臨床技術

ガリウムイメージングにおけるSPECTの有用性

宇戸朋之

市立池田病院放射線科

論文受付

2001年6月15日

論文受理

2002年9月9日

Code No. 332

はじめに

ガリウムシンチグラフィは腫瘍、炎症巣の全身検索として歴史のある検査であり、従来プラナーによる全身スキャンが主たる撮像方法とされてきた。しかし、近年ガンマカメラの多検出器化によるSPECT(single photon emission computed tomography)撮像の時間短縮がなされ、ガリウムシンチグラフィにSPECTを導入する報告がみられる^{1, 2)}。その動きに刺激され当施設でもSPECTを実施している。SPECTはプラナーに比べコントラストが良いと思われるが、実用的な撮像時間とするためマトリクスサイズを減らしピクセルサイズを大きく設定せざるを得ない。そのため空間分解能の低下が予想され、総合的に検出能力が優れていると

の確信が得られていない。過去にプラナーで描出しできなかった集積がSPECTで描出可能な例も経験しており、SPECTを積極的に実施している。臨床的な経験が先行する形となったが、ガリウムシンチグラフィにおけるSPECT撮像の有用性をファントムを用いた実験にて確認した。

1. 使用機器

ガンマカメラは日立メディコ社製の2検出器ガンマカメラRC2500IVで検出器有効視野の公称値は51cm×38cmの長方形で、使用コリメータは高エネルギー汎用型(HEGP)を用いた。当装置のコリメータは低エネルギー領域が¹²³Iの159keVまで含み、中エネルギー領域が^{99m}Tcの140keVまで含み、高エネルギー領域が¹³⁷Csの662keVまで含む。

Utility of SPECT in Gallium Scintigraphy

TOMOYUKI UTO

Department of Radiology, Ikeda Municipal Hospital

Received June 15, 2001; Revision accepted Sept. 9, 2002; Code No. 332

Summary

Whole-body gallium planar scintigraphy is a mainstay for the detection of tumors and inflammatory lesions. Recently, gallium SPECT(single photon emission computed tomography) has become more common in the clinical setting. This diagnostic modality is widely employed in our hospital, and lesions are actually detected by SPECT in some cases. Although the contrast of SPECT images is better than that of planar images, spatial resolution is limited by the limited matrix size. Thus, the overall diagnostic utility of SPECT remains to be confirmed. The usefulness of SPECT for the detection of gallium-accumulated lesions was evaluated in a phantom. In this study, we showed that SPECT is able to detect more smaller and lower gallium accumulations than planar imaging. Thus, SPECT imaging is useful in gallium scintigraphy.

Key words: ⁶⁷Gallium, Single photon emission computed tomography

別刷資料請求先: 〒563-8510 大阪府池田市城南3丁目1-18
市立池田病院放射線科 宇戸朋之 宛

ギー専用の設定がないためガリウムのエネルギー185keVに対して高エネルギー用コリメータの使用となる。画像処理装置は同じく日立メディコ社製のGammavision RW3000である。ファントムの調整に用いたキュリーメータはアロカ社製のIGC-7である。実験に用いたファントムは自作ファントムで、直径18cmの円柱状容器を用いた。線源封入容器として4種類のディスポシリンジを使用した(Fig. 1a)。そのシリンジの内容量は1ml, 2.5ml, 5ml, 10mlであり、それぞれの内径はノギスで測定し、4.3mm, 8.6mm, 13.0mm, 15.7mmであった。

