臨床技術

論文受付
2009年 3 月 2 日論文受理
2009年 7 月 21 日

Code No. 922

シールド装着状態のシリンジ製剤を用いた
エネルギースペクトル収集法の検討

宇戸朋之

市立池田病院医療技術部放射線科

はじめに

平成19年 3 月に厚生労働省が医療法に医療機器安全管理責任者の配置を明文化している¹⁾。すでに診療放射線技師の間ではquality control (QC)に関する知識が広められていたが、これを機にさらにその気運が高まった感がある。QCのための基本性能測定や点検基準などを明記した規格等²⁻⁶⁾が公表されており参考となるが、著者はそれらを参考にして当院で実施しているユーザー点検の内容についてすでに報告している⁷⁾。そのなかで、^{99m}Tc製剤についてはシリンジシールドを装着した状態でのエネルギースペクトル収集の妥当性を示した。今回は、主にシリンジ製剤として購入する、²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, ¹²³Iの3核種について検討

を行ったので報告する。

1. 目的

主にシリンジ製剤として購入する、²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, ¹²³Iの3核種についてシリンジシールド装着状態の高い放射能を持つ投与前製剤を用いてエネルギースペクトル収集を行う方法の妥当性を、基準となる光電ピーク値と比較することで検証した。

2. 方法

2-1 使用機器

ガンマカメラは、RC2500IV (日立メディコ製)を使用した。エネルギースペクトル収集に用いるコリメー

Examination of Energy Spectrum Acquisition Method Using Shielded Radiopharmaceutical Syringes

Tomoyuki Uto

Department of Clinical Radiation Technology, Ikeda Municipal Hospital

Received March 2, 2009; Revision accepted July 21, 2009; Code No. 922

Summary

I previously reported on a spectrum sampling method with shielded syringes before use, although the report included only data obtained using technetium-99m. In this study, we sampled the energy spectrum in a similar manner using thallium-201, iodine-123, and gallium-67. In spectrum sampling, a radioisotopic source in a cylindrical shield is located midway between two opposed gamma-camera detectors equipped with collimators. An unshielded syringe before use emits excessive radiation and makes count rates too high to obtain accurate photopeak values. With a shielded syringe, we can sample the spectrum of radiation leaked from the needle side of the syringe and the unshielded part of its plunger side. Consequently, the detectors are exposed to lower-dose gamma rays and probably offer count rates appropriate to measure accurate photopeak values. The study results show the general validity of spectrum sampling and photopeak acquisition in our method. However, a syringe should be located accurately perpendicular to each detector; otherwise, gamma rays did not reach the detectors in some cases, resulting in measurement failures. In addition, when low-energy collimators are used for sampling from ¹²³I sources, photopeak values depend on penetration. More accurate measurements require the use of high-energy collimators.

Key words: energy spectrum sampling, shielded syringes, thallium-201, iodine-123, gallium-67

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

Fig. 1 Device overview and geometry for spectrum sampling.

タは, ^{201}Tl は低エネルギー汎用型コリメータ(以下, LEGP), ^{67}Ga は高エネルギー汎用型コリメータ(以下, HEGP), ^{123}I では, 当装置に中エネルギー用コリメータが用意されておらず, ガンマ線159keVまでを低エネルギー用コリメータで対応するコンセプトであり, それ以上のエネルギーに対して高エネルギー用コリメータで対応するようになっているためLEGPを通常使用している. しかし, 今回 ^{123}I の高エネルギー隔壁通過の影響を比較するためにHEGPによる実験も追加した.

線源放射能の測定にはALOKA製キュリーメータIGC-7を用いた.

