

	施設名	サイクロトロン	設置年 (更新状況等)	PET 装置 (参考)
24	先端医学薬学研究センター	SHI CYPRIS HM18	1999	GE ADVANCE
25	国立がんセンター東病院	SHI CYPRIS HM12	2000	GE ADVANCE
26	西台クリニック画像診断センター	SHI CYPRIS HM18	2000	POSICAM-HZL
27	横浜市脳血管医療センター	JSW BC2010N	2001	
28	横浜市立大学附属病院	IBA CYCLONE18/9	2001	
29	中部療護センター	SHI CYPRIS HM18	2001	
30	名古屋共立病院 (名古屋放射線診療クリニック)	IBA CYCLONE10/5	2001	
31	三重大学医学部附属病院	IBA CYCLONE10/5	2001	
32	藤元病院	SHI MINITRACEH10	2001	GE ADVANCE
33	厚地病院 PET センター	SHI CYPRIS HM18	2002	ECAT ACCELL
34	仁科記念サイクロトロンセンター	SHIMADZU MCY-1750		SET-1400W
35	名古屋大学医学部附属病院	JSW BC2211		SET-1400W
36	兵庫県立高齢者脳機能研究センター	NKK OSCAR		SET-1400W
37	国立国際医療センター	JSW BC2010N		
38	国立精神・神経センター武蔵病院	NKK OSCAR		ECAT EXACT HR

「医療機関における使用済放射線源及び診療用放射性同位元素の管理合理化
等のあり方に関する研究」（H12－医薬－006）

分担研究報告

分担課題 歯科領域における放射線源の保守管理の現状と在り方
分担者 佐々木武仁
所属 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科口腔放射線医学分野
研究協力者 加藤二久 東京都立保健科学大学放射線科学部

研究要旨

X線装置の質的保証はX線診断の質的保証プログラムの主要な要因であるが、このことを実施するには、精度の高い線量計、X線管電圧測定、線質変動の測定装置が必要である。しかし、多くの医療機関にはそのような高価な設備が無く、また定期的業務として対応するための専門的技術、人的因子にも問題があることが指摘されている。このような背景から、X線装置の質的保証には信頼性が高く、簡便で、しかもコストパフォーマンスの高いX線の線量と線質の測定法の確立が重要と考えられる。

我々は、我が国で開発された蛍光ガラス線量計素子をX線装置の質的管理に応用することを検討してきた。その結果郵送方法による、蛍光ガラス線量計を用いる口内法X線装置の出力測定とX線の半価層測定では、現在行われている商業サービス方法をそのまま適用すると、出力測定の誤差は許容範囲であったが、半価層測定では大きな誤差が生じるなどの問題点が明らかにされた。本研究では、この問題を解決するため、新たな補正法を考案した。その結果、1mm Al フィルターの有無による透過X線に対する蛍光ガラス線量計の読み値比を用いる補正法により、X線装置の出力測定は変動係数 (CV) 3% 以内、半価層測定は、半価層 1.36-2.71 mmAl に対して標準偏差が0.1 mm Al で、極めて信頼性の高いことが明らかになった。この方法は、歯科口内法撮影用X線装置のみならず、すべての診断用X線装置の質的管理に応用可能と考えられる。

<キーワード>

X線装置、質的保証、蛍光ガラス線量計、線量、半価層、口内法撮影用X線装置

A. 研究目的及び必要性

放射線診療における防護の最適化を図ることの重要性は広く認識されているものの、それを日

常業務として実施することは容易ではないことも同時に良く知られている。ICRP は防護の最適化を達成するために、すべての医療機関に対して放射線診療の質的保証プログラムを確立しておくことを求めている^{1,2)}。質的保証プログラムの主要な要因である、X線装置の質的保証もICRP が勧告しているとおりに、医療機関の責任において実施されなければならないが、現実には主として装置の製造業者による保守管理サービスに依存するところが大きく、この場合装置の故障が無い程度の変動は見逃されてしまいがちである。このことには多くの要因が関与しているが、中でも重要な要因はX線装置の質的保証には、精度の高い線量計、X線管電圧測定、線質変動の測定装置が必要であることが挙げられる。しかし、多くの医療機関にはそのような高価な設備が無いこと、また定期的業務として対応するための専門的技術、人的因子に問題があることが指摘されている。このような背景から、X線装置の質的保証には信頼性が高く、簡便で、しかもコストパフォーマンスの高いX線の線量と線質の測定法の確立が重要と考えられる。

日本歯科放射線学会の放射線防護委員会では、我が国で開発された蛍光ガラス線量計素子をX線装置の質的管理に応用することを検討してきた。その結果郵送方法による、蛍光ガラス線量計を用いる口内法X線装置の出力測定とX線の半価層測定では、現在行われている商業サービス方法をそのまま適用すると、出力測定の誤差は許容範囲であったが、半価層測定では許容範囲以上の誤差が生じるなどの問題点が明らかにされた³⁾。本研究では、この問題を解決するため、新たに線量と線質補正法を考案し、その有用性を検討した。この方法は、歯科口内法撮影用X線装置のみならず、すべての診断用X線装置の質的管理に応用可能と期待される。

B. 研究方法

1. 用いた蛍光ガラス線量計素子及び線量と線質の校正：

蛍光ガラス線量計 (Radiophotoluminescent Dosimeter : RPLD)は旭テクノグラス社製ガラス素子ホルダー (GD403)を用いた。RPLD 素子は、大きさが34mm (L) x 22mm (W) x 1.5 mm (T) で、4カ所の測定領域の窓を有する。各測定窓は、ホルダーの各フィルターに対応し、W1 は1mm 錫、W2 は1mm アルミニウム、W3 は0.036 mm ポリエチレン-テレフタレート(PET)、W4 は0.25 mm PET のフィルターを透過したX線を検出する。(図1) RPLD の測定限界は、0.01 mSv で、0.1 mSv- 1Sv の範囲で $\pm 5\%$ 以内の直線性を示す⁴⁾。RPLD 測定の再現性は、0.2 mSv 以上の線量に対して変動係数 (CV) $\pm 1\%$ 以内、個々の素子要素のレスポンスは、0.3 mSv 以上の線量に対して変動係数は $\pm 1.5\%$ 以内である⁴⁾。

