

AMCoR

Asahikawa Medical College Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

旭川放射線技師会会誌 (2008) 30巻:41～44.

I-123甲状腺SPECTを用いたvolumetryの検討

宇野貴寛、佐藤順一、杉森博行、高橋敬一

I-123 甲状腺 SPECT を用いた volumetry の検討

旭川医科大学病院 放射線部

○宇野 貴寛 佐藤 順一 杉森 博行 高橋 敬一

【緒言】

甲状腺機能亢進症などの I-131 内服治療において、その投与線量を決定する因子に甲状腺ヨード摂取率、甲状腺重量がある(Quimby の式¹⁾)。甲状腺シンチグラフィを用い、Allen-Goodwin の式から甲状腺重量の計算は可能である²⁾が、厚みを測定していないという問題があり、特に甲状腺容積が大きい場合に誤差が大となる³⁾。

甲状腺重量は甲状腺容積から、密度換算によって算出可能であり、現在、当院では X 線 CT 検査によって甲状腺容積を求めている。甲状腺容積算出を I-123 の甲状腺摂取率測定の際に SPECT を撮像することにより同時に行うことが可能であれば、X 線 CT による被曝を抑えることが出来、治療を受ける患者の負担軽減が期待できる。

一般に、SPECT 収集において検出器面より遠い距離の線源は分解能が劣化する。これはコリメータ孔が有限の開口角を持っており、この角度に応じてガンマ線が斜入するためである。このため、SPECT 像を volumetry として用いた場合、この分解能劣化を補正することが有効な手段となり得る可能性はあるが、その報告はまだなされていない。近年、分解能補正を加えた SPECT 画像において、その画質向上は多数報告されている⁴⁾⁵⁾が、その分解能補正の一法として、横井らが開発した DRC 法がある⁶⁾。これは、image volume をいくつかのスラブに分割し、OS-EM 再構成の検出確率にボケ関数を組み込むことで距離に依存した分解能劣化を三次元的に補正するものである。

本研究では、I-123 SPECT 撮像による甲状腺 volumetry を試み、軌道半径、測定対象容積の大小の影響、適切な処理法についてを DRC 法による分解能補正の有無(以下、DRC(+), DRC(-))において検討し、その精度について実際の臨床例を用いて検証を行ったので報告する。

【1. 方法】

1-1 使用機器および撮像条件

1-1-1 使用機器

装置は、GE 社製 Millenium VG を用いた。本機種は対向型 2 検出器ガンマカメラ搭載機である。

1-1-2 撮像条件

いずれの撮像も、以下のとおりとした。

LEHR collimator 使用, Energy window: 159keV ± 10keV, matrix size: 128 × 128, Zoom: 1.5, ECT Type: Continuous, Angular Range: 180°, Angular Step: 6°, Frame Time: 12sec.

1-1-3 画像再構成条件

DRC (+) の画像再構成は OS-EM 法を用い、Iteration: 10, Subset: 4 とした。Pre Filter に Butterworth を用い、Critical Frequency: 0.50cycles/cm, Power: 10 とした。

また、DRC (-) の画像再構成においても、同様に OS-EM 法を用い、Iteration: 2, Subset: 10 とした。Pre Filter は Butterworth を用い、DRC (+) の条件と同様とした。

分解能補正の有無いずれにおいても吸収補正、散乱補正は行っていない。

1-2 Threshold の設定値および分解能補正の有無の検討

1-2-1 軌道半径比較

軌道半径による影響を検討するために、容積 12ml を正確に計量した I-123 溶液(1.48MBq/ml) 封入バイアルを頸部ファントム内に設置し、軌道半径を 22cm, 26cm, 32cm とし、それぞれ SPECT 撮像を行った。得られたプロジェクションデータから DRC (+) の時、および DRC (-) のときの transaxial 像を再構成し、Threshold をマックスカウント値の 0% から 100% まで変化させたときの容積を算出した。これらの算出容積が真の容積である 12ml を示す Threshold 値を各軌道半径において求めた。

1-2-2 I-123 溶液量比較

測定対象容積の大小の影響を検討するために、容積 10ml および 15ml を正確に計量した I-123 溶液(1.48MBq/ml) 封入バイアルを頸部ファントム内にそれぞれ設置し、軌道半径を 26cm および 32cm としたときの SPECT 撮像を行った。方法 1-2-1 と同様に DRC (+), DRC (-) の transaxial 像の Threshold を変化さ

