

医療用¹²⁵I密封小線源の線量及び放射能標準に関する調査研究

柚木 彰*

(平成17年11月10日受理)

A survey on the radiation exposure and activity standards of iodine-125 small sealed source for brachytherapy

Akira YUNOKI

1. はじめに

産業技術総合研究所(産総研)では放射能標準として国際度量衡局の校正能力一覧表(CMC)に73核種を登録しており、社会の様々な分野で使用されている放射性同位元素の大半は供給可能である¹⁾⁻⁵⁾。線量標準についても軟X線、中硬X線及び γ 線について標準供給を行い社会の要求に応じている⁵⁾⁻⁸⁾。また、将来にわたって社会の安全・安心を支えることが出来るよう、それら標準供給業務とあわせて継続的に線量、放射能及び中性子に係る新規標準の確立並びに既存標準の高度化に向けた研究開発を行っている。

放射性同位元素の国内流通量において近年大きな伸びを見せているのは¹²⁵Iの密封小線源である。2001年度に流通が途絶えた後、医療分野を中心に2003年度に9309個、2004年度には72022個と激増している⁹⁾。¹²⁵I密封小線源は前立腺がんの患部に埋め込むことで他の臓器の被ばくを抑えながら集中的に放射線を照射する有効な治療手段として知られており、米国においては15年の使用実績がある。手術が短期間で出来ること及び術後の生活の不便さが少ないことから、初期段階のがんに対して一般的な治療法となっている¹⁰⁾⁻¹¹⁾。2003年に放射線障害防止法令が改正になり、治療を目的とし体内に埋め込んだ¹²⁵I密封線源が規制から除外されるようになってその利用は大きく広まった。

そこで本調査研究では、放射線治療分野で大きな需要が見込まれる、前立腺がんに対する治療用¹²⁵I密封小線源に必要な、線量と放射能の同時校正の内容と産総研における標準確立に向けた課題について調査した結果を報告する。

* 計測標準研究部門 量子放射科

2. ¹²⁵I密封小線源と標準の必要性2.1 ¹²⁵I密封小線源

¹²⁵Iは半減期59日で軌道電子捕獲により¹²⁵Teに崩壊し、30keV付近のエネルギーを持った γ 線及びX線を発生する。この崩壊の頻度を測定するのが放射能測定である。一方発生した放射線が物質と相互作用した結果発生する、電荷量やエネルギーを測定するのが線量測定で、照射線量、吸収線量、カーマなどを対象とする。

埋め込み治療で使用される¹²⁵I密封小線源は、厚さ数十 μ mの薄い金属製容器に納められており、長さ数mm、直径1mm以下と非常に小さく、シード線源と呼ばれている。発生する放射線のエネルギーが低いために、容器における減弱が無視出来ず、また、線源容器の構造の影響を受けて線量の方向依存性が大きい。実際の治療では、1人の患者に約80個もの密封小線源を使用する。線源の埋め込み位置は、対象とするがんの形状に合わせて計算機による放射線治療計画システム(RTP: Radiotherapy Treatment Planning)を利用して決定するが、その際、基準位置での線量と吸収線量の方向特性データが要求される。基準位置とは線源の中央の点から軸に対して垂直に1cm離れた位置で、基準位置の線量には個々の線源について測定した空気カーマ率を入力する¹²⁾。方向特性は、米国において一定の条件を満足した線源については製造業者が型式ごとに吸収線量の方向特性を米国医学物理協会(AAPM: American Association of Physicists in Medicine)に登録する仕組みになっているので、その値を使用することが出来る。図1に基準位置と方向特性を示す¹²⁾。

2.2 標準の必要性

日本国内において過去の症例との比較や病院間での比

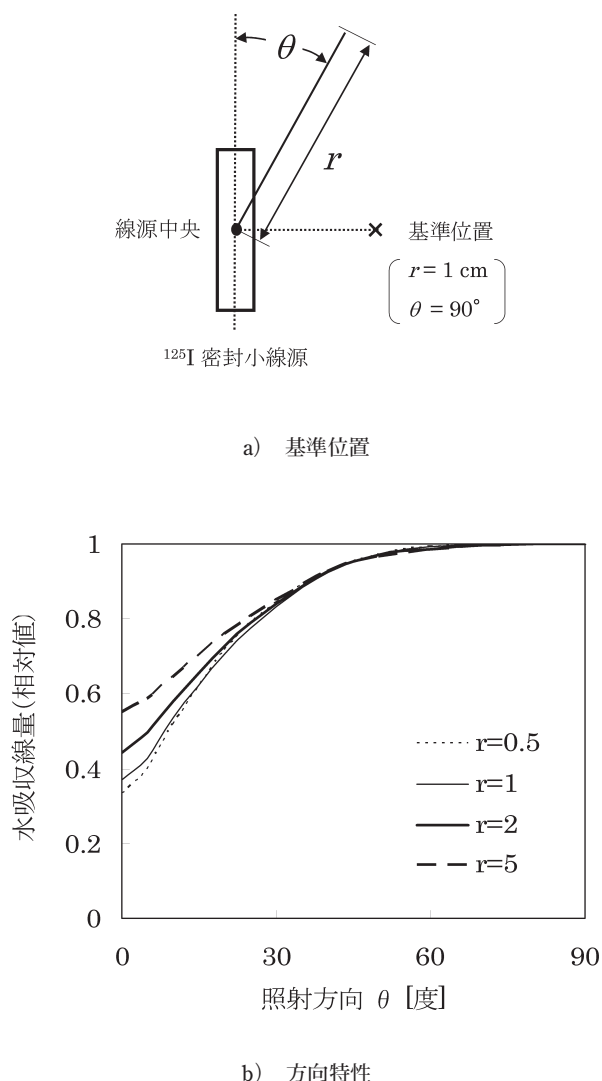


図1 a) ¹²⁵I 密封小線源の基準位置, b) 水吸収線量の方向特性の例¹¹⁾. 縦軸は線源の中心点から評価点までの距離 (r : cm) 毎に θ=90° で規格化している.