2-2 エネルギースペクトルの収集について

本論文で検討対象となるエネルギースペクトルの収集方法を説明する. 収集は装置に用意されているエネルギースペクトル収集ソフトを用いる. これは2検出器同時にマルチチャンネルでヒストグラムを収集し, 一方の検出器でヒストグラムのピークカウントが1000カウントに達するまで収集が続けられる. 得られたマルチチャンネルのヒストグラムは装置ディスプレイに表示, 収集を終えると光電ピーク値が自動算出され画面に表示される. 次に収集時のジオメトリを説明する. 検出器にコリメータを装着し患者寝台をはさむように左右に対向させ, その中央位置にシリンジ線源をシールド装着のまま長手方向が検出器面に垂直となるように配置する(Fig. 1). このときシリンジは検査ベッドの上に発泡スチロール製の台に乗せ, 平らなシリンジシールドの鉛ガラス部分を下にして安定さ

せる. シリンジ線源にはニードル装着側(以下, ニードル側)とプランジャ装着側(以下, プランジャ側)の両側にシールドによる遮蔽がなされていない部分があり, ここから漏れ出すガンマ線を利用してエネルギースペクトルの収集を行う. 上記3核種では検査のために購入したものを用いて検査使用前にエネルギースペクトルの収集を行うが, 検定日時で111MBqの放射能を持つ場合, 使用前線源はより多い放射能を持つことになり, 装置取扱説明書記載の推奨放射能が37~111MBqとあるが, エネルギースペクトル収集時点ではその上限より多い放射能となる. しかしシリンジシールド装着状態ではニードル側とプランジャ側以外の放射線は遮蔽されており, 検出される放射線のカウントレートは目減りしエネルギースペクトル収集に適切なカウントレートになると期待される.

2-2-1 実験 1

基準となる光電ピーク値を得るためシールドに収めていない線源を用いるが, その放射能を決定するため, バイアル内に封入した製剤の放射能を変化させてエネルギースペクトルを収集し光電ピーク値を得た. また, あわせてシリンジシールド装着状態で得られるカウントがバイアル線源でどの程度の放射能に相当するかを調べるため, イメージングし画像カウントを測定した. 装置の配置はFig. 1のシリンジ線源のところにシールドに収めていないバイアルを配置した. イメージングについては後述する実験4に準じた.

2-2-2 実験 2

シリンジシールドを装着した線源を用いてFig. 1の線源配置でエネルギースペクトルを収集し光電ピー

Table 1 Relationship between source radioactivity (MBq), image counts, and difference for reference of photopeak values (keV)

(MBq)	(counts)	(*)	(MBq)	(counts)	(*)	(counts)	(*)	(MBq)	(counts)	(*)
318	622383	-9	643	495449	-4	269148	-5	699	868844	-5
142	438119	-5	463	448310	-2	215499	-4	463	778019	-3
120	388666	-5	292	333865	-2	145777	-2	361	698051	-3
96.0	331824	-2	202	247074	-1	102801	-2	253	557605	-2
75.9	270537	-2	185	221880	-1	93885	-1	181	436024	-2
38.0	145466	0	127	164487	0	67075	0	151	360967	-2
14.5	58964	0	102	137501	0	54357	0	145	347815	-1
8.3	37189	0	75.4	102972	0	40283	0	129	323124	-1
318	598894	-3	29.1	41580	0	16648	0	100	250761	0
142	329167	-1	10.8	16077	0	6876	0	52.1	138762	0
123	273722	-1	8.2	11882	0	5139	0	18.1	50884	0
96.0	217699	0						9.8	27827	0
78.1	177758	0								
36.4	86199	0								
14.9	36172	0								
8.3	22568	0								

(*) difference for reference of photopeak value (keV).