せ容積算出を行い、これらの算出容積が真の容積である10ml, 15mlを示すThreshold値を各軌道半径において求めた。

1-3 臨床例における甲状腺CT volumetryとI-123 SPECT volumetry比較

実際の臨床例6例において、I-123 ヨードカプセルの3時間摂取率測定の際に撮像されたSPECT画像(軌道半径適宜)を、方法1-2同様にDRC(+), DRC(-)それぞれにてThreshold値を変化させて容積を算出した。同時期に施行された甲状腺CTによるvolumetryと比較し、方法1-2で求められた適正Threshold値への収束がみられるかどうかを検討し、その精度について調べた。Table 1に対象6例の甲状腺ヨード摂取率および、X線CT volumetryによる甲状腺容積を示す。

Pt No.	NaI231 uptake (%)		thyroid volume on CT (ml)
	3hr uptake	24hr uptake	
1	41.48	62.54	15.84
2	43.15	23.05	89.66
3	82.08	96.92	129.47
4	55.84	73.97	21.66
5	46.54	89.35	17.46
6	82.30	73.10	32.46

Table 1 対象臨床例6例の甲状腺ヨード摂取率および甲状腺容積

【2. 結果】

2-1 Thresholdの設定値および分解能補正の有無の検討

2-1-1 軌道半径比較

Fig. 1aに設定Threshold値と算出容積値の関係を示す。DRC(+))としたときよりも、DRC(-))としたときのほうが同一容積算出に要するThreshold値が高く

なった。また、DRC(+), DRC(-)のどちらにおいても軌道半径による大きな相違はみられなかった。Fig. 1bに設定Threshold値と真の容積である12mlとの誤差率の関係を示す。DRC(+))としたものは、マックスカウントの30%をThreshold値としたとき、一方、DRC(-))としたものは、60%をThreshold値としたときに軌道半径によらず、容積をよく反映する結果が得られた。

2-1-2 I-123 溶液量比較

Fig. 2aに測定対象がI-123 溶液10mlのとき、Fig. 2bにI-123 溶液15mlのときの設定Threshold値と算出容積値の関係を示す。結果2-1-1のFig. 1aと同様に、DRC(+))としたときよりも、DRC(-))としたときのほうが同一容積算出に要するThreshold値は高くなり、DRC(+), DRC(-)のどちらにおいても軌道半径による大きな相違はみられなかった。Fig. 2cにDRC(+))としたとき、Fig. 2dにDRC(-))としたときのThreshold値と真の容積である10mlおよび15mlとの誤差率の関係を示す。結果2-1-1と同様に、DRC(+))としたものは30%をThreshold値としたときに、一方、DRC(-))としたものは60%をThreshold値としたときに軌道半径によらず、容積をよく反映する結果が得られた。

2-2 臨床例における甲状腺CT volumetryとI-123 SPECT volumetry比較

Fig. 3aにDRC(+))としたとき、Fig. 3bにDRC(-))としたときの設定Threshold値と、甲状腺CT volumetryとI-123 SPECT volumetryの誤差率の関係を示す。結果2-1より得られたDRC(+))の適正Thresholdである30%と、DRC(-))の適正Thresholdである60%における収束は、DRC(+))としたときに顕著にみられ、その最大誤差率はDRC(+))では18%、DRC(-))では37%であった。