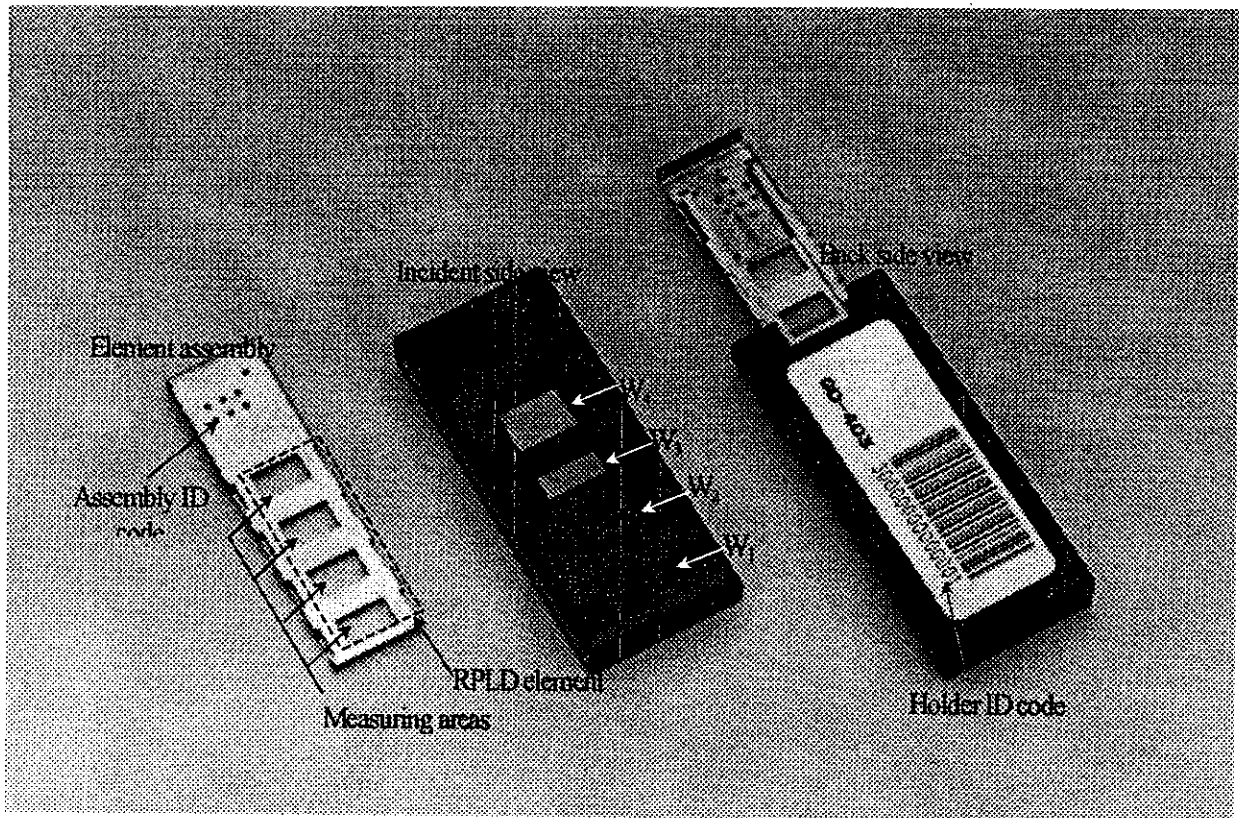


図1. 蛍光ガラス線量計 (RPLD) 素子 GD403

RPLDホルダーに管電圧 50-80KV, Filter 1.5-2.6 mmAl, HVL1.36-2.71 mmAl の範囲の種々の線質のX線を照射し、素子の入射窓に設けてあるフィルター W2 (1mm Al)及びW4 (ポリエチレン 0.25mm)透過後のRPLDの読み値を求めた。用いたX線装置は、定電圧X線装置 MG165 (Philips 社製) で、タングステンターゲットの角度 17 度、ベリリウム窓である。W2 と W4 入射窓透過後の線量の読み値比率 ($R_{2/4}$)と、HVL および W4 透過後の RPLD のレスポンスとの関係を多項式近似で表した。空中空気カーマ値と HVL は国家標準とトレーサビリティのある電離槽線量計 (RAMTEC 1000D/TN30001, 東洋メディック/PTW) を用いて測定した。

用いたX線の照射条件と線質を表1に示す。

2. 全国歯学部附属病院歯科放射線科にける線量及び線質測定

1) 線量と線質測定

RPLD を全国歯学部附属病院歯科放射線科に郵送し、20 台の口内法X線装置を用いて、

RPLD にX線を曝射し、千代田テクノル社に返送して測定サービスにより空中空気カーマ値とHVLを推定し、同時に各施設が所有する電離槽線量計によってそれぞれの施設の曝射条件における空中空気カーマ値とHVLを測定し、対になった両者の測定値を比較した。線量計素子はバックグラウンド測定用とX線曝射用の2個を必ず対にして郵送し、曝射後に返送されてきた素子は千代田テクノル大洗研究開発部で、窒素ガスレーザーを用いるガラス線量計リーダーによって読み取り、Cs137のガンマ線によって標準照射された標準線量計によって校正し、空気カーマ値に換算した。ガラス線量計素子のフレームにはSn(1.0 mm厚さ)とAl(1.0 mm厚さ)のフィルターが装着しており、フィルター透過後のX線によるガラス線量計の蛍光検出量の比から、150 keV以下の実効エネルギーを推定した。

表1 校正に用いたX線の照射条件と線質
(照射時間はすべて60秒)

Filtration (mmAl)	Potential (kV)	Current (mA)	HVL (mmAl)	QI	Exposure (mCkg ⁻¹)
1.5	50	3.0	1.36	0.492	17.8
	60	2.0	1.57	0.432	16.8
	70	1.5	1.77	0.387	16.1
	80	1.2	1.98	0.353	15.9
2.0	50	4.0	1.60	0.522	18.0
	60	3.0	1.86	0.460	19.4
	70	2.0	2.09	0.412	17.3
	80	1.0	2.41	0.381	16.4
2.6	50	5.0	1.93	0.560	16.6
	60	3.0	2.13	0.484	15.1
	70	2.5	2.43	0.436	16.9
	80	2.0	2.71	0.399	17.3

2) 調査方法；

調査に協力出来ると回答した歯学附属病院歯科放射線科に、必要なガラス線量計素子、測定マニュアル、記入データシート等を郵送した。

測定対象：

「もっとも一般的に使用している口内法X線撮影装置（一般及びデジタル口内法 X線画像撮影を含む）を用いる、上顎大白歯部撮影時の患者の皮膚の位置における空气中線量測定とそのX線の半価層測定」とした。

測定条件：

(1) 電離箱線量計を用いる線量測定。
使用する電離箱線量計はR 或は C/kg で読取り可能なものに限る、電離箱容量は0.6~30ccのものを用いること

(2) 上記の電離箱線量計を用いる上顎大白歯部撮影条件での半価層測定方法についてはマニュアルに従うこと

(3) ガラス線量計素子のX線曝射と返送

上顎大白歯部撮影時の条件で、焦点から 50 cm の位置の空气中でガラス線量計素子にX線を曝射すること

3) 測定マニュアル

測定を始める前にマニュアルを必ず注意深く読み、忠実にマニュアルに従って測定およびX線曝射を行い、データシートのフォーマットにデータを記入する。

マニュアルには以下の要件が詳しく記載してある。

(1) 照射筒先端での空中空気カーマの測定：

①用いる電離箱線量計の条件、②焦点-電離箱間距離 (FCD) (電離箱の幾何学的中心までの距離) は 50 cm とすること、③照射条件として、通常の成人患者に用いる、最も頻度の高い撮影条件 (管電圧、管電流、焦点・照射筒端距離) で、上顎大白歯を撮影する照射時間に設定すること、④空気カーマ K の評価方法

(2) 半価層の測定：

①線量計特性、②アルミニウム減弱板の条件、③幾何学的配置条件、④測定方法の実際、⑤評価方法

(3) 照射野半径 r、半価層 HVL、から後方散乱係数の推定方法：

後方散乱係数は、加藤らが Monte Carlo 計算によって作成したグラフから読み取った。このグラフは、管電圧 50kV から 80kV 迄の自己整流および定電圧の管電圧波形、ターゲット角度 6° から 17° 迄のX線管について使用でき、半径 4 cm 以下の照射野では、読み取り値の計算値に対する誤差は±3%以内である。この後方散乱係数の計算値は、Grosswendt が報告している値と±1.2%以内で一致している。