2. 方法

2-1 前処理フィルタの遮断周波数の設定

Fig. 1aのファントムの中央にディスポシリンジに封入した線源を固定し、容器内にバックグラウンド(以下B.G)としてクエン酸ガリウム溶液を封入し、収集時間を変化させSPECT撮像した。ファントム線源径は8.6mmで、BGの強度は3.9kBq/ml、線源の強度は54.0kBq/mlおよび27.4kBq/mlの2種類でそれぞれ線源とB.Gの比(以下、線源：BG)は14：1, 7：1となる。なお放射能は各溶液を10ml収集し十分にカウントが得られる状態でキュリーメータにて測定した。収集時間を、800秒, 400秒, 200秒, および100秒と変化させ、収集カウントの変化とした。検出器の回転半径は25cm, 画像の拡大率は1.2倍, マトリクスサイズは64×64でピクセルサイズは6.9mm, プロジェクション方向は64とした。撮像は連続回転モードで一つの検出器が360度回転し二つの検出器データを加算している。以降、実験におけるSPECTの撮像条件は収集時間のみが異なり、その他は同じ条件である。

得られたデータに前処理フィルタとしてButterworthを用い、orderは8, 遮断周波数を0.36, 0.32, 0.29, 0.25, 0.22, 0.17, 0.14 cycle/cmと変化させ画像を作成、線源の描出の程度を確認した。またすべての実験でのSPECT再構成は再構成フィルタにrampを用い、吸収、散乱線補正は行っていない。

2-2 実験画像と臨床画像のSD比

2-1に記述したファントム実験の結果を臨床画像データに応用するため、実験画像、臨床画像のノイズを以下に記述する標準偏差(standard deviation: SD)を算出し比較した。

実験で得られた投影データを前処理フィルタによる

Fig. 1 Structure of our phantom system.

(a) A disposable syringe is fixed at the center of the cylindrical phantom.

(b) Structure of the modified phantom system. Two sources are placed in the phantom, and two more sources are placed on the surface of the phantom.

処理を行わずに再構成し、線源が存在しない横断面上でファントム中央のBG部に関心領域(region of interest, 以下ROI)を円形に設定し(203ピクセル), SDを測定し、収集時間との関係を調べた。この場合カウントの絶対値が小さければ二乗和の平均で算出される分散の値も小さくなるためSDを単純には比較できない。そこでROIの平均値に対する偏差の割合を表すために、カウントの平均値で除した値(SD比)にて検討した。

$$SD^2 = \sum (X_i - X)^2 / n$$

$$SD \text{ 比} = SD / X \times 100\%$$

X_i = 各ピクセルの値

X = ROI内の平均値

n = ROI内のピクセルの数

また、これまでに得た臨床画像のデータから最近の10例を対象に同様に前処理フィルタを施さず再構成し、画像上のSD比を測定し平均値を算出した。臨床での収集時間は検査時間の制約から経験的に800秒と設定し、検出器と回転中心の距離は患者ごとに異なるが、その他は2-1に記述した実験と同様の撮像方法で行った。また対象部位は腹部で、ROIは生理的集積が強い肝臓部分と肝臓を含まない体のB.G部分とした。なおROIは52ピクセルの円形とした。

2-3 線源の強度、径の変化に対してSPECTとプラナーの比較

2-1に記述したファントムを用い、B.Gを一定とし、線源径を4種類、線源：BGを3種類と変化させ、SPECTおよびプラナー撮像を行い比較、検討した。線

源の比放射能は601kBq/ml, 305kBq/ml, 157kBq/ml, B.Gは36.1kBq/mlであり, 線源:BGは約16:1, 8:1, 4:1である. 使用した線源の径は4.3mm, 8.6mm, 13.0mm, 15.7mmの4種類である.

ファントムにおけるSPECTの撮像条件は, 収集時間を800秒とし, 他は前述のとおりである. 前処理フィルタであるButterworthの遮断周波数(以下遮断周波数)は2-1で求めた値(後述)である0.25cycle/cmを用い, orderは8とした. 比較となるプラナー(全身スキャン撮像)であるが, 当装置の全身スキャンは連続的に移動するスキャン方式ではなく, スタティック画像をつないだスポット全身スキャン撮像であるためスタティック画像との比較とした. その撮像条件はマトリクスサイズが256×256, ピクセルサイズは2.08mm, 収集時間は180秒で, これはスポット全身スキャン撮像時の1スポットの収集条件である. またファントム中心とコリメータとの距離は10cmとした.