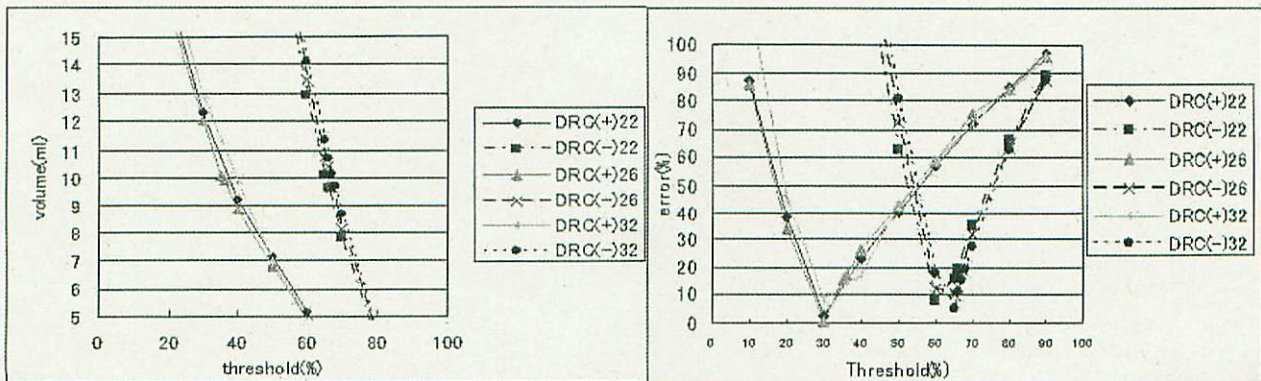


Fig. 1 液量12ml一定としたときのThreshold変化(軌道半径22, 26, 32)