(4) ガラス線量計素子のX線曝射：

①X線曝射の設定方法、②空中空気カーマ測定のためのX線曝射方法

(5) データシートの記入方法とガラス線量計素子の返送：

4) 半価層から実効エネルギーの算出：

Storm E 等による各光子エネルギーX線のアルミニウムに対する原子作用断面積 σ の表から、各 keV に対応する線減弱係数 μ を次式により計算した。

$$\mu = \rho \times \sigma \times N_A / A$$

但し、密度 $\rho = 2.699 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、アボガドロ数 $N_A = 6.022 \times 10^{23} \text{ Atoms} \cdot \text{mol}^{-1}$ 、原子量 $A = 26.9851 \text{ g} \cdot \text{mol}^{-1}$ 。

これによって求めた各々の光子エネルギーに対応する μ の値との関係から、補間法により任意の半価層に対する光子エネルギーを 0.1 keV 間隔で表し、実測した半価層から実効エネルギーを算出した。

C. 結果

1. 線量及び線質の校正

種々のX線線質に対する、それぞれのW₄のレスポンス (r₄) 及びW₄に対するW₂読み値比 R_{2/4} を表2に示す。

表2 W₄のレスポンスと読み値比 R_{2/4}

Filtration (mmAl)	Potential (kV)	Response of W ₄ : r ₄		Readings Ratio: R _{2/4}	
		Average	CV(%)	Average	CV(%)
1.5	50	3.05	1.60	0.617	1.06
	60	3.12	2.03	0.645	1.11
	70	3.15	0.70	0.674	0.77
	80	3.16	0.50	0.675	3.82
2.0	50	3.11	0.81	0.646	1.45
	60	3.10	0.60	0.691	0.35
	70	3.16	1.33	0.704	0.97
	80	3.16	0.72	0.721	1.00
2.6	50	3.16	1.11	0.681	0.16
	60	3.11	1.19	0.703	0.67
	70	3.11	3.52	0.741	1.46
	80	3.13	0.71	0.755	0.68
RMS of CV		--	1.48	--	1.44

3回の測定値の平均とCV

レスポンス (r₄) 及び読み値比 R_{2/4} は以下のように定義される。

$$r_4 = \frac{\text{Reading of } W_4 \text{ window}}{\text{Exposure to RPLD holder (listed in Table 1)}}$$

$$R_{2/4} = \frac{\text{Reading of } W_2 \text{ window}}{\text{Reading of } W_4 \text{ window}}$$

商業測定サービスは、X線実効エネルギーの最大エネルギーに対する比率である線質指標 QI = 0.6 のX線を用いて校正しているが、今回の線質校正に用いたX線は QI = 0.35-0.56 の範囲に相当した。半価層 (HVL) と R_{2/4} との関係を 図2 に示す。この関係から、HVL は R_{2/4} と以下のような多項式で表される。

$$HVL_{fit} = 3.868 - 14.71R_{2/4} + 17.35R_{2/4}^2$$

HVL の近似に関する RMS 誤差は±0.11 mmAl であった。
 W4 透過後の RPLD のレスポンス r_4 と $R_{2/4}$ と関係を図3 に示す。この関係から r_4 は $R_{2/4}$ と以下のような多項式近似で表される。この RMS 誤差は±1.44%であった。