線源識別の評価方法として, 1)視覚的評価と, 2)コントラストから行った.

- 1)得られた画像を当院で核医学に従事する3人の放射線技師により集積が視覚的に判別可能か評価した.
- 2)プロファイルカーブのピクセルのカウントを読み取り, 以下の式によりコントラストを求めた. これはチャート法によるレスポンス関数を求める際のコントラストの計算式である³⁾.

$$\text{コントラスト} = (a-b)/(a+b)$$

a はプロファイルカーブのピークの値(線源が存在する点)とし, b はB.G部分のカウントとした.

2-4 独立した2線源の分離

ファントム内部に径8.6mmの線源を11mm間隔(同じ規格のシリンジの外径に相当する)で二つ並べて配置し, SPECTおよびプラナー撮像し(Fig. 1b)画像を比較, 各線源部分のプロファイルカーブを測定した. 線源強度はいずれの撮影でも十分に描出できるよう約530kBq/mlと設定し, B.Gは約30kBq/mlで線源:BGは約18:1である. 次にファントム表面に同様に二つの線源を配置し, 画像を比較しプロファイルカーブを測定した. 撮像条件, 再構成条件は2-3に記述した実験と同様である.

Fig. 2 SPECT images according to cutoff frequency when different acquisition times were used. Source: BG ratios were 14:1 and 7:1; source diameter was 8.6 mm.

3. 結果

3-1 前処理フィルタの遮断周波数の設定

2-1に示した実験のデータより, 収集時間と, 遮断周波数を変化させ再構成した画像をFig. 2に示す. 遮断周波数=0.32cycle/cmの場合, 線源:BG=7:1において, 収集時間400秒のデータではノイズの斑状な高集積が目立ち線源の描出が明瞭ではなく, 収集時間800秒のデータでも線源は描出されるが斑状な高集積が目立つ. 遮断周波数=0.25cycle/cmとすると線源は明瞭になるが, 0.17cycle/cmでは描出が淡くなっている. 今回作成した画像数が多いため, 収集時間は800秒と400秒, 遮断周波数0.32, 0.25, 0.17, 0.14cycle/cmの画像のみを表示した. この結果から以降の実験における遮断周波数は0.25cycle/cmとする.

3-2 実験画像と臨床画像のSD比

2-1に記述した実験のSPECT撮像データに前処理フィルタを施さないで再構成した画像のSD比と収集時間との関係をFig. 3に示す. 収集時間との反比例($Y=471.4X^{-0.37}$)に近似している. 当院の臨床データに前処理フィルタを施さないで再構成した画像上のSD比は, 肝臓部では20%台から60%程度までの値を示し, 平均値は41.3%, また, 体のBG部では60%台から90%台までを示し平均値は74.8%であった. SD比の比較は2-1に記述した実験と臨床データの肝臓部では収集時間800秒, 体のBG部では収集時間200秒のフ

Fig. 3 SD/count(%) and acquisition time of SPECT images when different acquisition counts were used.

Table Detecting competence of (a) SPECT and (b) planar imaging, when different source radioactivity levels and source diameter sizes were used ○ : detect ; × : not detect.

Diameter mm	15.7	13.0	8.6	4.3	
Source: BG					
4:1	○	○	×	×	(a)
8:1	○	○	○	○	
16:1	○	○	○	○	

Diameter mm	15.7	13.0	8.6	4.3	
Source: BG					
4:1	×	×	×	×	(b)
8:1	○	○	×	×	
16:1	○	○	○	×

Fig. 4 Images according to source diameter when different source: background (BG) ratios were employed.

