

3 エックス線診療室等の構造設備に係るしゃへい算定に関する参考事項

○疑義 (1)(ア)のエックス線装置の蛍光板及びイメージインテンシファイア等の受像器には、CT装置検出器、撮影用高圧ブッキー、CR用立位及び臥位装置は含まれるか。

○提案 CT装置検出器、撮影用高圧ブッキー、CR用立位及び臥位装置は、利用線錐への対向しゃへい物としてしゃへい効果について考慮する。適用は(ア)の次表をあてる。

特にCT装置の対向しゃへい物である検出器について各メーカーがその鉛当量を製品カタログに表示している。

○疑義 (1)(イ)の一次線による漏えいエックス線量の計算及び散乱エックス線の漏えいエックス線量の計算に、定格管電圧に対応するしゃへい厚とあるが、この場合は、使用管電圧ではないか。

○提案 使用管電圧に読み替えるものとする。

エックス線診療室等の構造設備に関する事項にエックス線診療室の測定は、通常の使用状態において画壁等の外側で測定することとあり、エックス線診療室のしゃへい計算は、通常使用される撮影あるいは透視条件で行うべきである。

○疑義 (1)(イ)の複合のしゃへい体からの漏えいエックス線量の計算に2番目のしゃへい体の大幅に減衰したエックス線の広いビームに対する半価層を用いると用いるとされているが、2番目以降のしゃへい体は全て半価層を用いるのか。

○提案 2番目以降のしゃへい体においては全て大幅に減衰したエックス線の広いビームに対する半価層を用いる。

○疑義 エックス線管焦点から利用線錐方向の1メートルの距離における空気カーマの表(表1)に单相全波整流回路値がないがどうするか。

○提案 单相全波値(実効値) = 最大値(半波値×2) / √2 を用いて算出する。

○疑義 参考例 1(計算例-1) 定格管電圧、定格電流とあるが、この場合は、使用管電圧ではないか。

○提案 定格管電圧、定格電流を使用管電圧、使用管電流に読み替える。

○疑義 参考例 1(計算例-1) t_w の計算例

$t_w : 162500\text{mA} \cdot \text{s} / 3\text{月} / 100\text{mA} / 3600\text{s} / \text{h} = 0.45$ (h/3月間) について、 W の計算が透視と撮影を分けて加算していることから、 t_w においても透視と撮影を分けて考えるべきではないか。

○提案 $t_{w_1} : 97500\text{mA} \cdot \text{s} / 3\text{月} / 0.5\text{mA} / 3600\text{s} / \text{h} = 54.17$ (h/3月間)

$t_{w_2} : 65000\text{mA} \cdot \text{s} / 3\text{月} / 100\text{mA} / 3600\text{s} / \text{h} = 0.18$ (h/3月間)

$t_w = 54.17 + 0.18 = 54.35$ (h/3月間)

$$E_L = \frac{1000 \times 1.433 \times 54.35 \times 0.0131 \times 1 \times 1}{1.5^2} = 453.45 \quad (\mu\text{Sv} / 3\text{月間})$$

D. 考察

改正施行規則を補完する意味で出された医薬発188号に記述されている事項について、医療現場においてその対応を試みた。その結果、多くの疑義が生まれたので、その疑義に対し、修正のための提案を提示した。

(一) 届出に関する事項では、移動型及び携帯型エックス線装置であっても第 24 条の 2 の届出が必要であるとされているが、医療機関以外の業務主体が所持をした場合の規定がないことに対し、届出を必要とすることを提案し、診療用放射性同位元素の翌年の使用量の届出に対しては、届出を行った結果が利用されていないことから、削除を提案した。

(二) エックス線装置等の防護に関する事項では、診療用高エネルギー放射線発生装置の照射直後の適切な防護措置は放射化の問題であり、放射化物の廃棄を含めて検討する必要がある。

(三) エックス線診療室等の構造設備に関する事項では、数室のエックス線診療室を同一の操作室で管理することに対し、使用実態があることから差し支えないことを提案した。

(四) 管理義務に関する事項では、移動型透視用エックス線装置の使用の場所を救急医療の重要性が増していることから救急治療室にも認めるべきと提案した。エックス線装置等の測定では、透視用エックス線装置の線量測定、治療用装置では、1月に1回以上の線量測定を提案した。

(五) 限度に関する事項では、排液中若しくは排水中又は排気中若しくは空気中の放射性同位元素の濃度限度が過度の安全性が見込まれているのではないかとということに対し、見直しが必要であると提案した。一方、妊娠中である放射線従事者の受胎産物の実効線量限度に関する考え方を提案した。

(六) 線量等の算定等では、しゃへい計算に用いている定格管電圧を使用管電圧と読み替えること、単相全波回路の空気カーマ値、計算式の t_w に対し W と同様に、透視と撮影を分けて計算することなどを提案した。

以上を疑義の提示及び修正の提案のまとめとする。

別添資料

- 資料－ 1) エックス線装置等の医療法施行規則と JIS 規格の呼称の比較表
- ”－ 2) エックス線CT装置搭載車の設置時の手続きについて
- ”－ 3) 診療用放射性同位元素の届出についての考察
- ”－ 4) 医療用高エネルギー発生装置放射化に対する問題
- ”－ 5) JASTRO の規定する体外照射用装置に関する管理内容について評価項目
- ”－ 6) 受胎産物の被ばく量について

参考資料

- ・ 2002年 医療放射線防護関係法令集（日本アイソトープ協会発行）
- ・ ‘01アイソトープ法令集Ⅰ（日本アイソトープ協会発行）
- ・ ‘01アイソトープ法令集Ⅲ（日本アイソトープ協会発行）
- ・ 放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル（原子力安全技術センター）