¹²³ I by LEGP	⁶⁷ Ga(93keV)	⁶⁷ Ga(185keV)	²⁰¹ Tl
¹²³ I by HEGP			

ク値を算出し基準の値と比較し妥当性を確認した。

2-2-3 実験 3

Fig. 1の線源配置で、線源配置角度を検出器に対してシリンジの長手方向を直角(以下、0度)から3度ずつ変化させてエネルギースペクトルを収集し光電ピーク値を算出、角度の影響を調べた。実験2, 3でエネルギースペクトルは3回収集し光電ピークは最頻値を採用した。また実験に用いた製剤放射能はそれぞれ検定日時で111MBqの放射能を持ち、各測定は納入日の午前中を想定しているの、納入日の午前9時にキュリーメータで測定した。各放射能は、²⁰¹Tlが181MBq、⁶⁷Gaが185MBq、¹²³Iが142MBqで、薬液量は²⁰¹Tlと⁶⁷Gaが1.5ml、¹²³Iが1.0mlである。なお製剤の検定時の放射能はメーカーの基準範囲内で偏差があることをご了承願いたい。

2-2-4 実験 4

シリンジ構造を踏まえると両側から放出される放射線の幾何学的状態が異なることが予想される。これを確認するため、シリンジシールドを装着した線源を用いてFig. 1に示す線源配置でシリンジシールドのニードル側、プランジャ側それぞれから漏れ出すガンマ線をイメージングし、画像からプロファイルカーブを作成した。マトリクスは128×128、ピクセルサイズ4.16mm、収集時間はカウントのオーバーフローを起こさないように30秒とした。この際メインウィンドウ20%と上下にサブウィンドウ8%を設定し各ウィンドウのイメージをそれぞれ取得した。プロファイルカーブは画像全面を対象に仮想スリットで得た。この画像は長方形で、長手方向128ピクセルに対し、短手方

向は94ピクセルである。仮想スリットの設定は、画像短手方向の94ピクセル分を平均しプロファイルの1点の値とし、長手方向128ピクセルでも同様に行いプロファイルを得た。また画像の全カウントを測定しニードル側とプランジャ側を比較した。

3. 結果

3-1 実験 1

放射能とイメージカウント、光電ピーク値の関係をTable 1に示す。値は検出器1のデータのみである。光電ピーク値は基準との差をもって示している。光電ピークは放射能が多いと基準の値を下回り、少ない放射能へと変化していくにつれ安定する傾向をみせている。さらに、推奨量より少ない放射能でも値は安定している。エネルギースペクトル収集はマルチチャンネルのヒストグラム上ピークカウントが1000カウントを得るまで続けられるので放射能が少ない場合は時間がかかるが、カウントを一定とするため統計誤差は線源放射能によらない。今回基準とした放射能は10MBq程度としたが、この設定に問題はないと考える。基準としたエネルギースペクトルをFig. 2に示す。ここでは上段が検出器1、下段が検出器2の結果で、検出器間で光電ピーク値が異なるが誤りではなく日常的にこの程度の違いがみられる。

3-2 実験 2

0度のシリンジ角度は正しい配置であるが、これで得られる光電ピーク値と基準の光電ピーク値は、²⁰¹Tl、⁶⁷Gaでは差がみられなかった。¹²³Iでは159keV、

Fig. 2 Energy spectrograms and photopeak values obtained using an unshielded low radiation source.

Fig. 3 Energy spectrograms and photopeak values for each angular position of a shielded syringe (^{201}Tl).

161keVとわずかな違いがみられた。

3-3 実験 3

シリンジ製剤の検出器に対する角度を変えて収集した核種ごとのエネルギースペクトルをFig. 3～5に示す。上段は検出器 1 でシリンジシールドのプランジャ側の結果、下段は検出器 2 でニードル側の結果となっている。なお検出器とシリンジの向きが逆の組み合わせでも実験を行っているが、傾向が同じなので上記組み合わせのみを示した。Fig. 2～5にみられる光電ピークの右側に記述してある値が光電ピーク値である。ここに示されるようにシリンジ製剤の角度に伴いエネルギースペクトルの形状が変化した。また光電ピーク値は変化を示す場合もあった。なお、これらエネルギースペクトルはディスプレイ表示ができる

