

システム平面感度法における収集条件が 定量値に与える影響

田 中 杏 佳¹⁾ 中 嶋 真 大²⁾
後 藤 佐知子¹⁾ 竹 田 芳 弘³⁾

1) 岡山大学大学院 保健学研究科

2) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

3) 岡山県健康づくり財団附属病院

The Effects of the Acquisition Condition of System Planar Sensitivity on Quantitative of SPECT Imaging

Kyoka TANAKA¹⁾, Masahiro NAKASHIMA²⁾,
Sachiko GOTO¹⁾ and Yoshihiro TAKEDA³⁾

1) Graduate School of Health Sciences, Okayama University

2) Department of Radiology, Okayama University Hospital

3) Okayama Health Foundation Hospital

(article received : Aug 13, 2021)

Key words: Quantitative SPECT, System planar sensitivity, Radioactivity

1. 緒言 (はじめに)

Single photon emission computed tomography (SPECT) は、目的臓器から放出される γ 線の分布を三次元的に画像化することが可能である。SPECT 画像は集積の程度を視覚的に評価し、様々な疾患の診断に使用されている。近年、computed tomography (CT) を搭載した一体型 SPECT/CT 装置の普及により、CT 画像を用いて不均一吸収体に対する減弱補正が容易に行えるようになった。これにより、CT 画像を用いた減弱補正に加え、散乱線補正とコリメータ開口補正を行うことで、高い精度を有した SPECT の定量が可能になってきた¹⁾。

SPECT の定量化は、あらかじめ、算出された相互校正係数 (cross calibration factor : CCF) を用いて、SPECT カウントを放射能濃度値 (Bq/mL) に変換する方法が用いられている²⁾。CCF の算出法には、円柱ファントムを用いた方法¹⁾とシステム平面感度法³⁾を用いた方法があり、臨床で用いられている。

円柱ファントムを用いた方法は、円柱ファントム

ムに既知の放射能を封入し、SPECT 収集を行い、得られた SPECT カウントと既知の放射能濃度値の比により算出される。一方、システム平面感度法はシャーレ等に既知の放射能を封入し、planar 収集を行い、得られた収集カウントと既知の放射能の比から算出される。松友らは、円柱ファントムを用いた方法とシステム平面感度法を比較し、システム平面感度法の優位性を報告している⁴⁾。

システム平面感度法で得られる CCF は、planar 収集条件に依存すると考えられる。そのため、精度の高い定量値を算出するためには、planar 収集条件が定量値に与える影響を検証する必要があると考える。しかし、過去に planar 収集条件について詳細に検討した報告は見当たらない。

そこで本研究の目的は、システム平面感度法における planar 収集条件が定量値に与える影響を検証することである。

2. 方 法

2-1. 使用機器とファントム

SPECT/CT 装置は Discovery NM/CT670 pro (GE Healthcare 社製)、コリメータは、低エネ

ルギー用高分解能を使用した。CCFを算出するために直径9 cm，厚さ1.5 cmのプラスチックシャーレを使用した。異なる計数率で収集を行うためにプラスチックシャーレ内に140 MBq (10 kcps)，280 MBq (20 kcps)，420 MBq (30 kcps)，560 MBq (40 kcps)，700 MBq (50 kcps) と放射エネルギーの異なる ^{99m}Tc 水溶液をそれぞれ封入した。なおすべての条件下においてプラスチックシャーレに封入した ^{99m}Tc 水溶液の液量は25 mLとし，この場合の水面の高さは5 mmとした。放射エネルギーの測定には，メーカ校正を実施したCRC-25R型RIドーズキャリブレーションプレート（CAPINTEC社製）を使用した。システム平面感度法で変換された放射能濃度値を評価するために，National Electrical Manufacturers Association, International Electrical Commission (NEMA IEC) ボディファントム（Data Spectrum社製）を使用した。骨SPECTを想定して計数率が13 kcpsになるように ^{99m}Tc 水溶液を封入した⁵⁾。このときのファントム内の放射能濃度値は43.0 kBq/mLであった。封入した放射能濃度値を正確に求めるために，撮像後にマイクロピペッターを用いファントム内から1 mLを5本採取した。数え落としの影響を除くために，撮像から24時間後にオートウェルガンマシステムのARC-8001（日立アロカメディカル社製）で測定した。測定値を平均し，撮像時間に補正した値を放射能濃度値とした。画像処理装置は，Xeleris 3.1（GE Healthcare社製）を用いて画像再構成を行い，すべての画像解析には，Daemon research image processor（富士フイルム富山化学株式会社）を使用した。