医療法(別表1)	医療法施行規則	188号通知	日本工業規格(JIS)	業務局(医療用具)	分類薬品名(JIRA)	備 考	
エックス線装置	診断用エックス線装置	透視用エックス線装置	消化器用X線透視撮影装置	X線透視撮影装置(遠隔式X線透視撮影装置、多方向X線透視撮影装置、近接X線透視撮影装置、その他のX線透視撮影装置)	消化器用透視撮影装置	消化器診察を主な目的として制作されたX線装置	
		循環器用エックス線装置	循環器用X線透視撮影装置	循環器用X線透視装置(汎用循環器X線透視装置、心血管用X線透視装置、頭部血管用X線透視装置)	循環器用透視撮影装置	循環器診察を主な目的として制作されたX線装置	
		エックス線装置	直接撮影用X線装置	一般X線撮影装置	一般X線撮影装置	胸部診察を主な目的として制作されたX線装置	
		移動型透視エックス線装置	透視用エックス線装置	透視用X線装置	透視用X線装置(透視機能を備えた可動型X線装置)	外科用透視撮影装置	主として手術室で用いられるX線装置
		エックス線装置	移動型エックス線装置	断層撮影用X線装置	X線断層撮影装置(直線動滑動断層撮影装置、多軌道断層撮影装置)	断層撮影装置	断層撮影を主な目的として制作されたX線装置
		エックス線装置	エックス線装置	頭部用X線装置、乳房X線装置、泌尿器用X線装置		その他の専用撮影装置	乳房用、頭部用、泌尿器用、婦人利用、小児用のほかブツキ、キモグラフ、骨密度測定装置等の専用装置、これらの専用目的で制作されたX線装置
		透視用エックス線装置	透視用エックス線装置			一般用透視撮影装置	多目的に制作され用途が限定出来ないX線装置
		移動型エックス線装置	移動型エックス線装置	可搬型X線装置	移動型X線撮影装置	回診用撮影装置	コンデンサ式、変圧器式、バッテリー式あるいは手動式、電動駆動式の別を問わず、回診用に制作されたX線装置
		携帯型エックス線装置	携帯型エックス線装置	可搬型X線装置	携帯型X線撮影装置	携帯用X線装置	直線撮影用の携帯形X線装置
		検体用エックス線装置	検体用エックス線装置	検体用エックス線装置	検体用X線装置(骨身検体用X線装置、胸郭検体用X線装置)	検体用X線装置	検体検診として制作されたX線装置(コンデンサ式、変圧器式あるいは振盪形、可搬形、車載形、スローカメラ)
エックス線装置	検体用エックス線装置	CT装置	集団検診用X線装置	集団検診用X線装置(骨身検体用X線装置、胸郭検体用X線装置)	X線CT装置		
		CT装置	医用X線CT装置	頭部X線CT装置	X線CT装置		
		CT装置	医用X線CT装置	全身X線CT装置	X線CT装置		
		口内法撮影用エックス線装置	口内法撮影用エックス線装置	歯科用X線装置	歯科用一般X線撮影装置	X線データ処理装置	デジタルラジオグラフィ装置などで独立して使用するデータ処理装置及びその関連機器
		歯科用エックス線装置	歯科用エックス線装置	歯科用X線装置	歯科用特殊X線撮影装置、パノラマX線撮影装置、セファロX線撮影装置	歯科用X線装置	一般撮影用 一般口内撮影用に制作されたX線装置 特殊撮影用 パノラマ撮影、セファロ撮影等の目的で制作されたX線装置
		診断用核医学装置	診断用核医学装置	診断用核医学装置	シンチレーションカメラ	シンチレーションカメラ	シンチレーションカメラ並びにこれらにあらじけ 組み合わされたデータ処理装置及び関連機器
		核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	シンチレーションカメラ等にあらじけ 組み合わせていないデータ処理装置及び関連機器
		核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	RIA機器、RIAシステムなど、並びにそれらの関連機器
		核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	画像処理 ECT(シンチグラフィ)、PET、ポジトロンCT等)
		核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	核医学用放射線照射装置	その他一般 シンチレーションカメラ、動機能検査装置、放射性医薬品合成設備等、並びにそれらの関連機器
放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	
		放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置
		放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置	放射線同位元素治療装置

医療法品目	医療法(別表1)	医療法施行規則	188号通知	日本工業規格(JIS)	業務用(医療用具)	分類薬品目名(JIRA)	備 考
診療用高エネルギー放射線発生装置	診療用高エネルギー放射線発生装置	診療用高エネルギー放射線発生装置	診療用高エネルギー放射線発生装置			治療用粒子加速器装置	ベータトロン、リニアアークセラレータなどの治療装置並びに治療計画装置
診療用高エネルギー放射線発生装置			骨密度分析装置	骨密度測定X線装置			
			輸血用血液照射エックス線装置				
						その他の治療用装置	ハイパーサーミア、結石破砕装置等
							造影剤注入装置 注射器並びに付属品を含む
							自動現象装置 直接用、間接用並びに付属品類を含む
							その他の装置 バルス発生装置、自動検査調整装置、補機装置、低減装置などの附加装置のほかビデオレコーダ、画像診断用イメージャ、フィルム複写機、縮小機等の関連装置を含む
							器具 リーダ撮影台、可動版り、暗流シャッタ及びカメラ等
							撮影用品 フィルムカメラ、ネームプリンタ、人体固定具、カセット、クリッド、感光紙、蛍光紙、フットム、X線チャート、胸透計、骨密度計等のほかセツ子ボックス、暗室用品、現像処理用品等の含む
							写真顕微鏡 X線フィルム顕微鏡、(直接用、間接用、ステレオ用、高濃度フィルムおよびマイクロフィルム用などの観察器)及びシネフィルム観察器類等
							防護用品 X線フィルム観察器(間接用、間接用、ステレオ用、高濃度フィルムおよびマイクロフィルム用などの観察器)及びシネフィルム観察器類等
							医用放射線装置 X線管電流計、X線管電圧計、蛍光量、その他試験器、測定器
							試験器、測定器