$$r_{4fit} = -2.332 + 15.662R_{2/4} - 11.192R_{2/4}^2$$

GD403 の RPLD で測定された最終的な線量は、以下の様に表される。

$$X_{GD} = \frac{\text{Reading of } W_4 \text{ window}}{r_{4fit}(R_{2/4})}$$

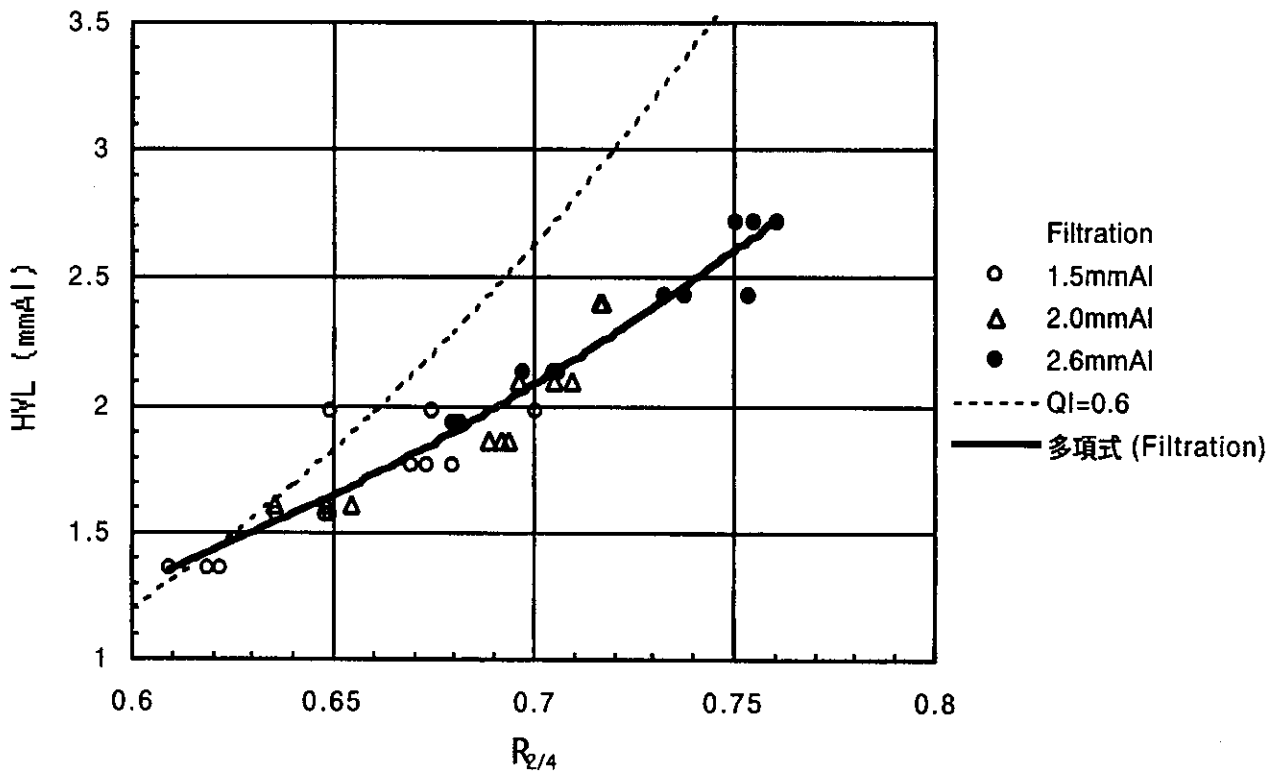


図 2 HVL と $R_{2/4}$ との関係。

実線は校正に用いたすべてのデータについての回帰曲線、破線は QI=0.6 の X線を校正に用いた場合を示す。

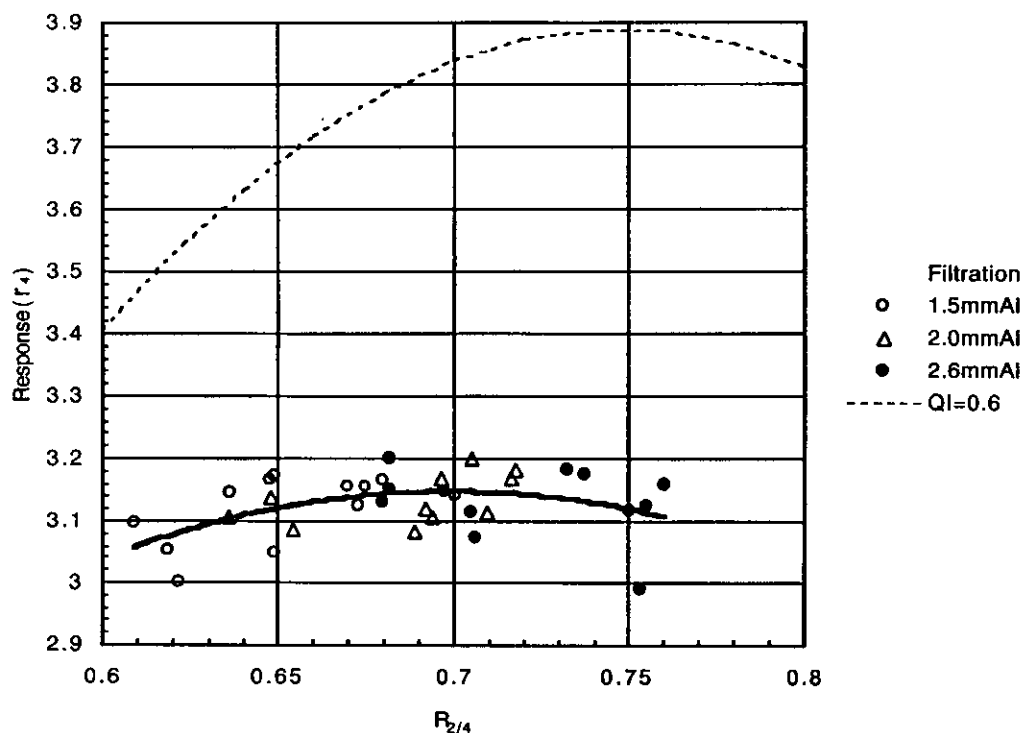


図 3 レスponse (r_4) と読み値比 $R_{2/4}$ との関係。

実線は校正に用いたすべてのデータについての回帰曲線、破線は $QI=0.6$ のX線を校正に用いた場合を示す。

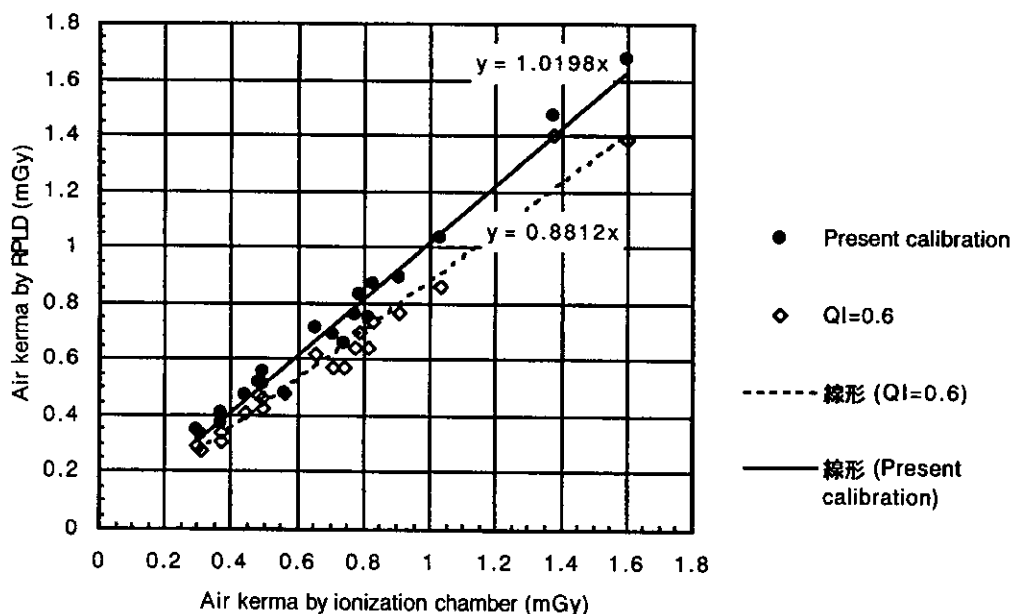


図 4 RPLD (縦軸) 及び 電離槽 (横軸) で測定された、空気カーマ値 (mGy) の相関関係。
 Ckg^{-1} または R 値で測定された線量を換算定数 $33.85Gy(Ckg^{-1})^{-1}$ または $8.73mGyR^{-1}$, を用いて mGy に換算した。

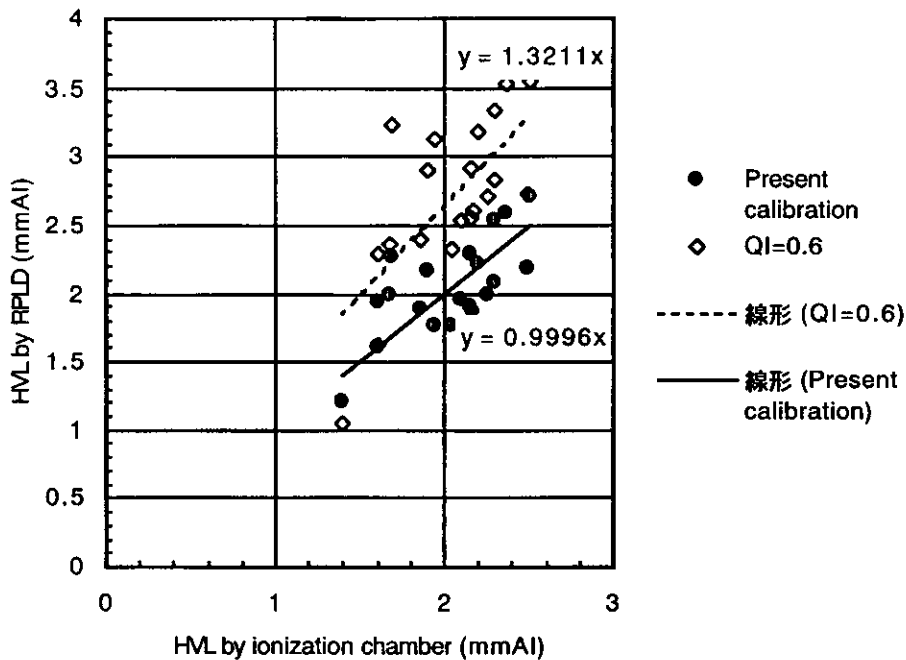


図. 5 RPLD (縦軸) 及び 電離槽 (横軸) で測定された、半価層 (mmAl) の相関関係。

このような、W4 透過後の RPLD の読み値、レスポンス r_4 と R_{24} から、蛍光ガラス線量計 (RPLD) を用いた測定法の最終的な補正後の空気カーマ、および半価層 (HVL) が得られる。

図. 4 に電離槽と蛍光ガラス線量計 (RPLD) を用いて測定された空中空気カーマ値の相関関係を示す。RPLD の測定サービスによる空中空気カーマ値は、電離槽測定による値よりも 12% 小さい値 (回帰係数 0.88) を示した。しかし、今回行った口内法撮影装置の線質に対する校正方法を用いると、回帰係数は 1.02 ± 0.01 (SD) を示した。