較, さらには外国との比較が出来るには, 吸収線量測定
の標準が統一されなければならない. 一般的な密封小線
源については吸収線量の標準的な測定方法が定められて
いる¹³⁾. ¹²⁵I 密封小線源についても, 財団法人癌研究会癌
研究所を中心とした国内医療機関において, 基準位置で
の空気カーマを用いて吸収線量の標準を統一しようとし
ており産総研もこれに協力している. しかし, 医療機関
の自主的な相互比較では限界があり, 且つ国際的な整合
性の維持の観点からも, 産総研において標準を確立する
ことが求められている.

3. 国内における標準供給の現状

現状の設備を使用した医療用¹²⁵I密封小線源の校正の限
界を見極めるために, 先ず国内における線量及び放射能
に関する標準の供給内容を調査した.

3.1 線量標準

軟X線及び中硬X線に対しては自由空気電離箱を, ⁶⁰Co
あるいは¹³⁷Csからのγ線に対しては空洞電離箱を使用し
て絶対測定を行い, 照射線量及び空気カーマの標準を供
給している¹⁴⁾⁻¹⁵⁾.

照射線量 X は空気の電離量で表した放射線の量で, X
線, γ線の照射により質量 dm の空気から発生した二次電
子によって電荷 dQ に相当する正負イオン対が発生した
場合に, 次の式で求めることが出来る.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{C/kg}] \quad (1)$$

空気カーマ K は空気との相互作用で発生した二次電子
の運動エネルギーの総和で表した放射線の量で, 照射線
量 X, 空気の W 値 W, 電気素量 e 及び二次電子が空気中
で制動放射によって失うエネルギーの割合 g を用いて,
次の式で求めることが出来る.

$$K = \frac{X \cdot W}{1 - g} \quad [\text{J/kg(=Gy)}] \quad (2)$$

線量標準の供給種別, 装置及びトレーサビリティにつ
いては図2に示す通りで, 二次校正機関を通して, 原子
力施設等の放射線モニタ, 放射線作業従事者の被ばく管
理モニタ, 医療機関で使用される線量計等の校正が行わ
れている. 以下に産総研で使用している測定装置に付い
て概説する.

(1) 自由空気電離箱

照射線量の定義に基づいた測定が出来るように, 有効
領域内で発生した二次電子が生み出す電離電荷をすべて
測定するよう工夫された構造を持つ電離箱である. すな
わちX線の照射方向については, 有効領域から出て行く
二次電子による電離電荷と有効領域外から有効領域に入
る二次電子による電離電荷が相殺するように二次電子の
飛程より大きな空間を確保している. また, それ以外の
方向に対しては有効領域内で発生した二次電子が電離箱
の壁や電極にぶつからないように, 壁や電極までの距離
は二次電子の飛程より長くし, 二次電子による電離電荷
がすべて収集出来るような構造としている. 通常, 有効
電離体積は軟X線用電離箱で 1 cm³ 以下, 中硬X線用で