エックス線CT装置搭載車の設置時の手続きについてどのように考えるのがよいか。

(従来の厚生労働省の指導)

医療法第7条第1項では、病院等を開設する際に都道府県知事等による開設許可を受けなくてはならないことを定めている。また、同法第7条第2項で、「その他厚生省令で定める事項を変更しようとするときも、厚生省令で定める場合を除き、前項と同様とする。」と開設許可事項を変更する場合にも許可を得る必要があると規定されている。一方、医療法第17条により、構造設備は厚生労働省令で定めることが規定されており、具体的には、同施行規則第24条から第29条が該当する。このため、エックス線装置は構造設備に該当する。医療機関の施設基準等を定めた同法第21条では、エックス線装置を病院が有すべき構造設備としている。さらに、同法27条では、病院等において、その構造設備については都道府県知事の検査を受け、許可証の交付を受けた後でなければ、使用できないとされている。このため、エックス線装置の更新により、同施行規則第30条に規定するエックス線装置の防護基準に関する規格の変更等を伴う可能性がある項目については、変更の届出を行うとともに、エックス線診療室の構造設備の変更があった場合には、医療法第27条に基づき、使用前検査が必要であると考えられている。

(問題点)

エックス線CT装置搭載車により検査を行い、同日中にエックス線CT装置搭載車を撤去することを繰り返す場合は、医療法上は設置・撤去の都度、県の変更許可及び使用許可を要するが、毎回この手続きを繰り返すことは非常に困難であり、その意義も少ないと考えられる

(議論)

エックス線装置を更新する場合、「病院診療所のエックス線装置変更に関する開設許可事項変更及び構造設備使用検査について」の厚生省医務局長通知(昭和32年10月24日 医発第922号)を始め、平成元年度医療監視、病院経営管理指導等講習会質疑応答でも、エックス線装置を更新した場合には、医療法第7条に基づく開設許可事項変更の手続きと医療法第27条に基づく使用前検査が必要とされている。

○病院診療所のエックス線装置変更に関する開設許可事項変更及び構造設備使用検査について

(昭和三十二年六月二十八日 三二医第八三〇号)

(厚生省医務局長あて長野県知事照会)

病院または診療所にエックス線管回路最大電圧一〇キロボルト以上の診療用エックス線装置を備えたとき、またはその変更があったとき管理者は、医療法施行規則第二十四条または第二十七条の規定によりすみやかに都道府県知事に届出ることになっておりますがエックス線装置変更の場合の取扱について左記の事項にいささか疑義がありますので、至急何分の御回示を得たくお願いいたします。

記

1 エックス線装置のみを新設または変更したとき病院においては開設許可事項の変更となるので令第四条第一項及び施行規則第一条第二項の規定により開設者は都道府県知事の許可を受けなければならないと思われませんか如何ですか。

2 この場合病院及び有床診療所においては同時に構造設備の変更となり法第二十七条により使用前の検査及び許可証交付の手續を要するものと思われませんか如何ですか。

(昭和三十二年一〇月二四日 医発第九二二号)

(長野県知事あて厚生省医務局長回答)

昭和三十二年六月二十八日三二医第八三〇号をもって照会の標記について左記の通り回答する。

記

1 及び2とも貴見の通りである。

(考え方)

- 医療機関は、エックス線CT装置搭載車を設置した場合と撤去した場合、両者についてあらかじめ遮へい計算等を行い、事前に安全評価を行う。
- 装置の届出において、この事前安全評価の結果を添付させる。(車両の型式等は同等の装置であれば、東芝だろうとGEだろうと問わない)
- 更新の内容による手続きの違いについては、188号通知において、エックス線装置の機器の変更であっても、放射線防護の能力に変更が生じない場合は、届出を必要としないと規定されている。
- この考え方に従い、エックス線CT装置搭載車を設置する際の放射線防護の評価において設置する装置よりも出力等が大きい装置についても対応できるようにし、その許可事項範囲内のエック

ス線CT装置搭載車の設置においては、使用前検査は不要であるとする。

○ 一方、第27条において、使用前検査は都道府県知事が行うとなっており、その取扱いは各自治体により異なる。しかし、軽微な変更等の場合に限り、健政発第707号平成12年6月8日より、使用前検査が申請者による自主検査でも良いとされている。エックス線装置の更新は軽微な変更にはあたらないとされているが、エックス線CT装置搭載車を設置した場合と撤去した場合、両者についてあらかじめ遮へい計算等を行い、事前に安全評価を行っておくことで許容される。

○ エックス線CT装置を搭載した検診車の使用においては、そもそも医療機関は、そのような事態を想定して設計されていないため、検査室への患者の移動など放射線安全管理以外の問題が発生する可能性がある。一方、エックス線CT装置搭載車をレンタルする業者は、病院内での安全確保には責任を持っていない。これら一連の手続きは医療機関側の責任において実施する。

(根拠法令) 医療法第7条、同法第17条、同法第27条、健政発第707号平成12年6月8日

(結論)

1) 間歇的にエックス線CT装置搭載車の設置を予定する医療機関においては、エックス線CT装置搭載車を設置した場合と撤去した場合、両者についてあらかじめ遮へい計算等を行い事前に安全評価を行う。

2) 医療法第7条第2項では、開設許可事項を変更する場合にも許可を得る必要があると規定されているので、最初の設置に際しては、エックス線診療室の構造設備の変更があった場合に該当し、医療法第27条に基づき使用前検査を実施する。