2-2. 画像収集条件および再構成条件

2-2-1. システム平面感度法

CCFを算出するために， ^{99m}Tc 水溶液が入ったプラスチックシャーレを厚さ10 cmの発砲スチロール上に配置した（図1）。これは，検出器に線源を直接配置すると検出器-線源間で散乱する可能性がある。これを防ぐために，減弱と散乱の影響が低い発砲スチロールを使用した。Planar収集条件は，計数率の違いによる評価を行うために放射エネルギーの異なる ^{99m}Tc 水溶液を使用し，計数率が10 kcpsから50 kcpsまで10 kcpsごとに段階的に変化させた。この場合のピクセルサイズは0.55 mm (1024×1024)で収集カウントは5000 kcountsのプリセットカウント方式を用いた。収集カウントの違いによる評価のために収集カウントはプリセットカウント方式を用いて1000 kcountsから5000 kcountsまで1000 kcountsごとに変化させた。この場合の計数率は10 kcpsとし，ピクセルサイズは0.55 mm (1024×1024)で行った。またピクセルサイズの違いによる評価のためにピクセルサイズを0.55 mm (1024×1024)，1.10 mm (512×512)，2.21 mm (256×256)，4.42 mm (128×128)，8.84 mm (64×64)を使用した。この場合の計数率は10 kcpsとし，収集カウントは5000 kcountsのプリセットカウント方式を用いた。なおすべてのplanar収集は検出器ごとで行った。メインエネルギーウィンドウは140.5 keV±10%で，散乱線ウィンドウはメインウィンドウの下方側に7%を設定した。散乱線補正はTriple energy window (TEW)法を使用し，散乱線ウィンドウに対してButterworth filterを使

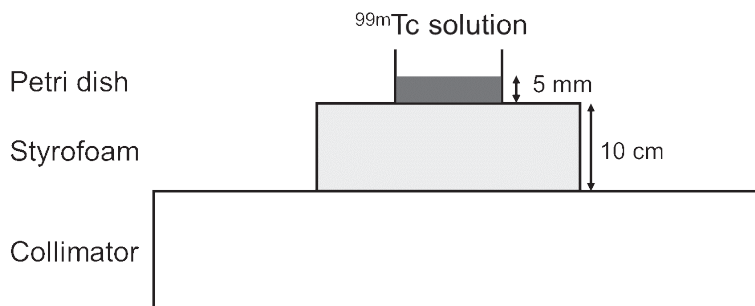


図1 System planar sensitivity の測定
厚さ10 cmの発砲スチロール上に水面の高さ5 mmの ^{99m}Tc 水溶液を配置した。

用した。Butterworth filter のパラメータは、次数は 5，遮断周波数は 0.15 cycles/cm を使用した。

2-2-2. NEMA IEC ボディファントム

収集条件は 128×128 (4.42 mm/pixel)，連続回転 SPECT 収集で，100分収集 (4 度/step, 40 repeat, 1 cycle/repeat, 150 sec/cycle) を行った。SPECT/CT 装置は連続回転 SPECT 収集で自動近接が使用できないため，ファントムの大きさを考慮し，検出器の回転半径は 230 mm とした。メインエネルギーウィンドウは 140.5 keV±10% で，散乱線ウィンドウはメインウィンドウの下方側に 7% を設定した。減弱補正用の CT データは，撮影条件が 120 kV，150 mA second (mAs) で，画像再構成は filtered back projection (FBP) 法を用い，Bilinear 方式で Hounsfield unit 値から μ 値に変換した μ -map 画像を使用した。

画像再構成は，位置分解能補正組込 ordered subset expectation maximization (OSEM) 画像再構成法 (Evolution) を用い，サブセット数を 10，イタレーション回数は 10 とした。散乱線補正は，TEW 法，減弱補正は，computed-tomography attenuation correction (CTAC) 法を使用した。散乱線補正は，投影データに対して減算を行う前処理法で行い，減弱補正は，OSEM に組込んで行った。後処理フィルタの影響を除くために後処理フィルタは使用しなかった。