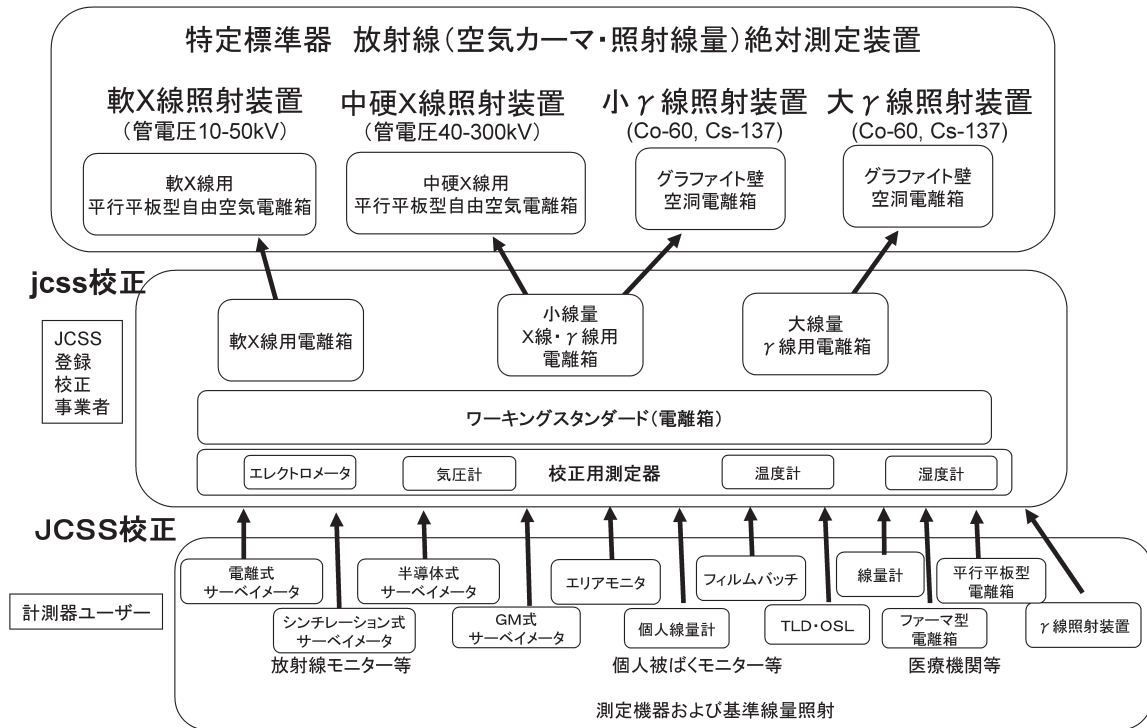


図2 産総研における線量標準の供給種別、装置及びトレーサビリティ

は数 cm³程度で、電流測定装置は暗電流が1×10⁻¹⁵ A以下であり、1×10⁻¹² Aを0.1%以下の再現性で測定可能である⁴⁾。

(2) 空洞電離箱

⁶⁰Coや¹³⁷Csからのγ線の測定に使用される電離箱である。これらのγ線による空気中の二次電子の飛程は数mにも達するため自由空気電離箱の適用は現実的でない。そこでグラファイト壁で囲まれた小体積の空洞を持つ電離箱が使用されている。この電離箱では、二次電子は主としてグラファイト壁から発生し、これらの二次電子によって空洞中の空気が電離される。電離イオン対の電荷量からブラッグ・グレイの原理に基づいて照射線量や空気カーマの値が得られる。産総研で線量標準設定に使用している電離箱のグラファイト壁の厚さは数mmで、有効体積は数cm³から40cm³程度である。

3.2 放射能標準

放射能の絶対測定法には同時計数法と直接法がある。同時計数法は壊変に際して複数の放射線を同時に放出する核種について適用可能であり、4πβ-γ同時測定装置及びサムピーク法を用いた井戸形NaI(Tl)シンチレーション検出器が該当する。直接法は放射線源から放出される

放射線を測定して、測定器の検出効率や吸収・散乱、あるいは原子核固有の特性による補正を行って放射能を求めようとするもので、加圧型電離箱、液体シンチレーションカウンタ、マルチワイヤ式荷電粒子測定装置、高純度ゲルマニウムγ線スペクトル測定装置、表面障壁型荷電粒子測定装置及び内部循環式比例計数管形が該当する。産総研では4πβ-γ同時測定装置を中心とするこれら放射能絶対測定装置群を目的に合わせて選択し、標準供給を行っている。供給種別、装置及びトレーサビリティについては図3に示す通りで、JCSS登録事業者である社団法人日本アイソトープ協会がJCSS校正を行っている。以下に産総研で使用する装置に付いて概説する。

(1) 4πβ-γ同時測定装置

線源を内包する形状の比例計数管によりβ線を測定し、NaI(Tl)シンチレータによりγ線を測定する。β線測定系から得られる計数率n_β、γ線測定系から得られる計数率n_γ、β-γ同時測定系から得られる計数率n_cにより、線源の放射能n₀は次の式で求めることができる¹⁶⁾⁻¹⁷⁾。

$$n_0 = n_\beta \cdot \frac{n_\gamma}{n_c} \tag{3}$$

同時計数法の特徴として測定器の検出効率、線源の自

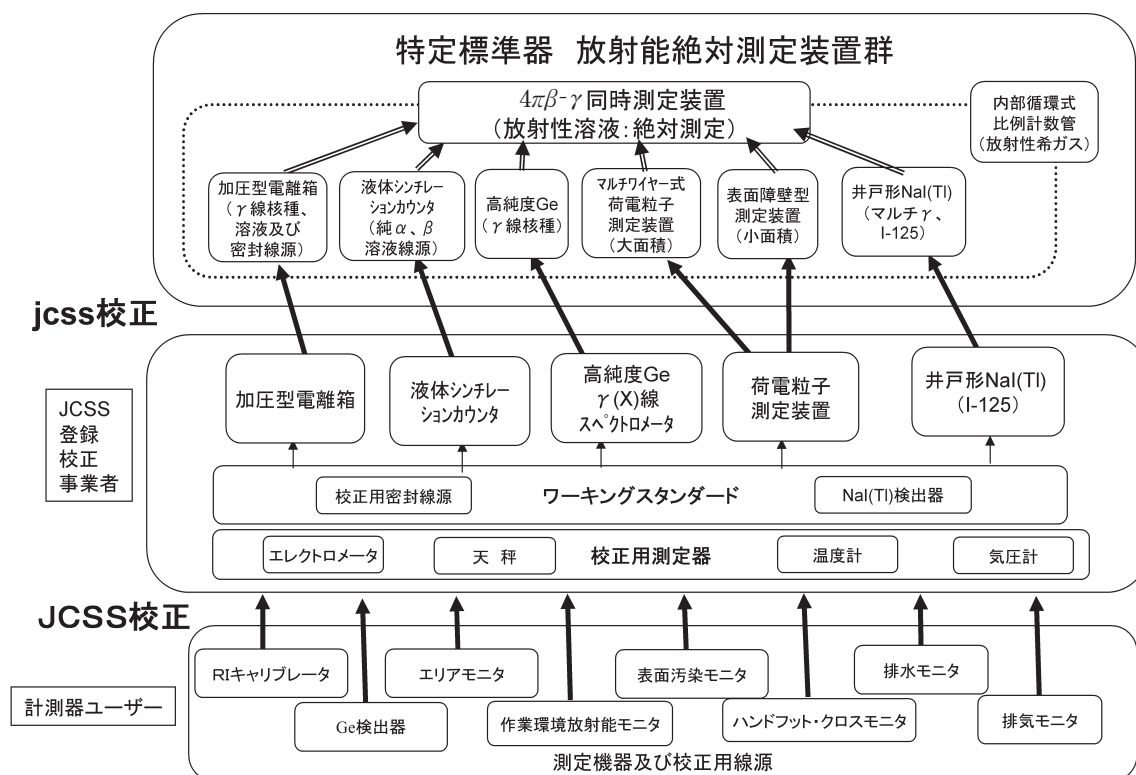


図3 産総研における放射能標準の供給種別、装置及びトレーサビリティ

己吸収,あるいは崩壊の分岐比の影響を受けずに崩壊率の絶対測定が出来るため,放射能標準の最上位の測定システムとしている.ただし測定可能な核種,線源強度,大きさ等に限られることから,直接法を用いて標準供給範囲を拡大している.β線の代わりにα線又はX線との同時測定も行われる他,既知放射能濃度のβ-γ放出核種と混合することにより,β線のみを放出する核種の測定も可能である.