3) その後の、間歇的なエックス線CT装置搭載車の設置においては、健政発第707号平成12年6月8日より、使用前検査を申請者による自主検査で行う事とする。

4) エックス線CT装置搭載車の使用においては、当該車両への患者の移動など放射線安全管理以外の安全確保を含め、医療機関側の責任において実施する。

1 緒言

医療法施行規則第28条第2項により、病院又は診療所に、診療用放射性同位元素を備えている場合は、翌年において使用を予定する診療用放射性同位元素について、毎年12月20日までに届出なければならない、と規定されている。この規定について、実際の医療施設がどのように対応しているか、またこの届出自体に妥当性があるのかをアンケート調査等を踏まえて検討したので報告する。

2 アンケート調査方法及び結果

対象施設

関信管内国立病院・療養所及び高度医療センター 34施設

回答

16施設 回答率47%

調査項目

- 1) 年あるいは翌年の期間を貴施設ではどのように解釈して、使用数量及び使用予定数量を記入していますか。
- 2) 翌年の使用予定数量は、第28条第1項の届出どおりですか。
- 3) 今年の使用数量は、日本アイソトープ協会から頒布されたものを参考にしていますか。

結果

1) 期間の考え方

- | | | |
|---------------------|-----|-----|
| ① 11月1日 ~ 翌年の10月31日 | 2施設 | 12% |
| ② 12月1日 ~ 翌年の11月30日 | 7施設 | 44% |
| ③ 1月1日 ~ 12月31日 | 7施設 | 44% |

2) 翌年の使用予定数量は、第28条第1項の届出どおりである。

16施設 100%

3) 日本アイソトープ協会から頒布されたものを参考にしている。

16施設 100%

3 届出の現状

- 1) 国立病院等では、「国の開設する病院等の医療法に関する手続きについて」(平成12年11月6日付指第63号)により、届出様式が決められている。(様式 42-資料1)
- 2) 届出様式の記入項目は、病院の名称、所在地、翌年の年間使用予定数量等(診療用放射性同位元素の種類、形状、数量、翌年、今年、増減)である。
- 3) 届出様式の診療用放射性同位元素の種類、形状は、第28条第1項の届出どおりである。
- 4) 翌年の使用予定数量は、第28条第1項の届出どおりに記入している。
- 5) 今年の使用数量は、施設で解釈した期間により、日本アイソトープ協会から頒布されたものを参考にして記入している。(資料2)
- 6) 増減については、単純に、翌年の使用予定数量から今年の使用数量を減じた数値を記入している。

4 考察

1) 翌年の使用予定数量について

翌年の使用予定数量は、翌年という期間がどこを指す期間であるかが不明瞭のままに、第28条第1項において届出をした数量を記入している。施行規則の他の条文からこの年を推量するならば、次ぎような解釈ができる。

- ① 第28条第1項第2号において、「その年に使用する…」とあり、この部分で、年間の使用予定数量を規定している。
- ② 第28条第1項第3号において、「……3月間の最大使用予定数量」とあり、3月間を定義している。さらに、医薬発188号において、この3月間とは、4月1日を期首とした3月間と規定している。
- ③ 上記①及び②により、年間とは、4月1日から翌年の3月31日、即ち年度と解釈できる。

以上のことから、翌年とは、4月1日から翌年の3月31日と考えるのが妥当と思われるが、アンケート結果では3とおりの解釈を示している。

2) 今年の使用数量について

通常医療施設では、平成13年4月1日の施行規則改正に伴う医薬発188号により、放射性同位元素濃度等及び管理区域に係る線量等が3月間当たりに規定されたことから、使用数量の集計は、4月1日を期首とする3月間集計を行っている。

この届出の今年の使用数量は、アンケート結果に見られるように、期間は3とおりとなっている。どの期間を見ても通常行われている3月間の集計とはリンクしないものとなっている。そのために医療施設では使用数量の集計値は、全て日本アイソトープ協会から施設ごとに頒布される使用数量値を参考にしてている。しかしながら、資料2に見られるように、日本アイソトープ協会から施設ごとに頒布される使用数量値が施設の絶対使用数量とは考えられない。また、期間を1月1日から12月31日と規定している施設44%では、12月分の使用数量は使用予定数量の届出となっている。

3) 増減について

増減については、単純に、翌年の使用予定数量から今年の使用数量を減じた数値を記入しているだけであり、医薬発188号において、翌年の使用予定数量が届出を越えるおそれがある場合にはあらかじめ変更の届出をしなければならないと規定していることから、全く無意味なものである。

5 結論

医療法施行規則第28条第2項に規定する放射性同位元素の翌年の使用予定数量届出について、医療施設がどのように対応しているかを検討した。その結果、翌年の概念が他の条文との整合性が無く、また届出ている数値は、第28条第1項において届出ているものと同一であり、第28条第2項において改めて届ける必要性の無いものであること、さらに、今年の使用数量においても、当該施設の絶対使用数量を届出ているものではないこと、などから、医療法施行規則第28条第2項に規定する放射性同位元素の翌年の使用予定数量届出については削除が妥当と考える。

参考資料

医療放射線防護関係法令集 日本アイソトープ協会

資料提供

日本アイソトープ協会

様式42

番 号
年 月 日

○ ○ 厚 生 局 長 殿

管 理 者 役 職 氏 名

診療用放射性同位元素の年間使用予定数量について

標記について、医療法施行規則第28条第2項の規定に基づき、別紙のとおり通知します。

- 1 病院または診療所の名称
- 2 所在地
- 3 翌年の年間使用予定数量等

	診療用放射性同位元素の種類	形 状	数 量
翌 年			
今 年			
増 減			

参考資料：「国の開設する病院等の医療法に関する手続きについて」（平成12年11月6日付指第63号）により、届出様式が決められている。（様式 42）

診療用放射性同位元素の年間使用予定数量実績等

(単位: MBq)