2-3. CCF の算出方法

各条件での planar 収集によって得られたトータルカウントを各々算出し，式 (1) から，各条件下の CCF を算出した。

$$CCF(cps/MBq) = \frac{C_{total}}{A \times T} \dots\dots\dots (1)$$

ここで CCF は，システム平面感度法で得られた相互校正係数， C_{total} はトータルカウント (kcount)， A は放射能 (MBq)， T は，収集時間 (sec) である。

各々の検出器で算出し，平均値を CCF とした。

2-4. NEMA IEC ボディファントム内の放射能濃度値の算出

各条件下の CCF を用いて，NEMA IEC ボディファントム内の放射能濃度値を算出した。Region of interest (ROI) 設定は，断面上の 5 スライス

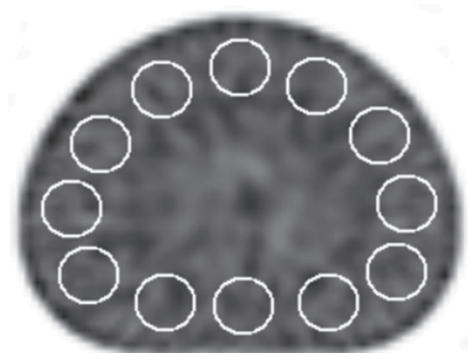


図2 放射能濃度値算出のための ROI 設定
NEMA IEC ボディファントムの断面上の 5 スライスに対して，直径 37 mm の円形 ROI を各スライスに 12 箇所設定した。

に対して，統計変動の影響を抑えるために直径 37 mm の円形の ROI を各スライスに 12 箇所設定した (図 2)。そして，計 60 箇所の ROI 内の平均 SPECT カウントを求め，CCF を用いて，式 (2) から放射能濃度値に変換した。

$$BQML(kBq/ml) = \frac{SPECT_{count}}{CCF \times T \times V_{voxel}} \times 1000 \dots (2)$$

ここで BQML は放射能濃度値， $SPECT_{count}$ は 60 箇所の ROI 内の平均カウント，CCF は，システム平面感度法で得られた相互校正係数， T は撮像時間 (sec)， V_{voxel} は SPECT 画像のボクセルサイズ (cm^3) である。

2-5. 評価項目

計数率，収集カウント，マトリックスサイズの違いによって算出された CCF の値と変換した放射能濃度値を評価した。放射能濃度値は式 (3) より真値との相対誤差を算出した。

$$Error(\%) = \frac{(M-A)}{A} \times 100 \dots\dots\dots (3)$$

ここで， M は測定値の放射能濃度値 (MBq/mL)， A は真値の放射能濃度値 (MBq/mL) を示す。

さらに，すべての条件下において，散乱線補正を行った場合についても評価を行った。

3. 結 果

各条件下の CCF 値を以下の表に示す。また，NEMA IEC ボディファントム内の放射能濃度値

は 43.38 kBq/mL となり、これを真値とした。

3-1. 計数率

計数率の違いによる CCF 値を表 1 に示す。計数率が高くなるにつれて CCF 値は減少傾向を示した。散乱線補正を行わなかった場合で、最も低い計数率 10 kcps での CCF 値は 74.0 cps/MBq、最も高い計数率 50 kcps での CCF 値は 67.2 cps/MBq であった。また、散乱線補正を行うことで計数率 10 kcps での CCF 値は 69.7 cps/MBq、計数率 50 kcps での CCF 値は 63.2 cps/MBq となった。

次に計数率と相対誤差の関係を図 3 に示す。計数率が高くなるにつれて相対誤差は大きくなった。散乱線補正を行わなかった場合で、最も低い計数率 10 kcps での相対誤差は 6.3%，最も高い計数率 50 kcps での相対誤差は 17.1% であった。また、散乱線補正を行うことで計数率 10 kcps での相対誤差は 12.9% で、計数率 50 kcps での相対