(2) 井戸形シンチレーション検出器

井戸形NaI (Tl) シンチレーション検出器の出力にサムピーク法を適用して,¹²⁵Iの放射能絶対測定を行っている.

¹²⁵Iは軌道電子捕獲により¹²⁵Teに崩壊する.軌道電子捕獲で空いた電子軌道には外殻電子が遷移し,K-X線として27keVまたは31keVのX線を放出する.崩壊後励起状態にある¹²⁵Teが基底状態に落ちる際に35.5keVのγ線を放出するが,その大半は核外の起動電子にエネルギーを与え内部転換電子として放出する.すると空いた軌道に再び外殻電子が遷移し,K-X線としてやはり27keVまたは31keVのX線を放出する.そこでNaI (Tl) シンチレータからの発光量を測定すると,軌道電子捕獲で発生した

K-X線のみを検出する場合,γ線または内部転換電子放出に伴うK-X線のみを検出する場合と,それらを同時に検出する場合がある.片方のみを検出した場合の発光量はほぼ同じなので,そのスペクトルは図4のように片方のみを検出した場合(シングルピーク)と,同時に検出した場合(サムピーク)の2つのピークを持つことになる.

この時,それぞれのピークの計数率をそれぞれ N_s, N_c ,とし,エネルギーが若干異なるγ線やX線に対するNaI (Tl) シンチレータの検出効率が同じであると仮定して,軌道電子捕獲に伴って放出されるK-X線の放出確率を P_1 ,35.5keVγ線の放出確率と内部転換電子放出に伴うK-X線の放出確率の和を P_2 とすると,線源の放射能 n_0 は次の式により求めることができる¹⁷⁾⁻¹⁸⁾.

$$n_0 = \frac{P_1 \cdot P_2}{(P_1 + P_2)^2} \cdot \frac{(N_s + 2N_c)^2}{N_c} \quad (4)$$

この方法は線源容器や検出器窓による吸収に無関係に放射能が測定出来る利点があるが,波高スペクトルを利用するため高計数率測定が出来ず,校正範囲上限は0.2 MBq程度である.

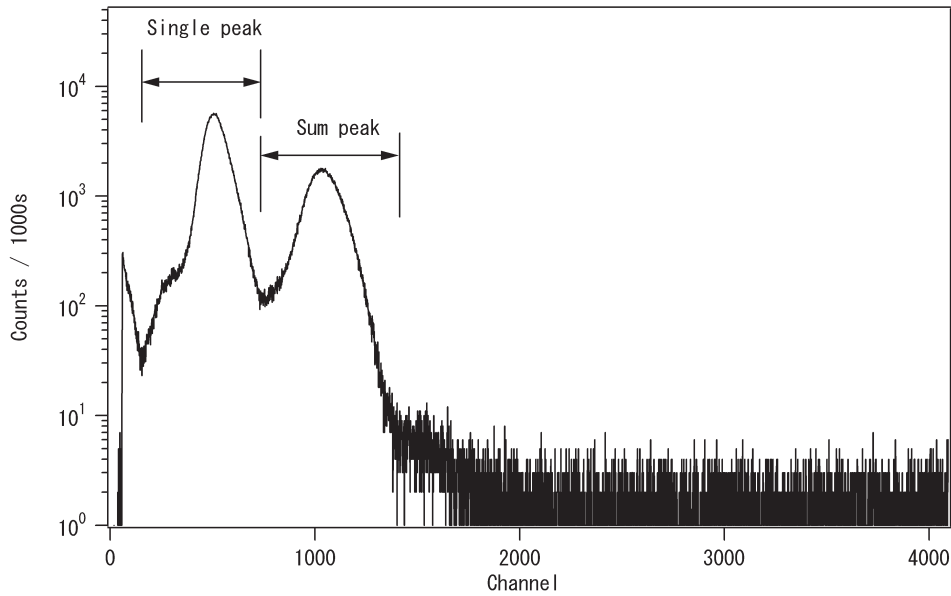


図4 井戸形NaI(Tl)シンチレーション検出器で測定した¹²⁵IからのX線及びγ線の波高スペクトル。左側のピークがシングルピーク、右側のピークがサムピークである。

(3) 加圧型電離箱

片端が閉じた二重円筒容器に窒素ガスやアルゴンガスを封じ込め電離箱とし、γ線による電離電流を測定する。電離箱本来の特性として安定性が高く、ダイナミックレンジも5桁を超える。またこの加圧型電離箱では線源を二重円筒容器内側の井戸に置くため、立体角は4πに近く、線源位置や溶液量の影響も受けにくい。γ線放出核種の放射能校正に使用している。

(4) 高純度ゲルマニウムγ線スペクトル測定装置

高純度ゲルマニウム結晶に測定対象核種からのγ線を入射させて発生する電荷をパルス測定することにより、γ線のエネルギースペクトルが求められる。スペクトルピーク面積から放射能を求めるため電離箱ほどの再現性はないが、電離箱では測定出来ない放射能の小さい線源を測定出来る他、不純物核種の定量にも使用している。

(5) 液体シンチレーションカウンタ

線源を液体シンチレータに混ぜシンチレーション光を測定する。立体角は4πで、他の検出器では入射窓で吸収されてしまうような低エネルギーのβ線まで測定可能である。低エネルギーβ線放出核種や、β線のみを放出する核種の放射能測定に使用している。