ファントムのBGのROIに近い。

3-3 線源の強度、径の変化に対してSPECTとプラナーの比較

線源の強度、径の変化に対してSPECTとプラナーの線源描出能の比較をTableに、画像の一部をFig. 4に示す。示した画像はSPECTで描出不可な例として線源：BG=4：1、線源径8.6mmの画像、線源径を1段階大きくした例として線源：BG=4：1、線源径13.0mmの画像、線源：BGを1段階大きくした例として線源：BG=8：1、線源径8.6mmの画像、最小径を描出できた例として線源：BG=16：1、線源径4.3mmの画像、描出可能な最良条件として線源：BG=16：1、線源径15.7mmの画像とそれぞれに対応するプラナー画像を

示した。ファントムの中心部に固定した線源部分の集積はSPECTのみで描出可能となる場合があり、逆にプラナーのみで描出可能となる例は実験では得られなかった。線源径が小さく、または線源：BGが小さくなるに従い、線源の描出は淡くなった。

線源：BG=16：1で各線源径の画像の線源部分のプロファイルカーブをFig. 5に示す。また線源：BG=16：1、線源径15.7mmの画像のプロファイルカーブより読み取ったピークの値、ベースの値は、順に記述するとSPECTでは、39,175、15,385、プラナーでは954、797であり、計算したコントラストはSPECTで0.44、プラナーで0.09となった。

Fig. 5 Two-dimensional line profile curves of SPECT and planar images. Source was fixed at center of the phantom. BG ratio was 16:1. Each source diameter were employed.

Fig. 6 Images of the phantom in which two sources were placed: depth source and superficial source.
(a)SPECT image.
(b)Planar image.

Fig. 7 Two-dimensional line profile curves of SPECT and planar images. Phantom in which two sources were placed: depth source and superficial source.
(a)SPECT image.
(b)Planar image.

3-4 独立した2線源の分離

独立する二つの線源の画像をFig. 6に、プロファイルカーブをFig. 7に示す。明らかに分離して表現されたのは、線源が表在するファントムをプランナーで撮像した場合であり、線源が深部に位置する場合のプランナー像は分離されるが不明瞭であった。SPECTではいずれも線源を分離することはできなかった。プロファイルカーブにても、同様に判定される。

4. 臨床例

SPECTで明瞭な描出がみられた臨床例を示す。Fig. 8aは食道周囲に腫瘤を認め悪性リンパ腫の疑いで検査を実施した。SPECTにて縦隔部に明瞭に集積を認める。Fig. 8bは左臀部膿瘍の症例である。プランナーでも集積が認められるが、SPECTの方が明瞭である。このように臨床例でもSPECTの有用性が示される。

5. 考察

過去に得られた臨床画像のノイズ状態と近似したSD比を示すデータをもとに遮断周波数を変化させて作成した画像では、大きい遮断周波数にて集積は描出されるが、それ以外に斑状な高集積が存在し、線源の特定が困難である。小さい遮断周波数では斑状な高集積が抑えられ集積が明瞭に描出される。また線源の描出は線源:BG, 線源径, ノイズ(収集カウント)が影響し、特に線源の条件が等しくてもノイズが多くなれば線源の判別が困難となることが示されている。Butterworthフィルタは画像に含まれる高周波成分を除去することから、画像が平滑化されボケを生じるが⁴⁾, その影響が強く出ないように大きめの遮断周波数を設定しても、Fig. 2が示すようにノイズの影響が強いと線源が描出されない。したがってノイズ除去を優先した遮断周波数の設定が有効であると考え。遮断周波数の設定は、線源径8.6mmの描出において、比較的、線源:BGが小さくノイズが多い7:1, 400秒収集の画像で、ノイズの影響を抑え集積が明瞭になる遮断周波数の最大値として0.25cycle/cm, が妥当と考える。この実験はSD比が臨床データの平均SD比に近似しており、ノイズが同等に含まれていると考え、妥当とした遮断周波数が臨床データにも適応できると考える。

線源が中心部に位置する実験では、前述の遮断周波数にて再構成したSPECT画像上集積が視覚的に判別さ

Fig. 8 (a) Scintigram of Case 1, in which malignant lymphoma was diagnosed by SPECT.

(b) Scintigram of Case 2, in which abscess was diagnosed by SPECT (arrow).