- (a) Thresholdと算出volumeの関係
- (b) Thresholdと12mlとの誤差率の関係

a | b

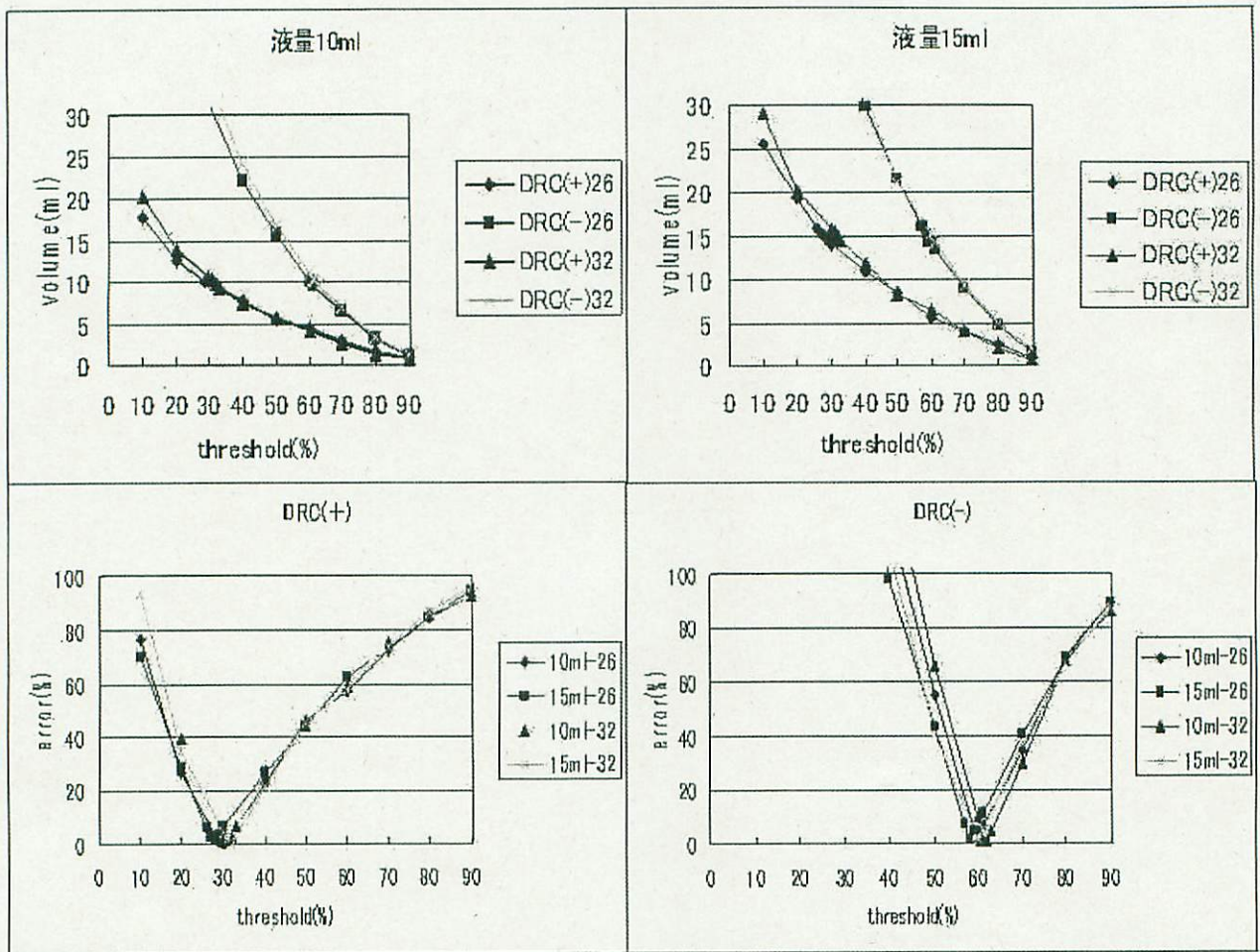


Fig. 2 液量10ml, 15ml一定としたときのThreshold変化(軌道半径26, 32)

- (a) Thresholdと算出volumeの関係 (液量10ml一定)
- (b) Thresholdと算出volumeの関係 (液量15ml一定)
- (c) Thresholdと10mlとの誤差率の関係 (分解能補正(+))
- (d) Thresholdと15mlとの誤差率の関係 (分解能補正(-))

a	b
c	d

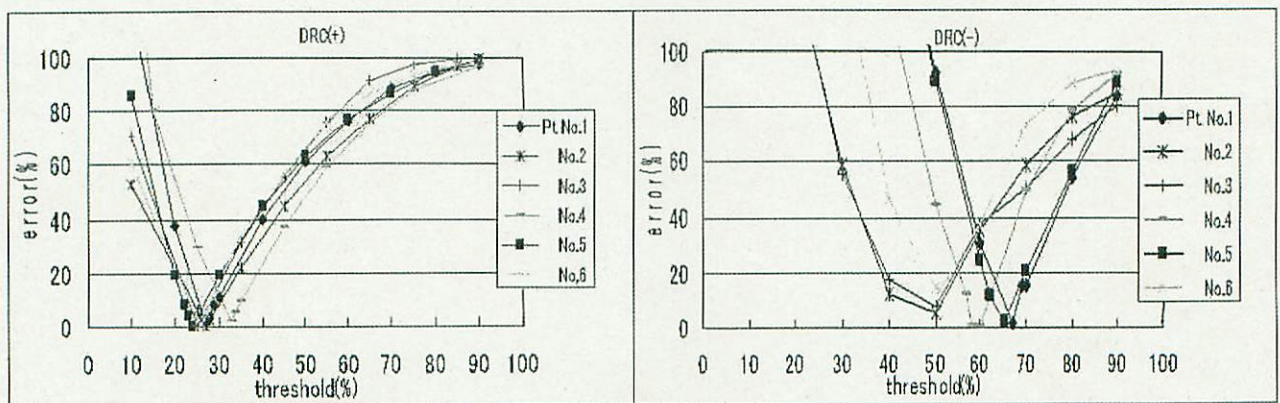


Fig. 3 I-123 甲状腺 SPECT 算出 volume の CT volumetry との誤差率

- (a) ThresholdとCT volumetryとの誤差率の関係 (DRC(+))
- (b) ThresholdとCT volumetryとの誤差率の関係 (DRC(-))