(6) マルチワイヤー式荷電粒子測定装置

多線式で有効面積が大きい比例計数管である。各電極線近傍の高電場によるなだれ増殖で高い利得を得、面状の放射線源の表面から2π方向に放出されるα線及びβ線

の全表面放出率の測定が可能である。面線源の表面放出率校正に使用している。

(7) 表面障壁型荷電粒子測定装置

シリコン結晶にα線あるいはβ線を入射させ発生する電荷をパルス測定することにより、線源からの表面放出率を校正する際に使用している。また、あらかじめ放射能面密度が分かっている同一形状線源との比較測定により放射能面密度を求める際にも使用している。

(8) 内部循環式比例計数管

あらかじめ正確に体積を求めた比例計数管を対象とする放射性ガスを通してパルス計数を行う。長さの異なる比例計数管を5本接続して測定し、管の両端部における検出効率の非一様性の補正を行っている。放射性ガスの放射能濃度の校正に使用している。

3.3 現有設備による¹²⁵I密封小線源の校正

埋め込み治療で使用される¹²⁵I密封小線源の放射能は1個あたり10 MBq程度である。図5に示すように、産総研の軟X線用の自由空気電離箱を利用した場合を想定し、線源から規定面までを50 cm、電離箱の有効体積を1 cm³として計算すると、出力電流は10⁻¹⁷A程度となり測定は困難である。

放射能については、井戸形NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いたサムピーク法による放射能測定の上限は高々0.2MBqであるため、埋め込み治療で使用される線

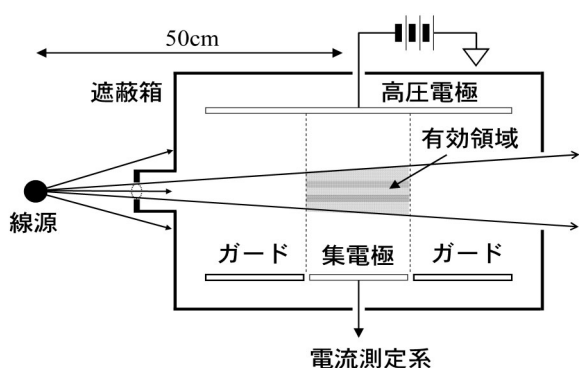


図5 産総研の軟X線用自由空気電離箱で¹²⁵I線源からのX線及びγ線による空気カーマ率を測定するための装置構成

源の放射能10 MBqはそのままでは校正出来ない。また、加圧型電離箱を用いた相対測定により放射能の校正を行う場合は線源容器の影響のため、極めて大きな不確かさが生じる。

4. ¹²⁵I 密封小線源の標準供給例

前節より現状の校正設備で埋め込み治療で使用される¹²⁵I密封小線源の線量及び放射能の校正は困難であることが分かった。このうち線量については米国NIST及び英国NPLにおいて先行した取り組みがなされていたので、それらの標準供給方式について調査した。放射能については、製品として組み上がった¹²⁵I密封小線源の校正に特化した新たな手法が見当たらなかったため、産総研独自に開発する必要がある。

4.1 NISTでの取り組み

(1) 標準供給の方法

NISTは現時点において埋め込み治療用の¹²⁵I密封小線源の空気カーマ率の標準供給を行っている唯一の機関である。20年以上前から標準供給を行っており^{19) - 20)}、現在の校正能力は線源から1mの距離に換算した空気カーマ率で $1.4 \times 10^{-10} \sim 2.8 \times 10^{-8} \text{ Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ の範囲について、拡張不確かさ(k=2)2%である¹⁾。X線の国家標準を使用して空気カーマ率で校正した、密封小線源校正専用の電離箱を維持しており、この電離箱を用いて¹²⁵I密封小線源の基準位置での空気カーマ率を校正している。当初は有効体積5.5 cm³の比較的小型の電離箱を使用していたが、1999年に有効体積704 cm³の大型電離箱に変更して感度を100倍高めた²⁰⁾。NISTで使用されている大型電離箱の概略を図6に示す。線源から規定面までの距離は30cmで

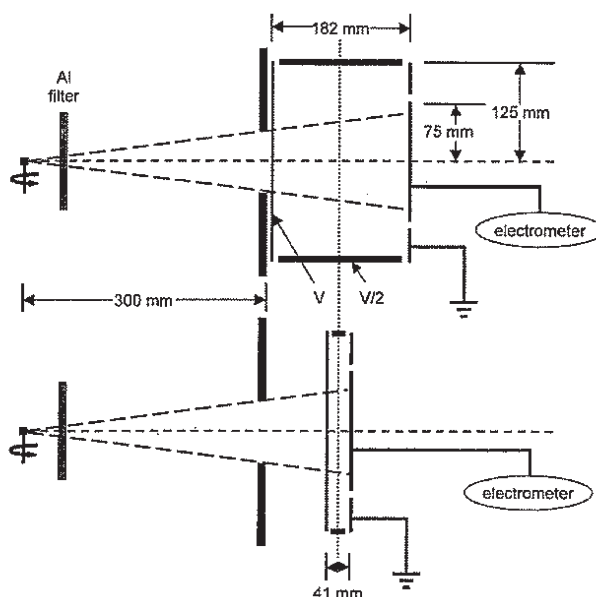


図6 NISTで¹²⁵I密封小線源を校正するために使用されている電離箱²¹⁾。電極による散乱を評価出来る様に電極間隔は可変である。上段は電極間隔が182mmの場合、下段は電極間隔が41mmの場合。