れるが、線源径や、線源:BGが小さい場合にプランナーでは判別されない場合があり、SPECTの描出能がプランナーより優れているといえる。またプロファイルカーブをもとに算出したコントラストも、SPECTの優位を示し、小さいマトリクスサイズでも線源の描出に優れるのはコントラストの大きさによると考えられる。またTableより線源の描出を左右するのは、線源:BGおよび線源径であることが示される。また、同じ線源:BGでも線源径が小さければ画像上コントラストが低下し、松本の報告と一致する結果を得た⁵⁾。

SPECT, プランナーともに描出可能な線源を表在および深部に二つ近接させて並べた場合は、SPECTでは二つを分離できなかった。これは線源間隔が画像上の線源径に対し、十分な大きさではなかったためと考える。SPECTは元来full width half maximum (FWHM)が大きく、本実験では分離不可能である。一方プランナーは、いずれも分離可能であるが、Fig. 7のプロファイルカーブが深部の線源では著しく鈍化しているため線源の径や強度次第では分離不可能となる可能性もある。プロファイルカーブの鈍化は、線源と検出器の距離が離れ、かつ散乱体の影響も加わりFWHMが劣化

することによると考えられる⁶⁾。

以上よりSPECTは撮像時間の制限からマトリクスサイズを小さく設定せざるを得ないが、集積の有無の検出において、プラナーより有効な検査方法である。しかし、複数の集積が存在する場合、それぞれを分離して描出する能力はプラナーより劣る。

7. 結 語

複数の線源の分離はプラナーが優れるが、分離でき

なくても集積が存在するか否かの検出、特に深部に単独で位置する線源の描出は、マトリクスサイズは小さいが、コントラストが良いSPECTが優れ、より小さく淡い線源を検出可能であった。

謝 辞

(株)日本メジフィジックス社に薬剤の提供などご協力いただきお礼申し上げます。

参考文献

- 1) 油井信春, 戸川貴史, 木下富士美: ガリウム・タリウムによる腫瘍診断. 日本メジフィジックス, 東京, (1999).
- 2) 戸川貴史, 油井信春, 木下富士美: 新しい撮像法としての全身⁶⁷Ga SPECTの臨床応用. 臨床放射線, 45, (9), 1079-1087, (2000).
- 3) 内田 勝, 山下一也, 稲津 博: 放射線技術者のための画像工学(第2版). 通商産業研究社, 11-12, (1979).
- 4) (社)日本放射線技術学会 核医学分科会: SPECT画像技術の基礎. (社)日本放射線技術学会, 37-38, (2001).
- 5) 松本政典: 核医学イメージング理論, 日放技学誌, 50(5), 648-649, (1994).
- 6) 松本政典: ガンマカメラの位置分解能および吸収体による散乱線の影響. 日本医学放射線学会誌, 34(4), 229-238, (1974).

図表の説明

Fig. 1 自作ファントムの構造.

(a)円柱状容器の中央にディスボシリンジを固定する.

(b)二つの線源をファントム内部に配置したもの, および二つの線源をファントム内部と表面に配置したもの.

Fig. 2 線源: BG=14:1および7:1, 線源径=8.6mmにて収集時間を変化させた場合における遮断周波数を変化させた画像.

Fig. 3 異なった収集カウン트의SPECT画像のSD比(SD/Count(%))と収集時間.

Fig. 4 線源径ごとの線源: B.Gを変化させた画像.

Fig. 5 線源: BG=16:1, 各線源径でのファントム中央の線源部分のラインプロファイルカーブ.

(a)SPECT.

(b)プラナー.

Fig. 6 二つの線源を深部, 表面に配置したファントムの画像.

(a)SPECT.

(b)プラナー.

Fig. 7 二つの線源を深部, 表面に配置したファントムのラインプロファイルカーブ.

(a)SPECT.

(b)プラナー.

Fig. 8 (a)SPECTが有用であった臨床例 1. 悪性リンパ腫.

(b)SPECTが有用であった臨床例 2. 膿瘍.

Table 線源の放射能と径を変化させた場合, (a)SPECTおよび(b)プラナーの検出の可否. ○: 検出可, ×: 検出不可