図. 5 に電離層測定と蛍光ガラス線量計 (RPLD) を用いて測定した半価層 (HVL) の相関関係を示す。測定サービスによる HVL の推定値は、電離槽による測定値より、32% も大きい値 (回帰係数 1.32) を示したが、今回の線質校正法を用いると、回帰係数は 1.00 ± 0.03 (SD) を示した。

D. 考察

本研究で用いた、蛍光ガラス線量計素子のガラスは有効原子番号が 12.04 で、空気よりも遙かに大きいため、その読み値は極めてエネルギー依存性が高い。本研究では、この線量計のホルダーのフィルター窓を透過後の読み値比率によって、線質の推定でき、それによってエネルギー依存性の正確な補正が出来た。これは、RPLD 素子の読み値が極めて高い再現性を持つことによる⁴⁹⁾。事実、 R_{24} の再現性は、変動係数 (CV) 1.5%、 R_{24} から推定した r_d の再現性は 98% 信頼区間で、5% 以下で、半価層の再現性は、標準偏差で 0.11mmAl であった。最終的な空気カーマ値の X_{CD} の信頼性は 98% 信頼区間で、5% 以下と考えられる。

ICRP のガイダンスレベルは、X線入射部位の表面線量を空気カーマによって表されるが、それは入射部位の空中空気カーマ値に背後散乱係数を乗じることによって求められる。背後散乱係数は、半価層と照射野の大きさで決まるので、口内法X線撮影装置の照射野が直径 6cm の円形照射野と仮定し、半価層から背後散乱係数 (1.25-1.30) を推定したときの誤差の持ち込みは、2%と推定された。このようにして、最終的に推定される入射部位の表面線量の 98% 信頼区間は±8%と推定された。

E. : 結論

以上の結果から、郵送法による蛍光ガラス線量計を用いるX線装置の出力と線質測定法は、本研究で用いた様な適切な線質校正定数を用いることにより極めて信頼性が高いことが明らかにされた。、様々な誤差要因が関与する日常的歯科診療の現場にこの方法を適用した結果、測定値は物理学的に予測された誤差範囲内に収まることが実証された。この方法はX線装置の日常的な質的管理に有用であるのみならず、この方法を用いて、日常的な歯科口内法X線撮影におけるガイダンスレベルを決めるため、全国的なX線入射部位の表面線量を極めて精度良く調査する事が可能であると結論される。

F : 引用文献

- 1) International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication No.60, Pergamon Press, Oxford and New York, 1991
- 2) International Atomic Energy Agency. Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. International Commission on Radiological Protection, Vienna, 1996.
- 3) 佐々木武仁、加藤二久、岩井一男、岡野友宏、佐藤健児、島野達也、速水昭宗、和田真一、寿籐紀道：口内法X線撮影における患者の被曝線量及び半価層の測定 - 放射線防護委員会報告 - . 歯科放射線 40 (1) : 58-69, 2000.
- 4) Ishikawa T, Murakami H. Basic Characteristics of radiophotoluminescence glass dosimeter. Japan Atomic Energy Institute Technical Report 94-034, 1994. (in Japanese)
- 5) Freytag E. Measurement of high doses with glass dosimeters. Health Phys.

20(1):93-94, 1971

6) Piesch E. and Burgkhsrdt B. Photoluminescence dosimetry: the altanative in personal monitoring. Radioprotection 29(1):39-67, 1994

G : 発表論文 :

1) Katoh T, Sasaki T, Iwai K, Okano T, Satoh K, Shimano T, Hayami A, Wada S, Juto N: Evaluation of patient dose in intraoral radiography utilizing radiophotoluminescent dosimeter. Manuscript submitted. 2002.

2) 佐々木武仁、加藤二久：蛍光ガラス線量計を用いる口内法X線撮影装置の質的管理。医療放射線防護 Newsletter No.31, 79-81, 2001 (医療放射線防護連絡協議会)

3) 佐々木武仁：法令改正に伴う歯科領域での放射線防護の実際。医療放射線防護 Newsletter No.32, 40-42, 2001 (医療放射線防護連絡協議会)

4) 佐々木武仁：小児 CT 検査による放射線被曝とその影響予測。歯科放射線 41 (1) : 1-2, 2001.

5) Tetsumura A, Yoshino N, Amagasa T, Hagumo K, Okada N, Sasaki T: High resolution magnetic resonance imaging of squamous cell carcinoma of the tongue: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol 30: 14-21, 2001.

6) Ogura I, Kurabayashi T, Amagasa T, Sasaki T: Diagnostic accuracy of comupted tomography for cervical metastases at different levels in carcinoma of the tongue. Dentomaxillofac Radiol. 30: 246-248, 2001.

分担研究課題名「高精度放射線治療における精度管理」

分担研究者 青木幸昌 東京大学医学系研究科放射線医学教室助教授

研究要旨

定位照射や強度変調照射など高精度放射線治療における精度評価について従来施行されていなかった側面を中心に検討を行った。検討項目の設定に当たってはこれらの手法が患者に最も侵襲が少ない状況で安全かつ有効に実施されることを最大の目的とした。まず体幹部定位照射において患者呼吸移動を最小限に抑える手法として非侵襲的固定具の有用性を検討したところ、自然呼吸下の体動はほぼ4mm以内に収まることが分かった。実際の治療計画ではその分を加味したPTVを設定することで対応するべきと考えられた。次に体幹部定位照射において線量集中性を高める手法の有用性を検討した。照射容積外で線量が急峻に低下することが周囲の被曝の軽減に重要とされているため、その低下度合をγナイフと比較した。歳差原体照射法ではγナイフと同等かこれを凌ぐ集中性が認められた。強度変調照射法ではinverse planningにて計画された強度分布を実現するための手段として従来のDMLCの開閉制御による手法の問題点を解決するため個別コンペンセータを半自動的に作成する装置の開発を行い、得られた実測値と理論値の定性的比較を行った。今後定量的検討をDMLC法との比較により施行する必要がある。

研究目的

放射線治療の目的は、周辺の正常組織への影響を最小限にしつつ標的へ高線量を集中することにより悪性腫瘍と一部の良性疾患における局所制御を目指すことにある。従来この実現のために様々な物理学的手法の開発が行われてきた。CT画像の利用とEWSの発達による3-D RTPは繰り返し法による線量分布の最適化を現実化した。この手法は標的と要注意臓器の立体的位置関係を3次元的に画像表示し最適の入射方向を決定することで線量分布の最適を図るものであるが、基本的に凹型の標的に対しては分布の追従性が悪い。また、実際に高線量を標的に集中して投与するに当たっての精度管理については保証されているとは限らない。これらの問題点を解決するために90年代より新たに開発されてきた治療技法に定位照射と強度変調照射があげられる。定位照射は比較的小さな標的に対し高線量を投与する場合、位置精度を上げることにより

線量集中性を向上させる方法であり、脳内病変に対するγナイフ治療から派生し体幹部の標的に応用されてきた手法である。強度変調照射は、最適な線量分布をコンピュータに検索させる手法 (inverse planning) に基づいて与えられた微小ビーム過重を実現する方法である。Inverse planningとは従来の治療計画が繰り返し法により最適化を目指してきたのに対し、線量分布を規定する数学的に定義された目的関数 (クライテリアやスコア) を満足するようなビームパラメータ (主として多数門の微小ビーム過重) をコンピュータに検索させる手法である。この方法を用いると凹型の標的に沿った線量分布を得ることや、標的周辺に多数の要注意臓器が存在する場合にもその障害が生じないような線量分布を取得することが可能となる。これらの新しい治療技法の精度評価についてはこれまである程度は行われてきた。すなわち定位照射については照射中心の位置