使用し、検出器外形は底面の半径125 mm×高さ182 mmの円筒形をしており、入射窓がカソードの役割を果たし、検出器の有効領域を挟んだ反対面をガード電極で囲んだアノードとしている。カソード・アノード間距離は41 mmから182 mmまで可変で、散乱の影響を評価出来るようになっている。線源と電離箱の間にはアルミ板を挿入し、¹²⁵I線源及び線源容器からの低エネルギーX線が電離箱に達しないようにしている。また測定中は線源の長軸を中心に回転させ、線源容器の壁の吸収等による空気カーマ率の非等方向性が測定に影響しないようにしている。さらに²⁴¹Amからのγ線を照射して経時変化を確認し、測定に際しては圧力や温度の他様々な補正を行っている。表1にNISTで使用されている補正項目及び不確かさ要因を示す²¹⁾。不確かさ要因の中ではアルミ板における減衰の不確かさが最も大きく、その他、線源と電離箱の間の距離の不確かさ及び空気による減衰の不確かさの影響が大きい。

(2) トレーサビリティ

NISTにおいて基準位置における空気カーマ率で校正された¹²⁵I密封小線源を用いて、AAPM-ADCL (AAPM-Accredited Dosimetry Calibration Laboratory / AAPMが認定した認定校正機関)において各医療機関が保有する井戸形電離箱を空気カーマ率で校正している。各医療機関では校正された井戸形電離箱を使用して¹²⁵I密封小線源

表1 補正項目及び不確かさ(k=1)の積み上げ²¹⁾

項目	内容	相対不確かさ (k=1) [%]	
		Type A	Type B
$I_{net,diff}$	正味の出力電流	S (注 1)	0.06
W/e	W 値		0.15
ρ_o	空気の密度		0.03
d	線源から規定面までの距離		0.24
V_{eff}	電離箱の有効体積	0.11	0.01
k_{decay}	半減期補正		0.02
k_{sat}	電離箱での再結合補正		0.05
k_{foil}	アルミフィルターでの減衰補正		0.61
$k_{att-WAFAC}$	規定面から電離箱までの空気の減衰補正		0.08 (注 2)
k_{att-SA}	線源から規定面までの空気の減衰補正		0.24
$k_{inv sq}$	線源の広がり補正		0.01
$k_{humidity}$	湿度補正		0.07
$k_{int-scatt}$	電離箱内で散乱して測定にかかる X 線、 γ 線の補正		0.07
k_{stem}	線源支持具の散乱補正		0.05
k_{elec}	電離箱内での二次電子の損失の補正		0.05
k_{pen}	入射窓棒透過の補正		0.02
$k_{ext-scatt}$	電離箱外で散乱して測定にかかる X 線、 γ 線の補正		0.17
小計		$(S^2+0.11^2)^{1/2}$	0.754
総計		$(S^2+0.762^2)^{1/2}$	

注1：正味の平均出力電流の標準偏差

注2：参照日から15日以内の場合

を校正し、保有する他の井戸形電離箱を校正して臨床に供することで、国家標準へのトレーサビリティを確保している。校正に際しては線源位置のずれが不確かさの大きな要因になるので、専用の線源保持具が用意されている。

¹²⁵I密封小線源を安全に使用するためには、安定した品質の製品が供給され続けなければならない。そのため新しい型式の線源を販売する際には販売前に、販売開始後は6ヶ月を超え1年を超えない期間、あるいは必要に応じて、NIST及びADCLにおいて線源の再測定と相互比較を行い、製品品質が維持されていることを確認している²²⁾⁻²⁴⁾。

4.2 NPLでの取り組み

英国では1995年より密封線源の埋め込み治療が行われている。当初¹²⁵I密封小線源の標準供給がなされず、治療前の確認としてNISTトレーサブルの井戸形電離箱で空気カーマ率を測定していた。現在でもCMCリスト

には掲載されていないが、米国とは形状が異なる大型の電離箱を使用し²⁵⁾⁻²⁶⁾、空気カーマ率で校正した¹²⁵I密封小線源を介して、井戸形電離箱を校正している。¹²⁵I密封小線源の空気カーマ率による校正の拡張不確かさは5.6% (k=2)と見積もられている。日本と同様に¹²⁵I密封小線源は国内で生産されていないため米国製を購入しており、NISTトレーサブルな校正値と不確かさの範囲で一致することが確認されている。

5. 産総研における標準確立に向けた課題

前節で紹介した標準供給の実施例を参考に産総研における¹²⁵I密封小線源についての標準確立に向けた課題を検討し、次に示す課題を抽出した。

- ・¹²⁵I密封小線源の校正のためには有感体積の大きい、密封小線源専用の電離箱を開発する必要がある。
- ・基準位置での空気カーマ率と吸収線量を正しく関係

付けるために線源の方向特性データを揃える必要がある。

- ・医療現場に供される線源の荷姿を考慮して、線源が複数ある場合の並べ方に応じた補正係数を定める必要がある。
- ・放射能について現実的な校正方法を確立する必要がある。

以下それぞれの課題について述べる。

5.1 密封小線源専用の電離箱

現在流通している¹²⁵I密封小線源の放射能は1個あたり10-30 MBqであるので、10 MBqまで校正出来る電離箱の有効体積を計算する。校正の不確かさを確保するために必要な電離箱の出力電流を 1×10^{-13} Aとすると、線源から電離箱の中心までを30 cmとして、標準状態の空気で約3000 cm³が必要となる。

対象とする放射線のエネルギーが30keV程度と小さく、必要な体積も大きいので空洞電離箱は使用できない。一方、自由空気電離箱方式にした場合は、奥行きを大きくすると放射線の減衰の補正が大きくなるため、線源から見た立体角を大きく取るような形状になる。すると照射野内に電界補正用の補助電極を設置することになり、散乱や吸収により正しい測定が出来なくなる。対策としてNISTのような両端に電極を設けた円筒形の電離箱とする案が考えられる。この場合、両端に電極があるので自由空気電離箱とは言えなくなるが、NISTのように電極間隔を可変にすることで吸収・散乱を評価出来る。また、照射野から出て行く二次電子による電離量の測定のために、照射野の外側に電子の飛程である2cm以上の有感領域を設ける必要性も検討しなければならない。