病院長	核種	期間	⁵¹ Cr	⁶⁷ Ga	⁸¹ Rb- ^{81m} Kr	^{99m} Tc	^{99m} Tc	¹¹¹ In	¹²³ I	¹²⁵ I	¹³¹ I	¹³³ Xe	²⁰¹ Tl
A	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		6,660	1,110	348,970			14,208				814
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		7,104	1,480	47,175	296,895		14,874				740
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30	888	74,000	9,250	1,600,000	74,000	74,000	740,000		370	185,000	37,000
	本年使用数量	H12.11.1 ~ H13.10.31		333		42,550	2,080		13,320	5,120	37		74
B	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		333		43,475	7,020		11,544	5,159	37		74
	翌年使用予定数量	H12.11.1 ~ H13.10.31		18,000		100,000	1,000,000		80,000	26,000			20,000
	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		6,660	1,320		137,080		680				5,070
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		7,326	1,850		147,911		33.3		37		5,180
C	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31		37,000	74,000	370,000	370,000	1,850	37,000.0	37	1,110		37,000
	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		14,985		68,470	133,200					370	74
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		12,765		49,030	149,097					370	
	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31	740	92,500	37,000	370,000	370,000	8,880	37,000	185	1,850	111,000	37,000
D	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		4,847					2689.9	28.73	57		23,014
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		4,921					2,567.8	27.216	57		22,681
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30	1110	22,200			1,600,000	3,700	55,500.0	1,110	5,550	92,500	177,600
	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		9,250		45,325	611,635	444	1,076.7		222		20,720
E	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		9,805		48,100	619,440	444	1,505.9		222		19,610
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30	148	22,200		110,000	660,000	3,480	12,800	185	444		32,900
	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		6,140			346,475	74	30,325		57		12,173
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		8,880			610,745	74	51,134		217		18,722
F	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31		74,000		384,800	1,850,000	18,500	111,000		37,000		111,000
	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		9,990		3,700	378,290		7,326		37		2,331
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		11,433		3,700	392,350		7,770		55.5		1,887
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30		27,750		555,000	555,000	7,400	22,200		1,295.0		22,200

診療用放射性同位元素の年間使用予定数量実績等

(単位: MBq)

病院区	核種	期 間	^{51}Cr	^{67}Ga	$^{81}\text{Rb}-^{81m}\text{Kr}$	^{99m}Tc	^{111}In	^{123}I	^{125}I	^{131}I	^{133}Xe	^{201}Tl
I	本年使用数量	H12.11.1 ~ H13.10.31		18,315								
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		17,649								
	翌年使用予定数量	H12.11.1 ~ H13.10.31	1200	44,400		645,300	3,700	44,400		11,100		44,400
J	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30	148	29,230		226,625	74	7,329.7	91.5	308		54,760
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31	129.5	30,858		208,125	74	7,751.5	74,539	308		54,020
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30	1,100	111,000	444,000	370,000,000	37,000	185,000.0	4,625,000	7,400	111,000	421,800
K	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		9,176		625,934		5,994		388.5		21,682
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		9,065		643,346		5,439		388.5		21,571
	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31		75,000	75,000	370,000	12,000			4,000.0		40,000
L	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		89,947	2,257	1,266,510	703	19,439	0.37	538.0		18,666
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		45,103	6,660	186,850	592	20,327.8		465		12,654
	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31	4,440	167,000	55,500	2,220,000	11,100	111,000	1,480	8,900	532,000	111,000
M	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		6,105	370	294,550		2,932.9		155.5		29,193
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		6,216	370	285,305		2,754.8		175.5		28,897
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30		57,720	9,250	740,000	3,700	111,000.0		1,850.0		74,000
N	本年使用数量	H12.12.1 ~ H13.11.30		5,180		301,071		37,331		60		740
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		5,032		297,601		36,371		100		740
	翌年使用予定数量	H13.12.1 ~ H14.11.30		22,200		811,560	740	133,200		800		11,100
O	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		17,649	3,885	467,662	37	5,509.3		152.5		28,267
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		17,686	3,885	467,477	37	5,642.5		152.5		29,711
	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31	555	22,200	37,000	740,000	1,850	14,800.0		3,700.0		59,200
P	本年使用数量(推量)	H13.1.1 ~ H13.12.31		36,297		2,035,279		1,554		101.75		6,438
	R I 協会頒布実績	H13.1.1 ~ H13.12.31		37,333		1,962,495		1,554		268.25		6,438
	翌年使用予定数量	H13.1.1 ~ H13.12.31	740	111,000	277,500	3,552,000	74,000	277,500	462.5	46,250	185,000	74,000

医療用高エネルギー発生装置放射化に対する問題
廃棄に伴う処置・報告（国立がんセンター中央病院にて）

国立療養所下志津病院 放射線科（前国立がんセンター中央病院）

小高 喜久雄

共同研究者：国立がんセンター中央病院 放射線治療部

池田恢 加賀美芳和 角美奈子 村山重之 伊藤芳紀

根本幸一 堀口弘 高森健治 秋葉裕子

日立メディコ東京システムサービス部

島根宏明 井上卓

【はじめに】

医療用高エネルギー発生装置の性能の向上により、高エネルギー出力の発生装置が多く使用され始めた。その使用に伴い装置本体が放射化されることが数年前より問題となってきたことは科学技術庁原子力安全局放射線安全課長通知（平成10年10月）においても明らかである。

放射線治療の最先端装置として、国立がんセンター中央病院に日本で最初（1982年）に設置されたマイクロトロンMM22が17年間稼働し老朽化が目立ちその役目を終え廃止（廃棄）する事となった。

今回、廃棄にあたって放射化の測定を行ったのでその結果と方法について報告する。

【マイクロトロンという装置】

マイクロトロンその歴史は1945年当時のソビエトのVekslerがシンクロトロン加速の原理を応用して開発した、しかし、大出力の供給が出来ず脚光を浴びることはなかった。1960年に入りスウェーデンでランタヘキサボイドの電子銃が開発、また、高出力のマイクロ波技術の進歩などにもない実用化がなされることとなり、1970年には医療用のマイクロトロンが開発された。そのような背景の元、がん治療の最先端装置として（マイクロトロンMM22）、1982年日本で最初に設置されたものである。