精度やその再現性、患者内の位置指標となる金属マーカーの位置精度などがあげられる。また強度変調照射については微小ビームの集合を作成するために用いられるDMLCの位置精度や各門の線量プロフィールなどである。しかしこれらの技法を用いて最も少ない侵襲にて確実に照射を実施するには多くの課題が残されている。今回はこれらに対しこれまで検討されていなかった側面から評価を行った

研究方法

体幹部定位照射において、標的位置指標となる金属マーカーの挿入は患者への侵襲を伴う操作であり、もしこの手段を講じなくても同等の精度が保証されるのであれば当然それを避けた照射が実施されることが望ましい。

また、従来定位照射の精度評価は位置精度の保証という側面からの検討が主体であり、線量集中性という側面からの検討は行われてこなかった。

そこでまず、非侵襲的固定具により照射中の標的の移動がどれくらい軽減するかについて定量的評価を行った。次に、体幹部定位照射における線量集中性を調べるため数種類の楕円球状標的に対し歳差原体照射の計画を実施しその線量プロフィールを γ ナイフと比較した。

一方、強度変調照射ではDMLC法における微小照射野でのビーム利用効率の低下や散乱寄与の低下による線量補正の問題から照射時間が非常に長くかかりその間に体位の移動や臓器移動が生じるために計画時と実施時の線量分布に格段の差が生じるといわれている。この問題点を改善するにはビーム利用効率を上げること、少なくとも照射中に均等な強度変調が行うことにより体動変化の影響をオープンフィールドと同じ条件内に抑えることが重要と考えられる。今回はそのための工夫を行い、治療計画上の強度分布と実照射時の分布の差を定性的に評価した。

研究結果

非侵襲的固定具としてPelvicastを用い自然呼吸下でのcineCTを撮像することにより胸部から上腹部の標的の移動距離を実測した。表1にその結果を示す。

距離	<1mm	<2mm	<3mm	<4mm	≥4mm
肺上葉	2	3	2		
肺中葉と肺門		8	2		
肺下葉	1			1	1
肝臓			2		
胸椎	3				
リンパ節	1				
肋骨			1	1	

表1 28例の標的移動距離

(Pelvicast 装着時の自然呼吸下での CineCT)

96%(咳嗽反射の強い一例をのぞき)で4mm未満、89%で3mm未満の移動にとどまった。次に体幹部定位照射における線量集中性を線量プロフィール上、相対線量が最大値の90%、30%、10%となる距離と標的径の比を求めることによって算定した。表2にその結果を示す。

標的径(mm)	4	8	14	18
(90%-30%)/径	0.8	1.03	0.85	0.87
(90%-10%)/径	2.55	2.35	1.89	1.84

A γ ナイフの Dose Fall-Off

標的径(mm)	20	40	60
(90%-30%)/径	0.59	0.58	0.54
(90%-10%)/径	1.88	1.75	1.54

B 体幹部定位照射の Dose Fall-Off

表2 定位照射における線量集中性の評価

Aに γ ナイフ、Bに体幹部定位照射(歳差原体照射)のDose Fall-Offを示す。

γ ナイフのほうが標的径が小さいものの、歳差原体照射における線量集中性は γ ナイフを凌駕していた。

強度変調照射において、照射時間内で均等な強度変調を行うためには、DMLCの開閉を制御するのではなく、オープンフィールドを一気に強度変調できるコンペンセータを作成する方法が望ましい。このようなコンペンセータについてはすでに報告されているが、症例毎に各門毎に作成する必要があり大変な手間を要する。この作業を半自動化する装置を試

作り、これを用いて作成したコンペンセータによる線量強度分布フィルムを治療計画上の強度分布と比較した。図1にその結果を示す。

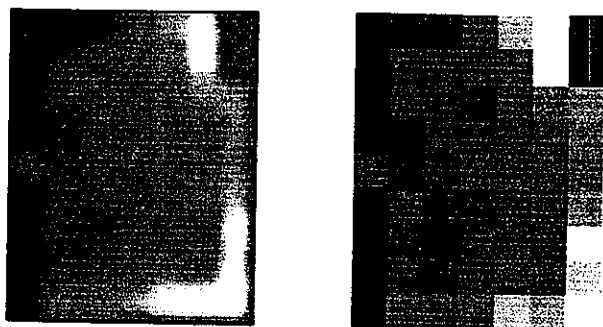


図1 変調された線量強度分布

左側にコンペンセータを用いたフィルム実測データを右側に治療計画上の理論データを示す。なお、実測データはフィルムの標準曝射による校正を行った後の強度分布である。

考察

従来、体幹部定位照射においては位置精度の評価が検討の主体であった。その精度を担保するために標的近傍に金属マーカーを刺入する場合もあった。これに対し体表を覆うポディーキャストを用いることにより体動を最小限に抑える工夫も行われた。ステレオタクトイックポディーフレームがその例であるが、この装置も呼吸抑制のために剣状突起部を圧迫する装具が必要で侵襲性はゼロではない。今回の検討に用いたPelvicastは体表全体をしっかりと保持し呼吸を軽く制限させる働きがあると考えられる。表1は自然呼吸下での標的移動を定量的に測定したデータであるが、ほぼ4mm以内の変位に収まっており、十分実用に耐えるものと考えられた。

また、定位照射で重要な要素として線量の集中性があげられるが、これまでにその検討はほとんど行われていなかった。表2に体幹部定位照射において用いられる歳差原体照射法による線量集中性を示す。γナイフの場合と比較してむしろDose Fall-Offはむしろ良好

(標的の大きさはγナイフのほうが小さいが)であった。これらの結果は体幹部定位照

射法は周辺の正常組織への被曝を抑えながら標的に十分な高線量を投与する能力を有することを示している。

表3に定位照射の局所制御率を示す。

	CR	CR+PR
体幹部 (ライナック)	34%	89%
頭蓋内 (γナイフ)	29%	90%

表3 定位照射の局所制御率

ライナックによる体幹部定位照射はγナイフによる頭蓋内定位照射にほぼ等しい局所制御効果を有することがわかる。

強度変調照射は複雑な位置関係にある要注意臓器を有する比較的大きな標的に対し、正常組織障害を起こさずに一定以上の線量を投与するために有効な手段と考えられている。しかしその実施に当たってはDMLCの開閉を複雑に制御し変調された強度を得ようとする手法が一般的であった。この方法の問題点は、オープンフィールドと比較してビーム利用効率が悪いこと、そのため照射時間が長くなること、所定の照射範囲のうちの極一部(微小照射野)のみが照射される時間帯が存在することなどの問題点があった。コンペンセータを各門に対し作成することで解決されるが、その作成には非常な手間が必要であった。今回、その作成を半自動化することにより手軽にコンペンセータを作成することが可能となった。作成されたコンペンセータを用いた実照射により得られた強度分布を理論値と比較したところ定性的には良好な一致度であった。今後、作成段階の精度管理を向上させ理論値と実測値の誤差を軽減することを目標とする。

論文発表

Nakagawa K, Igaki, H, Aoki Y, Ohtomo K, Kawaguchi, H, Eto M.