5.2 方向特性

¹²⁵I密封小線源の方向特性を評価するためには小形の放射線測定器を線源の周囲を移動させながら測定する。米国の場合は二次校正機関であるAAPM-ADCLが¹²⁵I密封小線源からの線量の方向特性を管理しているので、NISTは方向特性を考慮する必要はなく、基準位置での空気カーマ率を標準供給すれば良いのだが、AAPM-ADCLに相当する作業を行う機関がない日本では、基準位置での空気カーマ率と吸収線量を正しく関係付けるための裏づけデータを揃える必要がある。そこでAAPM-ADCLから線源製造者の設計変更や製造方法の変更等に関連する情報を入手出来る仕組みを構築するとともに、¹²⁵I密封小線源の方向特性を測定し、AAPM-ADCLで管理している方向特性との整合を確認しなければならない。

5.3 複数線源個の測定

空気カーマで校正した¹²⁵I密封小線源を用いて井戸形電離箱を校正する際には、線源の固定ジグを使用するなどして線源位置の再現性を確保しなければならない。線源の製造者が装着の便利さを考慮して滅菌状態で5個あるいは15個の線源を並べて包装している製品を使用することが多いので、複数個の線源に対して空気カーマ率を測定出来るほうが便利である。しかしエネルギーが小さいため、並んだ線源による吸収が無視出来ず、測定値はそれぞれの線源の空気カーマ率の和よりも小さくなる。そこで線源の配置に応じた補正係数を参照出来るようにすれば、現場の利用における利便性が高まる。

5.4 放射能校正方法の確立

サンプイク法にて供給出来る放射能は高々0.2 MBqである。一方、井戸形電離箱を用いて¹²⁵Iの放射能を精度良く測定するためには数MBqが必要であるため、絶対校正をした線源を用いて井戸形電離箱を校正することは出来ない。対策として先に井戸形電離箱を使用して出力電流を測定して、¹²⁵Iの放射能が約10分の1まで減衰するのを待って、サンプイク法で放射能の絶対測定を行う方法が考えられるが、それ以外にも線源容器の影響を試験で求め井戸形電離箱で放射能を正確に校正する方法や、高速のシンチレータを使用したサンプイク法の可能性も検討していきたい。

その他の課題として、今後の需要拡大に備えて二次校正機関における校正システムの確立等が残されているが、それらの課題を解決した結果として成立するトレーサビリティ体系を図7に示す。軟X線標準施設に¹²⁵I密封小線源専用の電離箱を持ち込んで30keV辺りのX線で校正し、その電離箱で¹²⁵I密封小線源を空気カーマ率で校正する。そして校正された¹²⁵I密封小線源を仲介にして、二次校正機関あるいは医療機関が保有する井戸形電離箱を校正する、というトレーサビリティの連鎖が成立する。国際整合についても¹²⁵I密封小線源を仲介にした国際比較による整合性確認が可能である。

¹²⁵I密封小線源の他にも、同じ用途でもっと進行の速いがんに対して使用される¹⁰³Pd密封小線源の線量標準や、末期がん患者の疼痛緩和を目的に投与される⁹⁰Y等の純β線源の吸収線量による校正方法の確立なども求められており、自部門における新規標準供給の進展を睨みながら^{27)~32)}、医療分野の動向に対応して標準供給に向けた研究・開発が必要である。

さらに、現在NISTやNPLで校正出来るのは基準位置での空気カーマ率であり、¹²⁵I密封小線源から放出される

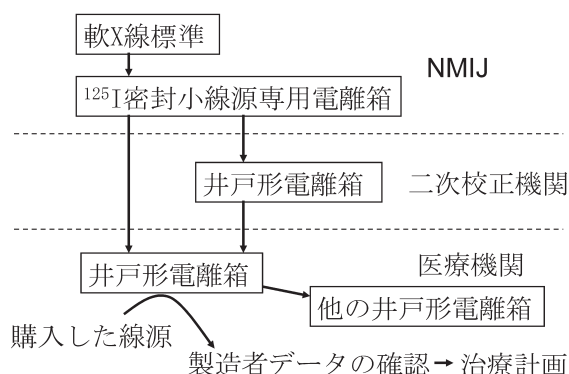


図7 目標とする医療用¹²⁵I密封小線源の国内トレーサビリティ体系

放射線の総和による空気カーマ率ではない。従って将来的には、線源からの放射線による組織の吸収線量が校正出来る様な検出器の開発も視野に入れておかなければならない。

6. まとめ

一昨年から需要が激増している¹²⁵I密封線源の主な用途である、前立腺がんに対する¹²⁵I密封小線源の埋め込み治療で求められている、線量と放射能の校正に関わる課題を調査した。その結果、治療で使用される¹²⁵I密封小線源に特化した校正が必要であること、そのためには軟X線標準にトレーサブルな大容積電離箱の開発と、¹²⁵I密封小線源の方向特性の確認が必要であることが分かった。また、井戸形電離箱の校正については線源配置の評価が必要であることが分かった。これらの課題を解決することで¹²⁵I密封小線源を用いたがん治療の症例比較の高精度化を実現し、がん治療技術の向上の一助となし、社会への貢献が出来るよう努力していくつもりである。