a	b
---	---

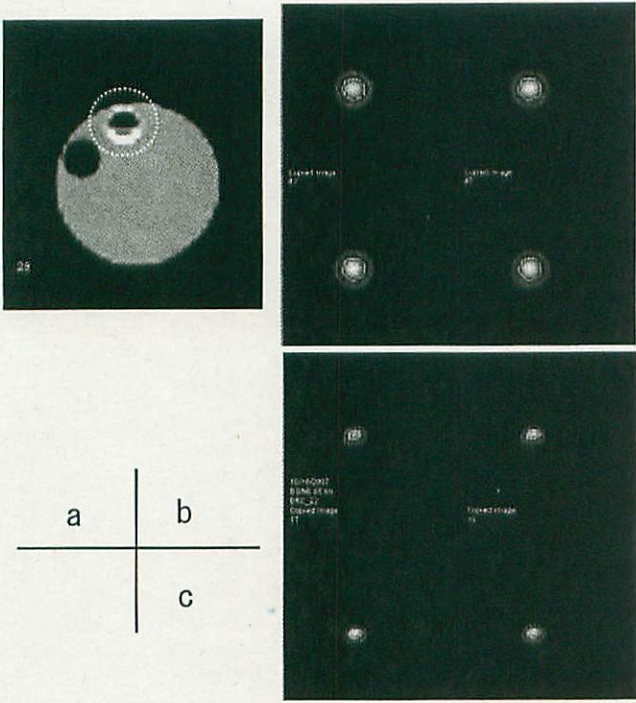


Fig. 4 I-123 溶液封入バイアルの X 線 CT および SPECT 画像

- (a) X 線 CT transaxial 像
- (b) I-123 SPECT transaxial 像 (DRC(-))
- (c) I-123 SPECT transaxial 像 (DRC(+))

【3. 考察】

結果 2-1 から、DRC(+) のときは Threshold をマックスカウントの 30% 値とし、DRC(-) のときは Threshold を 60% 値とすると、測定対象容積を良く反映することがわかった。

結果 2-2 において、DRC(-) の I-123 SPECT volumetry が DRC(+) よりも精度を欠いたのは、volumetry には画像がある程度の対象物の形を反映している必要があるためと考えられる。Fig. 4a は頸部ファントム内に設置された I-123 溶液封入バイアルの X 線 CT による transaxial image である。Fig. 4b は DRC(-) の、Fig. 4c は DRC(+) としたときの SPECT transaxial image であるが、前者はバイアル内に I-123 溶液が充満しているように見えるのに対し、後者ではバイアルの下方のみに溶液が存在するのがわかる。このように、対象物の形をよく反映した分解能補正付加 SPECT 画像での volumetry が必要であると考えられる。ところで、今回用いた軌道方式は Continuous モードであったが、これはプロジェクションデータを取得の際に、常時ガンマカメラの回転を継続して行い、撮像時間短縮を図るものである⁷⁾。すなわち、プロジェクションデータには、Angular Step 分の角度方向のボケ要素を含むことになるため、DRC 分解能補正の効果の結果として十分に引き出せていない可能性を否定出来ない。Step & Shoot

方式の採用が前述の撮像対象物の形状反映という点においてどれほど寄与し、結果として volumetry 改善に繋がるかについては今後の検討課題であるといえる。

DRC(+) において、結果 2-2 の最大誤差率を小さく抑えることが出来た要因のひとつに、Threshold 変化に対する算出容積値の変動が DRC(-) に比して小さいことが挙げられる。例として、Fig. 2a を挙げると、それがグラフ勾配の違いとしてあらわれている。本研究で求めた適正 Threshold 値が正確な容積を反映せず、Fig. 2a のグラフが X 軸方向の正負どちらかへシフトするような現象が出現した場合、DRC(-) の場合、誤差が大きくなる。

以上より、DRC 分解能補正を付加したほうがより volumetry に適していると考えられる。

【4. 結語】

今回、I-123 甲状腺 SPECT volumetry を試みた。volumetry には DRC 分解能補正を付加し、適切な Threshold を設定することが安定した甲状腺容積を算出する手段として有効であった。

【参考文献】

- 1) 小西淳二：核医学ハンドブック。pp. 399-404, 金芳堂, 京都, (1996).
- 2) Alle, H. C. : The scintillation counter as an instrument for in vivo determination of thyroid weight. *Radiology*, 58, 68-79, (1952).
- 3) 久田欣一, 他：最新臨床核医学 改訂第 2 版。pp. 144-151, 金原出版, 東京, (1991).
- 4) Kohli V, King A.M. et al : Comparison of frequency-distance relationship and Gaussian-diffusion-based methods of compensation for distance-dependent spatial resolution in SPECT imaging. *Phys Med Biol*, 43, 1025-1037, (1998).
- 5) Ogawa K, Katsu H : Iterative correction method for shift-variant blurring caused by collimator aperture in SPECT. *Ann Nucl*, 10, 33-40, (1996).
- 6) Takashi Y, Hiroyuki S et al : Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: A simulation study. *Ann Nucl*, 16(1), 11-18, (2002).
- 7) 西村重敬, 小林秀樹, 他：心臓核医学コンプリートマニュアル。pp. 96-97, 株式会社メジカルセンス, 東京, (2004).