誤差は 24.6% を示した。すべての計数率で散乱線補正を行うことで相対誤差は高い値を示した。

3-2. 収集カウント

収集カウントの違いによる CCF 値を表 2 に示す。散乱線補正を行わなかった場合では、いずれの収集カウントにおいても 74 cps/MBq 程度となり、大きな変化はみられなかった。また、散乱線補正を行うことで 1000 kcounts での CCF 値は 71.2 cps/MBq で、収集カウントが 3000 kcounts 以上では CCF 値は 70 cps/MBq 程度で一定となった。

収集カウントと相対誤差の関係を図 4 に示す。散乱線補正を行わなかった場合ではすべての収集カウントにおいても大きな変化はみられず、相対誤差は 6.5% 程度となった。また、散乱線補正を行うことで 1000 kcounts での相対誤差は 10.4% で、収集カウントが 3000 kcounts 以上では相対誤差は 13% 程度で一定値を示した。

表 1 計数率の違いによる CCF 値
散乱線補正 (Scatter correction: SC) を行った場合、行わなかった場合ともに、計数率が増加するにつれて CCF 値は減少した。

Count rate [kcps]	system planar sensitivity [cps/MBq]	
	none SC	with SC
10.53	74.0	69.7
20.07	72.5	68.3
30.61	70.9	66.8
39.63	69.8	65.6
50.32	67.2	63.2

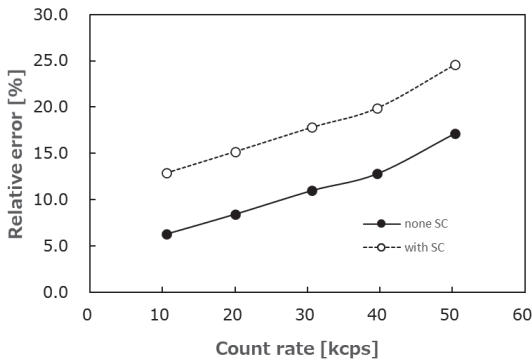


図 3 計数率と相対誤差の関係
計数率の増加にともない相対誤差は大きくなった。散乱線補正 (Scatter correction: SC) なしの場合と比較し、散乱線補正を行った場合で相対誤差は大きくなった。

表 2 収集カウントの違いによる CCF 値
収集カウントによって CCF 値に変化はなかった。散乱線補正 (Scatter correction: SC) を行うことで、収集カウントの増加にしたがい CCF 値は減少した。

Total counts [kcount]	system planar sensitivity [cps/MBq]	
	none SC	with SC
1000	73.9	71.2
2000	73.9	70.3
3000	73.9	69.9
4000	73.9	69.8
5000	73.9	69.6

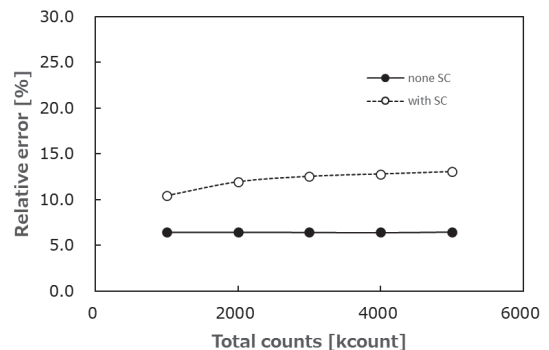


図 4 収集カウントと相対誤差の関係
散乱線補正 (Scatter correction: SC) なしの場合で、相対誤差は 6.5% 程度で一定値を示した。散乱線補正を行うことで、カウントが増加するにつれて相対誤差は大きくなり、3000 kcounts 以上でほぼ一定値となった。

3-3. ピクセルサイズ

ピクセルサイズの違いによる CCF 値を 表 3 に示す。散乱線補正を行わなかった場合 CCF 値は 74 cps/MBq 程度となった。また、散乱線補正を行うことでピクセルサイズが 0.55 mm での CCF 値は 69.8 cps/MBq で、ピクセルサイズが 4.42 mm 以上では CCF 値は 68 cps/MBq 程度で一定となった。

ピクセルサイズと相対誤差の関係を 図 5 に示す。散乱線補正を行わなかった場合、相対誤差は 6.0% 程度となった。また、散乱線補正を行うことでピクセルサイズが 0.55 mm での相対誤差は 12.7% で、ピクセルサイズが 4.42 mm 以上では相対誤差は 15% 程度で一定値を示した。

