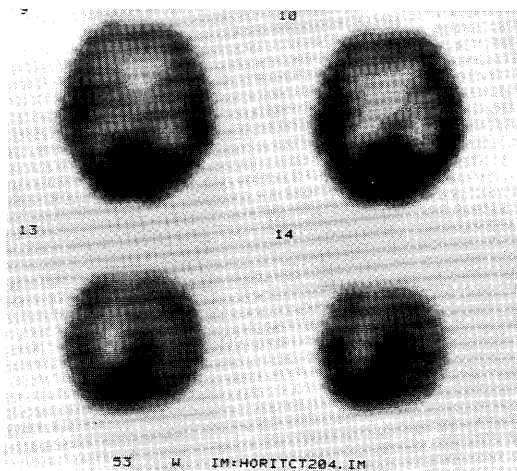


Fig. 4 I-123 IMP SPECT of the head with dual-head rotating gammacamera after the proper energy setting of the both detectors. Note the disappearance of the perfusion defect in the left frontal lobe.

時期の教育を怠ってはいないと認識した。

近年開発されているガンマカメラはデジタル化が主流となり、検出器対向型であっても、エネルギー設定モードについては安全策が講じられているだろうし、また、両検出器間のズレ補正などはもっとも得意とするところであろうと推察される。しかし、筆者らは今後の SPECT 装置は、汎用型の検出器回転型では得られない分解能および感度の高い SPECT 専用装置の開発が望ましいと考える。

文 献

- 1) (社) 日本アイソトープ協会 医学・薬学部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, 1984.
- 2) (社) 日本アイソトープ協会 医学・薬学部会核医学開発専門委員会核医学イメージング規格化小委員会: アンガー型シンチレーションカメラの性能試験条件. *Radioisotopes* **26**: 743, 1977.
- 3) (社) 日本アイソトープ協会 医学・薬学部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, 1981.