【装置の加速原理】

円軌道型の電子加速装置で、電子銃によって発生させた電子を1個のマイクロ波共振空洞内に導いて加速し、平滑磁場中で円運動させ再び共振空洞内へ戻す。ここで電子はさらに加速されより大きな円軌道を描いて共振空洞内に再突入する。これを数回に渡り繰り返すことにより電子のエネルギーは増大し、次々に大きな円軌道へと移ることになる。

加速された電子の引き出しは、磁場を遮断する鉄製のデフレクションチューブを磁場の適当なところに挿入することによって任意の軌道上から任意のエネルギーの電子線を引き出すことができる。どの軌道から引き出された電子もエネルギーの単色性に優れ長いビームトランスポートを介しても効率よく搬送することが可能である。

搬送された電子は治療室内のガントリー一部へ誘導され電子線治療が行われる。また、X線治療の場合は、誘導された電子を照射ヘッド内の金属ターゲットに当てて制動放射により発生するX線に変換して治療を行うこととなる。（図1）

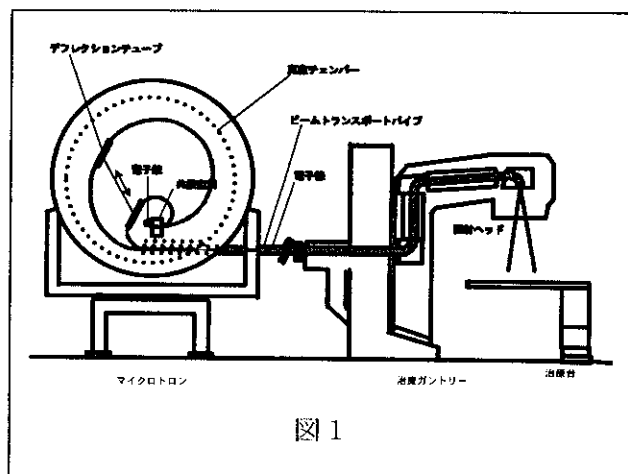
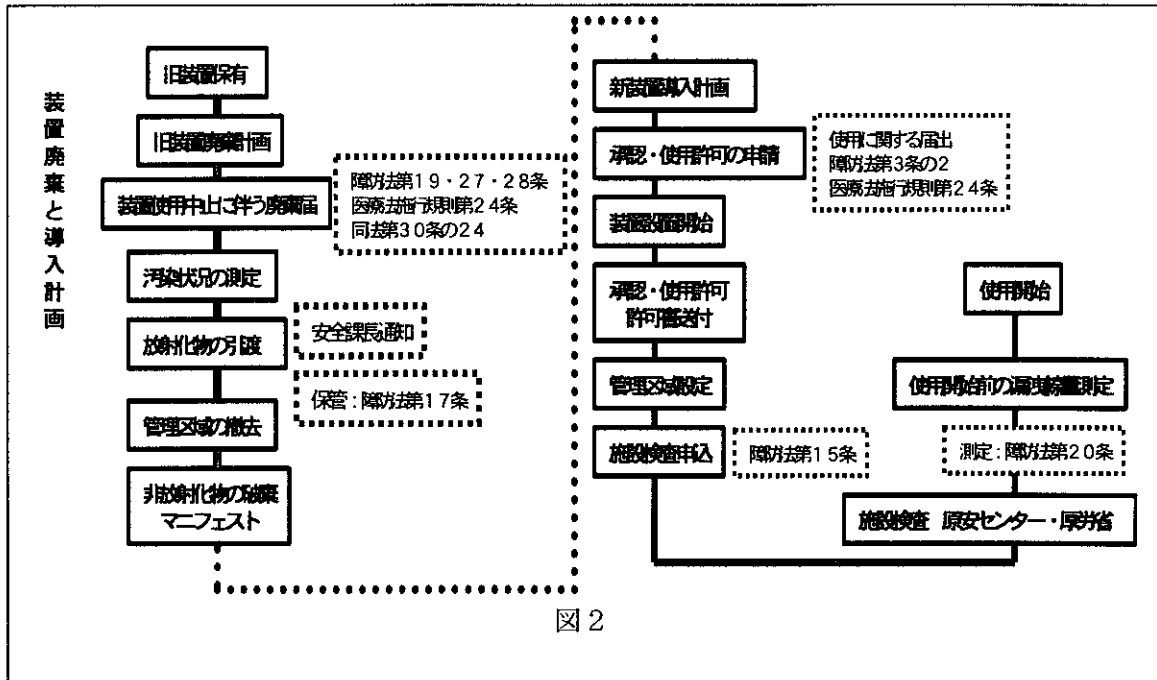


図1

【廃棄と導入】

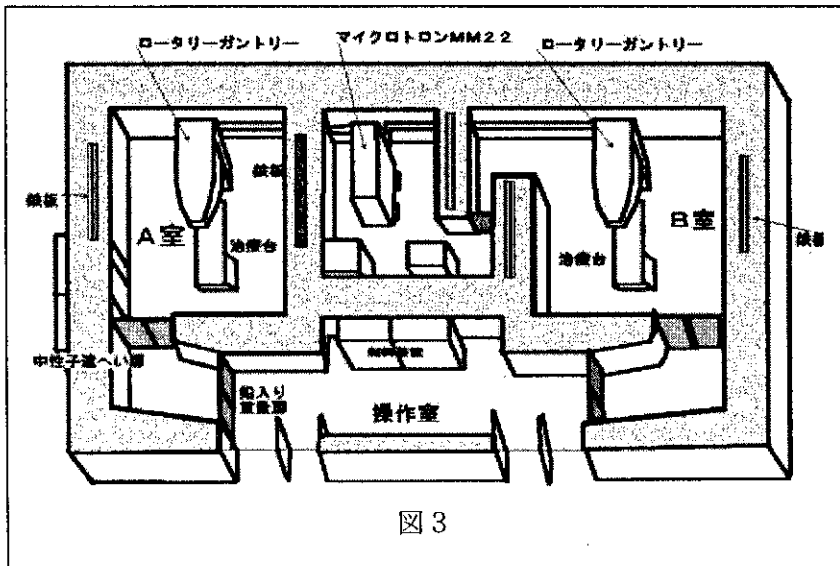
旧装置の廃棄と新装置導入にあたり、その流れ図を示す。(図2)