A Quantitative Analysis of Rat Osteoporosis Model with a Microfocus X-ray Tube and Digital Radiography System. Radiation Medicine 17:165-168, 1999

Nakagawa K, Aoki Y, Ohtomo K, Albright N, Goer D.

Dosimetry of leakage doses from a mobile accelerator for IORT and legal issues for its clinical use in Japan. International Journal of Clinical Oncology 4: 215-219, 1999

青木幸昌. Inverse algorithm とintensity modulation. 臨床放射線科のコツと落とし穴 158-159,1999

多湖正夫, 寺原敦朗, 中川恵一, 青木幸昌, 栗田浩樹, 辛正広, 河本俊介, 大友邦, 佐々木康人. 脳動静脈奇形に対するガンマナイフ後の合併症に関する検討. 定位的放射線治療 3:27-33,1999

中川恵一, 井垣浩, 青木幸昌, 大友邦. 術中照射用移動式ライナック -漏洩線量と法律上の問題-. INNERVISION 14(10):100-102,1999

中川恵一, 青木幸昌, 後藤正治, 長尾昌隆, 岸本健, 札本博明, 鈴木保恒C-armライナックと歳差集光原体照射. INNERVISION 14(10):96-99 1999

Takeuchi T, Kozuka T, Nakagawa K, Aoki Y, Ohtomo K, Yoshiike K, Kanda T Adeno-Associated Virus Type 2 Nonstructural Protein Rep78 Suppresses Translation in Vitro. Virology 266:196-202, 2000

Nakagawa K, Aoki Y, Tago M, Terahara A, Ohtomo K. Megavoltage CT-assisted stereotactic radiosurgery for thoracic tumors. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics48(2):449-457,2000

Terahara A, et al
Analysis of dose distribution in gamma knife radiosurgery for multiple targets.

International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics 47:1431-1434, 2000

Nakagawa K, et al
Dynamic conical conformal therapy using a c-arm accelerator. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics (supplement)48:220,2000

青木幸昌. 放射線治療とインフォームドコンセント, 新医療 312:41-45,2000

青木幸昌. Palliative Radiotherapy照射技術的Rationale, 緩和医療学 3:128-133,2001

青木幸昌. 緩和医療と放射線治療, 新医療 324:61-63,2001

青木幸昌. わが国における非治癒非終末期患者数の推定, 緩和医療学 3:96-102,2001

青木幸昌. inverse planningにおける高速最適化法の開発, 日本放射線腫瘍学会誌 13:91-96,2001

学会発表

中川恵一, 寺原敦朗, 多湖正夫, 青木幸昌, 大友邦. ライナック-CTによる転移性胸部腫瘍の定位放射線治療. 日本医学放射線学会, 東京, 4.7, 1999

中川恵一, 寺原敦朗, 坂田耕一, 青木幸昌, 大友邦. 照射計画の変遷と21世紀への展望. 日本頭頸部腫瘍学会, 6.17-19, 舞浜, 1999

中川恵一, 青木幸昌, 寺原敦朗, 多湖正夫, 井垣浩, 大友邦. Cアーム型ライナックによる歳差原体照射法. 日本放射線腫瘍学会, 11.21, 横浜, 1999

G. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得
2. 実用新案登録
3. その他

平成13年度厚生科学研究費補助金（医薬安全総合研究事業）

「医療機関における使用済み放射線源及び診療用放射性同位元素の
管理の合理化等のあり方に関する研究」（遠藤班）

分担研究報告書

分担課題：医療用放射性物質の線源保管状況調査と安全管理基準の研究

分担研究者：菊地 透 自治医科大学RIセンター管理主任

研究要旨

わが国の医療用放射性物質は、1903年にRa-226が国内に初めて持ち込まれて以降、多くの疾患に効能があるとして、1910年代から1930年代にかけて広く医療機関に普及していった。しかし、医療用放射性物質に対する法規制が整備されたのは、その利用がはじまってから約50年後の1950年代以降である。なお、現在は、すべての医療用線源の受入から保管・廃棄までが、医療法施行規則や放射線障害防止法に基いて、適切に管理される仕組みが出来上がっている。

しかし、最近医療用放射線源が関与した事故や線源の紛失、並びに法規制の枠組みに入っていない医療用線源の発見等、医療用線源の安全管理に対する社会の不安を煽る事例が頻発している。特に、医療用の線源が、身元不明線源（Orphan Sources）として金属スクラップに混入する問題は、国際的にも対策が検討されている。一方、平成13年4月の医療法施行規則の改正は、医療機関における密封線源の利用に一層の拡大をもたらすものと予想される。そのため、医療用放射線源の保管状況を調査し、医療起源の身元不明線源を根絶するための対策や、医療用の線源が関与した事故の再発防止対策等について研究した。

A. 研究目的

わが国における医療用密封線源の利用は、1903年に初めてRa-226線源が輸入されたときに始まり、その後急速に多くの医療機関に普及していった。国内のRa-226線源は、チェコスロバキア国営ラジウム製造所製、ベルギーのオー・カタンガ（Haut Katanga）鉱業会社製、ドイツのデゲア株式会社製、アメリカのトレイバハ化学工業会社製等であり、主に1910年代から1940年代にかけて輸入された。これらの線源は、当時は大変高価で貴重なものであり、各医療機関はそれらを大切に保管していたと推測される。しかし当時は、放射性物質に対する安全管理規制がまだ整備されていない時代であり、この約50年間に利用されていたRa-226線源の中には、今日まで法規制への組み込み手続きがとらず、その存在すら忘れ去られているものがあり、それらがどのような管理状況にあるかを把握することは著しく困難である。放射線安全上重要なことは、このような身元不明線源を積極的に回収し、管理の枠組みに入れる環境を整備することである。

なお、現在すべての医療用密封線源は、医療法施行規則の下で、診療用放射線照射装置、

診療用放射線照射器具、または放射性同位元素装備診療機器の何れかとして、適切に管理されている。なお、放射性同位元素装備診療機器は、平成元年に行われた医療法施行規則の改正で新たに設けられたカテゴリーで、①骨塩定量分析装置、②ECD 付きガスクロ、③輸血用血液照射装置の 3 種が指定された。さらに平成 13 年 4 月 1 日の法令改正に合わせて、SPCET・PET 装置等の吸収補正用線源や、インターベンショナルラジオロジー（IVR）で用いる血管内放射線治療用線源に関する規制が再検討された。

本研究では、医療用放射線源の保管状況を調査し、実態に応じた密封線源の安全管理基準を検討する。また、新しい医療技術の導入により、今後医療に用いられる線源の核種や使用方法が多様化することが予想されるため、それぞれの線源に対応した放射線安全管理基準と事故防止対策を研究する。

B. 研究方法

医療機関における密封線源の保管状況を調査するために、前年度に引き続き、日本アイソトープ協会が発行する「放射線利用統計」（監修：科学技術庁原子力局）の情報に基づいて、1970 年度から 2001 年度までの放射線障害防止法にかかる許可使用施設について解析した。なお、この資料は、放射線障害防止法に基づく統計であるため、放射線源を医療法施行規則の分類に従って整理し直した。

また、医療用放射線源が関与した事故や異常事象の教訓に基づく安全管理の研究は、I C R P Publication 86: Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy (2000) と、I A E A の Safety Reports Series No.17: Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy (2000)、に加えて文部科学省（旧科学技術庁）から公表されている報告を参考に、事故の状況と原因を解析し、密封線源の安全管理基準を考察した。