のみで、装置から出力できず、ここに示す図はディスプレイをデジタルカメラで撮影した画像で、若干のひずみがあることをご了承願いたい。

3-4 実験 4

ニードル側、プランジャ側それぞれから漏れ出すガンマ線をイメージングした画像をFig. 6に、プロファイルカーブをFig. 7に示す。Fig. 7のサブウィンドウのデータは高エネルギー側のみを示した。 ^{67}Ga については93keVの画像と185keVの画像はほぼ同じ傾向であるため185keVのデータのみを示した。画像上ニードル側とプランジャ側に大きな差はみられないが、LEGPを使用した ^{123}I では高エネルギー側サブウィンドウの画像でニードル側、プランジャ側が明確に異なる画像であり、ニードル側でプランジャ側にはみら

Fig. 4 Energy spectrograms and photopeak values for each angular position of a shielded syringe (^{67}Ga).

Fig. 5 Energy spectrograms and photopeak values for each angular position of a shielded syringe (^{123}I).

Fig. 6 Images of the needle and plunger sides of a shielded syringe.

Fig. 7 Profile curve extracted from the images of a shielded syringe.

れないガンマ線の広がりが見られた。LEGPを使用した ^{123}I における高エネルギー側サブウィンドウでは、ニードル側でガンマ線の広がりが見られ、それ以外でもわずかにニードル側のガンマ線が広がっている傾向が示された。測定したカウントをTable 2に示す。LEGPを使用した ^{123}I ではニードル側とプランジャ側のカウントに有意な違いはないが、その他はプランジャ側のカウントが高い。プランジャ側の値を100%とすると ^{67}Ga では93keV, 185keVがそれぞれ92%, 97%となるのに対し ^{201}Tl では87%とその違いが特に大きい。

4. 考 察

シリンジ製剤のシリンジシールドはFig. 8に示すような構造をしており、ニードル側はプランジャ側より開口面積が狭い。この構造は製剤の違いによらず同一である。放射性医薬品はシールド内のガラス容器に納まっており、ニードル側ではシールドの端から6mmまで薬剤が存在するが、プランジャ側は薬液量に応じてシールドの端から離れた位置でとどまっている。実験3, 4の薬液量は ^{201}Tl と ^{67}Ga では1.5ml, ^{123}I では1.0mlであり、プランジャ側のシールドの端からそれぞれ32mm, 40mmの位置となる。この幾何学的構造のためニードル側から放出されるガンマ線は広い角度に向けて放射されるが、プランジャ側から放出されるガンマ線は狭い角度に指向性を持つことになる。

Table 2 Image count and its ratio for a shielded syringe

	needle side	plunger side
^{201}Tl	295326 (87%)	337986 (100%)
^{67}Ga 93keV	150324 (92%)	163784 (100%)
185keV	68565 (97%)	70482 (100%)
^{123}I (LEGP)	309634 (102%)	305031 (100%)
^{123}I (HEGP)	208039 (99%)	210149 (100%)

この状態をイメージするとコリメータ孔に沿って進行するガンマ線はイメージに現れるが、斜めに進行するガンマ線はコリメータ隔壁で遮蔽されてイメージに現れないので開口面積分のガンマ線がイメージに現れ、 ^{201}Tl , ^{67}Ga はプランジャ側のカウントがやや高くなっている。両側から放出されるガンマ線の幾何学的な違い故のカウントの違いを想定して実験4で確認したが、コリメータが装着された検出器を通して得られるイメージとしては大きな違いがない。

実験1で確認した放射能と光電ピーク値の関係より、正しい光電ピーク値を得るためには適した放射能、すなわち適したカウントレートでガンマ線が検出器に入射する必要があると思われる。使用前線源をシールド未装着で用いた場合の放射能では過剰なカウントレートとなり正しい値が得られないが、シール

Fig. 8 Structure of syringe shield.

Fig. 9 Relationship between image counts of shielded syringe and photopeak value based source activity.