放射線障害防止法 第19条（廃棄の基準）・第19条の2（廃棄に関する確認）・第27条（使用の廃止等の届出）・第28条（使用廃止等に伴う措置）に従い法的手続きを行う。同時に医療法においても施行規則第24条・第30条の24（廃止後の措置）等の法的手続きを進めなくてはならない。今回はこれら問題なく進めることができたが、科学技術庁原子力安全局放射線安全課長通知（以下、課長通知とする）で示された「放射線発生装置使用施設における放射化物の取扱いについて」*資料1に従っての測定は、その方法が細かく示されていないこともあり非密封放射性同位元素取扱い・事業所等における運搬の基準・保管基準等を参考に行うこととなった。

【マイクロトロンMM22の使用状態・装置の配置・放射化測定】

- マイクロトロン使用室の装置配置を図3に示す。中央に機械室及び操作室、両側に治療室A・治療室Bを設けた2ガントリー方式により稼働していた。治療室Aは主に電子線治療と術中照射、治療室BはX線治療を行えるようにそれぞれ目的を持たせたビーム取り出しを行っていた。



○使用時間と出力ビームの種類

使用時間については、治療室毎のビーム時間を積算する機構ではなく中央に位置した加速装置から出力されるすべてビームに対する時間が積算されるものであった。表1に示すように17年間の使用における延べビーム使用時間は4874時間と一般的に使用されている医療用放射線加速装置としては長いものであった。

表 1

使用時間とビームの種類	
A室	X線：6・10MV 電子線：3・5・7・9・11・13・16・18・20・22MeV
B室	X線：6・10・14・21MV
総使用時間（ビーム時間）	4874時間

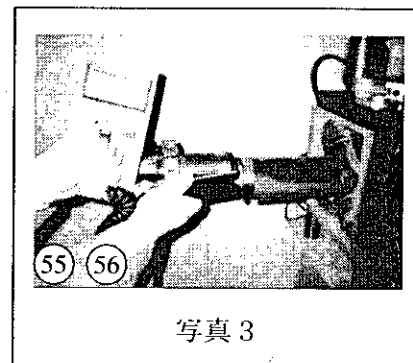
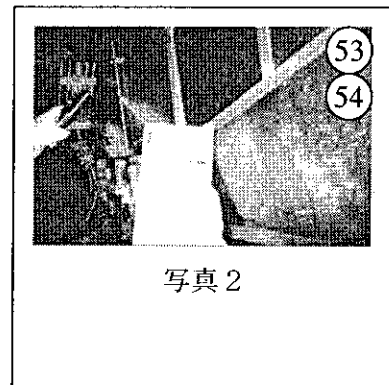
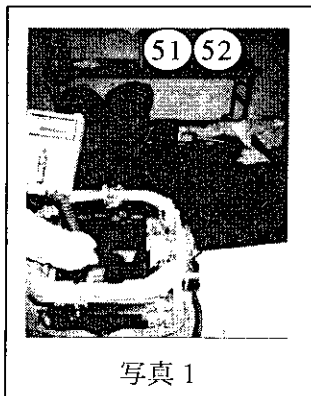
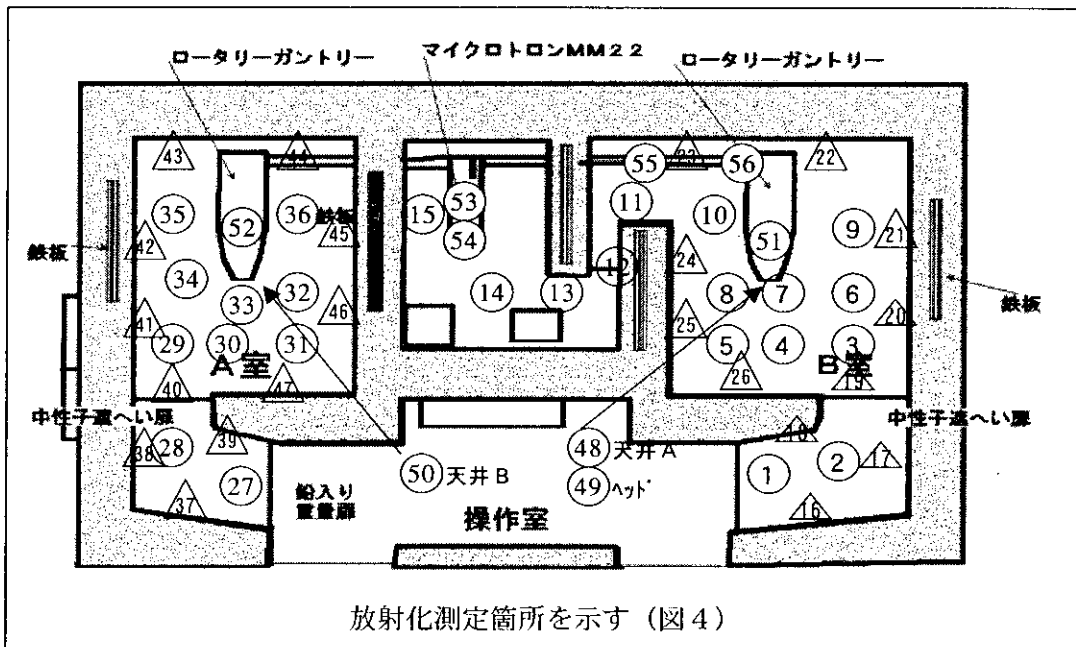
○測定