また、医療機関に由来する身元不明線源や放射性医薬品を投与した患者からの排泄物等に関連するトラブルの状況を調査し、自治体や保健所並びにマスメディアへの対応について検討した。さらに、既に使用しなくなった R a-226 線源等の回収と、医療機関に由来する身元不明線源への対応についても検討した。

C. 研究結果

1. 医療機関における密封線源の利用状況調査

1-1 密封線源の利用状況

1970 年度から 2001 年度にかけて、わが国で密封線源を利用していた医療機関を、「放射線利用統計」（監修：文部科学省科学技術・学術政策局）に基づいて、日本アイソトープ協会の中島氏の協力を得て検討した。1) その結果、医療機関における放射性同位元素等の利用状況は、前回報告から大きな変化がなく、2001 年度は全国の密封線源使用が 4, 059 施設であり、医療機関では 450 施設と全体の 11% を占めており、前年度の 471 施設から 4.5%

減少していることが分かった。医療機関の密封線源利用施設の年度推移は、1982 年度をピークに年々減少傾向であることは変わらない。なお、1970 年度では、医療機関が全体の 32.6% を占めていたが、前年度の 11.3% と約 1 割である。

また、放射性同位元素装備診療機器である輸血用血液照射装置は、1995 年には 13 台であったが、2000 年には 100 台以上に増加している。その背景には、輸血後 GVHD (移植片対宿主病) を予防するために、輸血血液を事前に放射線照射してリンパ球機能を不活性化することが、日本輸血学会から提唱され多くの病院及び日本赤十字社の血液センターで普及された結果である。しかし、わが国では Cs-137 の密封線源を用いた輸血用血液照射装置よりも、エックス線管球を用いた輸血用血液照射エックス線装置の方が数倍多く利用されている状況がある。その要因としては、Cs-137 はエネルギー特性上の有用性があるが、放射線障害防止法に基づく多重規制の対応や、線源の保管や線源廃棄等の問題があり、多くの医療施設での普及までには及んでいない。なお、輸血用血液照射装置の安全管理については、Q & A 方式で医療放射線防護 NEWSLETTER No. 20 (1998) 2) にまとめている。

1-2 線源核種別の利用状況と Ra-226 の廃棄

医療機関における密封線源の核種別利用状況は、2001 年度では前年度の報告よりも利用施設の減少とともに全体的に減少している。なお、増加傾向にあるのは、Cs-137 と Ir-192 である。前者は輸血用血液照射装置の照射用線源であり、後者はアフターローディング装置の治療用線源である。また、Ra-226 線源は 1973 年度の 403 施設をピークに減少しており、2001 年度では 60 施設と 1999 年度からも 15 施設減少した。この Ra-226 の廃止は、ICRP Publ. 33 (1984) でも強く勧告されているとおり、実施しうるかぎり早く Ra-226 線源を廃棄するように関係機関からも推奨されている。

2. 身元不明線源の対応

2-1 金属スクラップへの放射性物質の混入

金属スクラップへの放射性物質混入対策について (2000 年 8 月 7 日) が、当時の科学技術庁・外務省・大蔵省・通産産業省・運輸省の関係官庁連盟で、再発防止策等について紹介された。3) 4) その背景には、2000 年 4 月に和歌山県下の製鉄所においてフィリピンから輸入された金属スクラップコンテナへの放射性物質の混入が発見された。線源はフィリピン国内で混入されたものと推測されている。続いて 5 月には、兵庫県下の製鉄所からも金属スクラップから、医療用の Ra-226 線源 (74MBq/本) の針 4 本を発見された。線源は、鉛容器に入っており汚染の検出はないが、金属スクラップ中に混在した線源は医療用放射性物質の不法廃棄が推測された。

なお、金属スクラップへの放射性物質の混入は、その後も 2000 年の 6 月に岡山県下で 2 件と 7 月に神奈川県下で Ra-226 線源 (1MBq) が発見され。さらに 2001 年 3 月に山口県下で台湾からのステンレススクラップから Cs-137 線源 (5.5MBq) が発見された。

この様に、金属スクラップへの放射性物質の混入される線源は、外国から輸入された金

属スクラップ以外に、国内の金属スクラップからも放射性物質の混入が発見されている。なお、既にこれらの放射性物質が金属スクラップに混入され金属製品として再利用し、多くの人々が被ばくした事例は、欧米やアジア諸国において発生している。そのため、金属スクラップへの放射性物質の混入防止は、国際的な対応が必要である。

2-2 金属スクラップへの混入防止

金属の製鋼法として、金属スクラップは電気炉で熔解し再利用されている。現在、鉄鋼業界では自主的に金属スクラップに放射性物質の混入を防止する目的で、金属スクラップを積載したトラックごとに放射性物質を検出する目的で、多くの電気炉メーカーでは放射線監視用ゲートモニタの設置が整備されている。その大きな背景としては、1983年にメキシコの病院の倉庫からCo-60の遠隔放射線治療用線源が、スクラップ金属に混入されて製造され、その後アメリカ国内に輸入されてメキシコ及びアメリカの市民の数千人が被ばくした。そのため、アメリカでは国境における放射性物質の検査体制が整備された。また、台湾においても1983年に1982年に陸軍学校で紛失したCo-60が、建築用鉄材の金属スクラップ原料に混入されて製造された。そのため、これらの鉄骨を用いた建物に居住する多くの人々が被ばくした事例がある。この2件の事例は、混入されたCo-60の数量が前者は1.4TBqと後者は8.8EBqと大量であり、遠隔放射線治療用線源が金属スクラップとして混入し、深刻な放射線影響は起きなかったが多くの市民への被ばくと、報道等のマスメディアによって、社会的な放射線不安を与えた。また、これらの汚染された金属製品や鋼材の回収と廃棄処理等に関する経費は、莫大な金額を要した。そのため、放射線安全管理上としてあるいは社会的・経済的な観点からも、未然に放射性物質が電気炉で金属スクラップとして熔解する前に、混入防止ができる管理システムが重要である。

2-3 放射性物質の混入防止システム

放射性物質が金属スクラップに混入しない対策として、既に国内における放射性物質の管理体制を強化するため、放射線障害防止法規制下の全事業者に対して保有する線源の点検及び適正管理の徹底が、2000年5月12日に通知された。また、輸入される金属スクラップについては輸入業界に対して、放射性同位元素の輸入貨物への混入防止について、2000年5月22日に通知された。そのため、金属スクラップ事業者及び鉄鋼関連事業者は、関係行政機関の指導もあり、自主的に放射線検査を行い放射性物質が発見された場合の連絡体制を整備している。

現在、多くの電気炉メーカー（約50社）の金属スクラップ搬入口には、放射性物質の検出を目的とする放射線監視用ゲートモニタの設置が行われており、7割程度まで普及されている。なお、金属スクラップは発生元の場所から集荷業者によって集荷され、加工処理業者（1000社以上）において選別されてから、電気炉メーカーで熔解し再生鉄となる。金属スクラップへの放射性物質の混入防止は、発生元である金属工場等の排出責任者において、放射性物質の混入検査が重要である。しかし、多くの金属スクラップの排出者には放射線物質を検出できる測定器は整備されていない。また集荷業者及び加工処理業者は零細業者が多く、