ド装着の状態では遮蔽によってカウントが目減りし光電ピークを正しく得るのに適したカウントレートになっていると予想される。Table 1の値をグラフ化し多項式または直線近似から、Table 2のカウントを対応させて、シリンジシールド装着時の見かけの放射能を割り出すと、 ^{201}Tl では140MBq、 ^{67}Ga では137MBq、LEGPを用いた ^{123}I では88MBq、HEGPを用いた ^{123}I では93MBqとなり、実際の放射能より目減りしていることが分かる。 ^{123}I を例にすると、シリンジシールド装着線源で得られたHEGPの場合のイメージカウント値の210k countsは約90MBqに相当し、これを線源放射能と光電ピーク値との関係に照らし合わせると、光電ピーク値が安定した領域に収まっている。この考察をFig. 9に示す。

実験3の結果から ^{201}Tl と ^{67}Ga では基準の光電ピーク値と等しい値が得られていることから、本方法にてエネルギースペクトルを収集し光電ピーク値を得るこ

とはこれらについては妥当であるといえる。実験4では角度が大きくなると光電ピーク値には大きな影響を与えていない場合もあるがグラフには少しずつ変化がみられる。エネルギースペクトル収集時のシリンジ角度の許容範囲を示すならば影響が軽微な6度までと思われる。シリンジ両側からのガンマ線放出には幾何学的な違いがあり実験4のイメージカウントやエネルギースペクトルの光電ピークの高さから両側のカウントの違いがうかがえるが、得られた光電ピーク値には影響していないと思われる。しかしカウントの違いを少しでも是正するならばエネルギースペクトル収集途中でシリンジを180度方向転換することで可能である。 ^{123}I において、光電ピーク値がわずかに基準よりも低いが、 ^{123}I ではTable 1とTable 2を比較すると、正しい光電ピーク値を得るのに適したカウントレートよりも高いカウントレートであるためと思われる。またシリンジ角度を大きくし光電ピークが示されないほど

Fig. 10 Energy spectrograms and photopeak values for ^{123}I -radioactivity for each collimator.

Fig. 11 Images of the needle and plunger sides of a shielded ^{123}I -containing syringe with an HEGP collimator.

の角度配置としても、広いエネルギー範囲にわたってカウントが得られていること、またプランジャ側から放出される指向性を持ったガンマ線に、これほどまでに角度がつくとコリメータ孔に沿うものは存在しないであろうが、それでもカウントが得られている要因として考えられるのは、コリメータ隔壁をガンマ線が貫くペネトレーションの影響と思われる。 ^{123}I で多くペネトレーションを起こすのは529keVのエネルギーを持つガンマ線であるが、広いエネルギー範囲にわたってカウントを示すのは、このガンマ線が検出器にたどり着いてから生じる散乱線のためと思われる。このように光電ピークより高いエネルギーにおいてもカウントが得られていることが、サブウィンドウの高エネルギー側のイメージに現れており、ニードル側でカウントを示す部分が明らかに広がっているのはシリンジシールドの構造上、ニードル側からのガンマ線が広

角に放出されており、コリメータ孔に沿わないガンマ線はかなり遮蔽されているもののペネトレーションを起こして、いくらか広がりを持っているためと思われる。このように ^{201}Tl 、 ^{67}Ga にはない特徴であるシリンジ角度に対するエネルギースペクトルの変化の現れ方や、エネルギースペクトル上での広いエネルギー範囲にわたるカウントの底上げがみられることが、ペネトレーションの影響であると考え ^{123}I に対してHEGPを使用した実験も加えた。鉛隔壁の厚いHEGPは原理的にペネトレーションが少ないと考えられ、これを用いシリンジシールド装着の線源でエネルギースペクトルを収集するとFig. 10のようにLEGPの場合とは大きく異なり広いエネルギー範囲にわたるカウントの底上げがみられず、その光電ピーク値は基準値に等しくなった。またFig. 11に画像を示すがサブウィンドウの高エネルギー側のイメージにみられた広がりはいずれ