謝辞

本調査研究を進めるにあたり、財団法人癌研究会癌研究所 物理部の伊藤彬博士には医療現場における¹²⁵I密封小線源標準の必要性についてご教示を賜りました。ここに感謝いたします。量子放射科長工藤勝久博士、放射能中性子標準研究室長松野良穂博士、放射線標準研究室高田信久博士及び納富昭弘博士、並びに量子放射科の皆様には終始ご指導、ご助言を賜りました。ここに感謝いたします。

参考文献

- 1) BIPM : Calibration and Measurement Capabilities of National Metrology Institutes, <http://kcdb.bipm.org/appendixC>, last accessed November 7, 2005
- 2) 河田燕, 由良治: 放射線標準の現状と今後の課題, 電子技術総合研究所彙報, 47-9,10 (1983) 797-814
- 3) 山田崇裕, 松野良穂: 計量法に基づく放射能標準のトランスファ, RADIOISOTOPES, 52 (2003) 98-110
- 4) 松野良穂: 放射線標準, RADIOISOTOPES, 54 (2005) 395-405
- 5) 松野良穂, 高田信久: 放射線・放射能標準のトレーサビリティ, RADIOISOTOPES, 53 (2004) 107-113
- 6) 松本健, 加藤朗: 中硬X線照射線量標準, 電子技術総合研究所彙報, 38-6,7 (1974) 251-263
- 7) 松本健, 直井次郎: 中硬X線照射線量標準の再設定, 電子技術総合研究所彙報, 47-9,10 (1983) 822-845
- 8) 黒澤忠弘, 高田信久, 小山保二, 加藤昌弘: γ 線空気カーマ標準の設定, 産総研計量標準モノグラフ報告, 7 (2005) 208
- 9) 社団法人日本アイソトープ協会: アイソトープ等流通統計2005, Isotope News No.615 (2005) 38-56
- 10) 高橋豊, 山下孝: ¹²⁵Iシード線源永久挿入療法による前立腺癌治療 RADIOISOTOPES, 53 (2004) 645-655
- 11) 広川裕: 米国における¹²⁵I組織内照射の現状と将来, 臨床放射線, 47-2 (2002) 289-298
- 12) Mark J. Rivard, et al.: Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Med. Phys. 31-3 (2004) 633-674
- 13) 日本医学物理学会: 放射線治療における小線源の吸収線量の標準測定法 (通商産業研究社, 2003) 77-80
- 14) 高田信久, 小山保二, 黒澤忠弘: 空気カーマ標準の設定, 産総研計量標準報告, 1-2 (2003) 439-442
- 15) 納富昭弘: 軟X線標準場の概要と高品質化に関する調査研究, 産総研計量標準報告, 2-4 (2004) 627-632
- 16) P. J. Campion : The standardization of Radioisotopes by the Beta- Gamma Coincidence Method Using High Efficiency Detectors, Int. J. Appl. Radiat. Isotopes, 4 (1959) 232-248
- 17) NCRP report No.58 : A HANDBOOK OF RADIOACTIVITY MEASUREMENTS PROCEDURES (National Council on Radiation Protection and Measurements, 1978)
- 18) J. S. Eldridge, P. Crowther : Absolute Determination

- of ^{125}I on Clinical Applications, *Nucleonics*, 22- 6 (1964) 56- 59
- 19) T. P. Loftus : Exposure Standardization of Iodine- 125 Seeds Used for Brachytherapy, *J. Res. Natl. Bur. Stand.* 89- 4 (1984) 295- 303
- 20) *Natl. Bur. Stand. (US)* , Spec. Publ. 250- 19 (1988) 21- 38
- 21) Stephen M. Seltzer, Paul J. Lamperti, Robert Loevinger, Michael G Mitch, James T. Weaver, and Bert M. Coursey : New National Air- Kerma - Strength Standards for ^{125}I and ^{103}Pd Brachytherapy Seeds, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* 108 (2003) 337- 358
- 22) L. A. DeWerd, et al. : Procedures for establishing and maintaining consistent air-kerma strength standards for low energy, photon - emitting brachytherapy sources: Recommendations of the Calibration Laboratory Accreditation Subcommittee of the Association of Physicists in Medicine, *Med. Phys.* 31- 3 (2004) 675- 681
- 23) D. E. Mellenberg, Jr, R. W. Kline: Verification of manufacturer - supplied ^{125}I and ^{103}Pd air - kerma strengths, *Med. Phys.* 22- 9 (1995) 1495- 1497
- 24) G. J. Kutcher, et al. : Comprehensive QA for radiation oncology : Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21- 4 (1994) 581- 618
- 25) M. Baker, G. A. Bass, M. J. Woods: Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibration for ^{125}I seeds used for prostate brachytherapy, *J. Appl. Radiat. Isotopes*, 56 (2002) 321- 325
- 26) M. J. Woods, et al : ^{192}Ir brachytherapy sources: Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator, *Nucl. Instr. and Meth. A*312 (1992) 257- 262
- 27) 佐藤泰：放射能標準と遠隔校正技術に関する調査研究，産総研計量標準報告，2-1 (2004) 141- 145
- 28) 原野英樹：中性子フルエンス標準に関する調査研究，産総研計量標準報告，2-4 (2004) 587- 592
- 29) 加藤昌弘： β 線吸収線量標準の開発と設定に関する調査研究，産総研計量標準報告，3-4 (2005) 633- 641
- 30) 佐藤泰，松野良穂，柚木彰，山田崇裕：放射能測定装置の遠隔校正システムの開発，*原子力 eye*，51- 6 (2005) 60- 63
- 31) 齋藤則生：放射線の標準とその展望，*放射線化学*，80 (2005) 21- 27
- 32) 高田信久，黒澤忠弘，納富昭弘：産業技術総合研究所における線量標準の設定，校正，今後の計画，*日本放射線技術学会誌*，掲載予定