4. 考 察

システム平面感度法の収集条件が定量値に与え

表 3 ピクセルサイズの違いによる CCF 値
ピクセルサイズを変化させても CCF 値に大きな変化は見られなかった。散乱線補正 (Scatter correction : SC) を行うことで、ピクセルサイズが増加するにつれて CCF 値は小さくなった。

Pixel size [mm]	system planar sensitivity [cps/MBq]	
	none SC	with SC
0.55	74.1	69.8
1.10	74.1	69.5
2.21	74.2	68.9
4.42	74.2	68.5
8.84	73.6	67.8

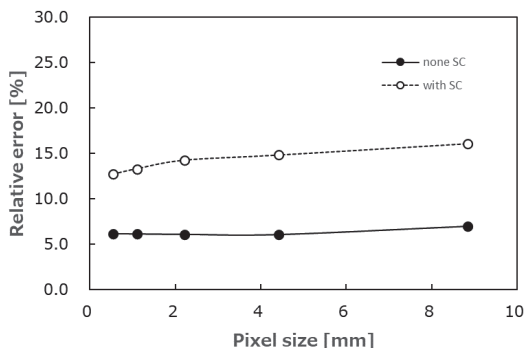


図 5 ピクセルサイズと相対誤差の関係
散乱線補正 (Scatter correction : SC) なしの場合で、相対誤差は 6.0% 程度でほぼ一定値を示した。散乱線補正を行うことで、カウントが増加するにつれて相対誤差は大きくなり、4.42 mm 以上ではほぼ一定値となった。

る影響を計数率、収集カウント、ピクセルサイズを変化させて評価を行った。さらに散乱線補正についても評価を行った。その結果、収集カウントとピクセルサイズはすべての条件下において、相対誤差に大きな変化はみられなかった。しかし、計数率では、計数率が高くなるほど相対誤差は高い値を示した。また、散乱線補正を行うことで、行わない場合と比較して、相対誤差は高い値を示した。

システム平面感度法で算出される CCF は、封入した放射能と収集カウントおよび収集時間によって算出される。今回、我々は収集過程で影響すると考えられる計数率と収集カウントおよびピクセルサイズを変化させて検討を行った。計数率を変化させた場合、計数率の増加にともない CCF 値は減少し、真値の放射能濃度値に対する相対誤差は大きくなった。これは、計数損失による影響であると考えられる。井上ら⁶⁾は、計数率が高いほど、不感時間による計数損失が多くなると報告している。本研究においても同様に不感時間による計数損失が発生したと考えられる。そのため、CCF 値が低下し、相対誤差が大きくなったと考えられる。Siman らは計数損失の補正をする方法を報告している⁷⁾。この方法を行うことで、高計数率であっても定量値の精度が向上する可能性がある。一方、収集カウントとピクセルサイズは、CCF 値と相対誤差に大きく影響しなかった。CCF 値は、収集カウントに対する放射エネルギーと収集時間の積によって算出される。したがって封入した放射エネルギーを設定したカウントと適切な収集時間で計数する必要がある。本研究で設定した 1000 kcounts 以上では計数損失が発生せず最適な収集時間で収集が行えたため、CCF 値に変動がなかったと考えられる。CCF 算出時に用いるカウントは、画像全体のトータルカウントを使用したため、ピクセルサイズは直接計数損失に関わる因子ではなかったと考えられる。そのため、ピクセルサイズを変化させても CCF 値と相対誤差は変化しなかったと考えられる。一方、散乱線補正を行うことで CCF 値が低下し、相対誤差が大きくなった。本研究で作成したファントムでは散乱体がほとんどないため、散乱線補正を行うことで、過剰に補正したと考えられる⁸⁾。収集カウン

トは増えると相対誤差が大きくなった。カウントが増えることで統計ノイズは減少するが、Scatter window に入るカウントは増加する。収集カウントが多い場合、カウントが少ない場合と比較し差分されるカウントが増加するため、相対誤差が増加したと考える。また、ピクセルサイズについても、ピクセルサイズが大きくなると相対誤差の増加がみられた。本研究で用いた TEW 法はピクセル毎補正が可能である散乱線補正法である。ピクセルサイズが大きくなることで、1 ピクセルあたりのカウントが増えることから、過剰に補正したことが考えられる。よってピクセルサイズが大きくなると、ピクセルサイズが小さい場合と比較し相対誤差が大きくなったと考える。