なかった。HEGPでは本方法にて正しい光電ピーク値が得られ、すなわち適したカウントレートに収まっていることがTable 1とTable 2の比較によって示唆される。あわせて前述の考察にも引用したFig. 9にも示されている。この違いは、コリメータ感度によるものか、ペネトレーションによるカウントの底上げが除かれたことによるかは区別できない。このように本方法で ^{123}I の正しい光電ピーク値を得るために、HEGPを使用することがより正確な方法と考えられる。このようにすると臨床で使用するコリメータとは異なる場合が生じるが、あくまでカウントレートに対する措置であり、臨床ではカウントレートが相対的に低いこともありLEGPでの撮像で不都合は生じないと考えている。

5. 結 論

シリンジシールド装着状態のシリンジ製剤を用いてエネルギースペクトルを収集、光電ピーク値を得ることは、おおむね妥当であると思われる。また ^{123}I の収集をLEGPで行う場合、基準値と若干の差異がみられたので、当装置において正確を期するにはHEGPの使用が推奨される。

おわりに

シリンジ製剤は現在2社から供給されている。以上いずれの検討も両社のシリンジについて行っているが、結果にメーカー間の違いが現れなかったため、示した図表はそのうち1社のシリンジを使用した場合に限定している。

参考文献

- 1) 医療法改正(平成19年4月1日施行予定)について. 日放技師会誌 2007; 54(3): 289-291.
- 2) 大西英雄, 松本政典, 増田一孝. 核医学検査技術学. オーム社, 東京, 2002: 173-189.
- 3) 橋本 宏, 深栖 一, 星野光雄, 他. JESRA X-51(ガンマカメラの性能測定法と表示法)の解説と関連規格との比較. 日放技学誌 1986; 42(4): 548-564.
- 4) 日本画像医療システム工業会. 日本画像医療システム工業会団体規格 JESRA X51*A (ガンマカメラの性能測定法と表示法). 東京, 1997.
- 5) 日本画像医療システム工業会. 日本画像医療システム工業会団体規格JESRA X67*A (ガンマカメラの性能の保守点検基準). 東京, 1998.
- 6) 利波紀久, 金尾啓右, 阿部欣二, 他. 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・検査技術専門委員会. デジタルガンマカメラおよびSPECT装置の定期点検指針. Radioisotopes 1998; 47: 427-434.
- 7) 宇戸朋之. 当院におけるガンマカメラユーザー点検. 日放技師会誌 2008; 55(6): 641-655.

図表の説明

- Fig. 1 エネルギースペクトル収集時の装置概観とジオメトリ
 Fig. 2 シールドを装着していない低放射能線源を用いたエネルギースペクトル図と光電ピーク値
 Fig. 3 シールド装着シリンジ製剤の角度ごとのエネルギースペクトル図と光電ピーク値(^{201}Tl)
 Fig. 4 シールド装着シリンジ製剤の角度ごとのエネルギースペクトル図と光電ピーク値(^{67}Ga)
 Fig. 5 シールド装着シリンジ製剤の角度ごとのエネルギースペクトル図と光電ピーク値(^{123}I)
 Fig. 6 シリンジシールド装着製剤のニードル側とプランジャ側のイメージング
 Fig. 7 シリンジシールド装着製剤のイメージから求めたプロファイルカーブ
 Fig. 8 シリンジシールドの構造
 Fig. 9 線源放射能とイメージカウントとの関係, および線源放射能と光電ピーク(基準値との差)の関係
 Fig. 10 ^{123}I における異なる放射能, コリメータごとのエネルギースペクトルと光電ピーク値
 Fig. 11 HEGPを使用した ^{123}I のシリンジシールド装着製剤のニードル側とプランジャ側のイメージング

Table 1 線源放射能とイメージカウント, および光電ピーク(基準値との差)の関係

Table 2 シリンジシールド装着製剤のイメージカウントと比