ガンマカメラの検出器の感度は経過時間によって変動する可能性がある⁹⁾。そのため、安定した定量値を算出するためには、定期的な CCF の測定が必要である¹⁰⁾。さらに定期的に CCF を測定する場合は、収集条件やファントム配置など一定条件下で行う必要がある¹¹⁾。システム平面感度法を用いて CCF を算出する場合は、計数率が最も変動因子となることから、特に封入する放射エネルギーと収集時の計数率の設定には、注意する必要があると考えられる。

本研究では、最も定量検査が行われている骨 SPECT¹²⁾を想定して放射性核種とコリメータを使用した。したがって、他の放射性核種、コリメータでは、本研究で得られた結果と異なってくる可能性がある。臨床における骨 SPECT の収集時間はおおよそ10～15分である。これにより臨床条件下では定量値に他の要因が生じる可能性がある。また、散乱線補正法は、TEW 法を用いたが、他の散乱線補正法では散乱線の推定方法が異なるため、補正効果に違いが生じる可能性がある。今後は、他の放射性核種、コリメータ、散乱線補正法を用いて検討する必要があると考える。

5. 結 論

システム平面感度法における planar 収集条件が定量値に与える影響を検証した。システム平面感度法を用いて算出される定量値は、planar 収集時の収集カウントとピクセルサイズに大きく影響しないが、計数率と散乱線補正で大きく影響する

ことを明らかにした。

本研究に関して開示すべき利益相反はない。

謝 辞

本研究にあたり、ご協力を賜りました岡山大学病院医療技術部の方々に厚く御礼を申し上げます。

本研究は、第40回日本核医学技術学会総会（神戸）において研究結果を報告した。

引用文献（references）

- 1) Zeintl J, Vija, A.H., Yahi A, et al. Quantitative Accuracy of Clinical ^{99m}Tc SPECT/CT Using Ordered-Subset Expectation Maximization With 3-Dimensional Resolution Recovery, Attenuation, and Scatter correction. *J Nucl Med* 2010; **51**(6): 921-928
- 2) Bailey, D.L. & Willowson, K.P. Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014; **41**(1): 17-25
- 3) Anizan N, Wang H, Zhou, X.C., et al. Factors affecting the repeatability of gamma camera calibration for quantitative. imaging applications using a sealed source. *Phys Med Biol* 2015; **60**(3): 1325-1337
- 4) Matsutomo N, Matsumoto S, Yamamoto T, et al. Validation of a calibration method using the cross-calibration factor and system planar sensitivity in quantitative single-photon emission computed tomography imaging. *Radiol Phys Technol* 2017; **10**: 439-445
- 5) Nakahara T, Daisaki H, Yamamoto Y, et al. Use of a digital phantom developed by QIBA for harmonizing SUVs obtained from the state-of-the-art SPECT/CT systems: a multicenter study. *EJNMMI Res* 2017; **7**(1): 53
- 6) 井上優介. SPECT の定量性と数え落とし. 断層映像研究会雑誌 1999; **26**(3): 146-151
- 7) Siman W, Silosky M, Kappadath SC. A revised monitor source method for practical deadtime count loss compensation in clinical planar and SPECT studies. *Phys Med Biol* 2015; **60**(3): 1199-216
- 8) Asl MN, Sadremomtaz A, Bitarafan-Rajabi A. Evaluation of six scatter correction methods based on spectral analysis in (99m)Tc SPECT imaging using SIMIND Monte Carlo simulation. *J Med Phys* 2013 Oct; **38**(4): 189-97

- 9) (一社) 日本画像医療システム工業会. JESRA X-0067*C-2017 ガンマカメラの性能の保守点検基準. (一社) 日本画像 医療システム工業会規格. 2017
- 10) Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. J Nucl Med 2009; **50** (Suppl 1): 11S-20S
- 11) 宮司典明, 三輪建太, 茂木一樹, 他. 骨 SPECT 定量における異なる校正用線源の相互校正の精度. 日本放射線技術学会雑誌 2017; **73**(6): 443-450
- 12) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会 全国核医学診療実態調査専門委員会. 第8回全国核医学診療実態調査報告書. RADIOISOTOPES 2018; **67** (7): 339-387