課長通知に基づき放射化による放射能の測定を行った。

測定に対しては装置本体を通常の保守点検等において行う程度に開放、ただしビームが走行するラインについては可能な限り開放するものとして測定をした。

測定箇所としては使用室、装置本体（図4）の56箇所を設定した。（写真1、2、3、4）

（加速器・デフレクションチューブ・ビームライン・トランスポートベンディングマグネット・ターゲット・イライザー等）



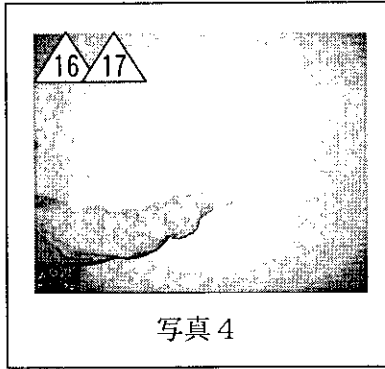


写真4

測定には、直接法としてGMサーベイメータ・シンチレーションサーベイメータを使用した。また間接法としてはスミア法を行った。

写真1：X線ヘッドの測定をGMサーベイメータで行っているところである。(写真はGMサーベイメータ、シンチレーションサーベイメータでも同様に行った。)

写真2：加速空洞内のビーム取り出し用デフレクションチューブの測定。(写真はシンチレーションサーベイメータ、GMサーベイメータでも同様に行った。)

写真3：ビーム案内管(ビームトランスポート)の直線部及び屈曲

部の測定を行った。

写真4：各治療室及び機械室(使用室)の床・壁・天井のスミア法を行った。

【放射化(による放射能)の測定と判断基準】

放射化の測定には、測定対象物(試料)に放射線測定装置(サーベイメータ)を近づけて直接測定する方法(直接法)と、ろ紙などでふき取りそれを測定する(スミア法:間接法)の2種類を行った。直接法は空間線量率が高い場所ではバックグラウンドが高く測定には適さない。間接法はふき取りにくい試料の放射化測定には適さない。などの短所があるため両測定法により測定するものとした。

直接法として、放射線測定装置(GMサーベイメータ・シンチレーションサーベイメータ)を使用し試料からの距離を1cm以内(5mm)に近づけ測定を行い汚染の状況を判断した。

間接法として、スミアろ紙により試料表面をふき取り採取し、オートウエルγカウンターにより全γ線の測定を行い汚染の状況を判断した。

直説法

放射線測定装置を用いて試料表面の測定を行う場合、試料からの計数率とバックグラウンド計数率を区別して計数出来る計数率の限界は次式をもって行った。評価する試料の放射能による計数率にはクグラウンド計数が含まれるため、その計数率とバックグラウンド計数率との差が正味の計数率とした。よって放射線測定装置を用いた場合の正味係数率の標準偏差σを次式のように表した。

$$\sigma = (N_s/T_s + N_b/T_b)^{1/2} = \{N_n/T_s + N_b(1/T_s + 1/T_b)\}^{1/2} \dots (式A)$$

N_s: 試料係数率 N_b: バックグラウンド係数率 N_n: 正味係数率 (N_n=N_s-N_b)

T_s: 試料係数の測定時間 T_b: バックグラウンド係数の測定時間

放射線測定装置の検出限界係数率(N_d)は、その測定器のバックグラウンド係数率の標準偏差σの2倍に相当すると定義されている。

標準偏差の2倍とは、試料の計数率とバックグラウンド計数率の差がN_dである場合、95.5%の信頼レベルで試料の放射能による計数値を意味する。また、多くの事業所で標準偏差の3σを採用している。

$$N_d - 2\sigma \geq 0 \dots (式B) \quad \text{または、} \quad N_d - 3\sigma \geq 0$$

を満たすものとなる。したがって検出限界係数率は(式A)のN_nと(式B)のN_dが等しいとして次式を求めた。

$$N_d = 2/T_s + \{(2/T_s)^2 + 4N_b(1/T_s + 1/T_b)\}^{1/2} \dots (式C)$$

使用するサーベイメータによる測定の場合の検出限界計数率は、

$$N_d = 2/\tau_s + \{(1/\tau_s)^2 + 2N_b(1/\tau_s + 1/\tau_b)\}^{1/2} \dots (式D)$$

τ_s: 試料測定時の係数率系の時定数

τ_b: バックグラウンド係数率測定時の係数率計の時定数

ここで、試料測定時間(時定数)とバックグラウンド測定時間(時定数)が等しく、

$$T_s = T_b \quad \text{または} \quad \tau_s = \tau_b$$

かつ $(2/T_s)^2 \ll 8N_b/T_b$ $(1/\tau_s)^2 \ll 4N_b/\tau_b$

が成立するようなバックグラウンド係数率が得られる場合は

$$(式C) \text{ は } N_d \approx 2(2N_b/T_b)^{1/2} \dots (式E)$$

$$(式D) \text{ は } N_d \approx 2(N_b/\tau_b)^{1/2} \dots (式F)$$

としてよいとされている。

今回我々は、放射化による放射能発生があると判断する基準として、正味係数率(N_n)が検出限界

係数率 (Nd) を超えた場合とした。

正味係数率 (Nn) は、試料係数率 (Ns) とバックグラウンド係数率 (Nb) の差である、今回 (式 F) の係数を3とし

$$\text{判断基準 } Nn = Ns - Nb > Nd \approx 3 (Nb / \tau b)^{1/2} \text{とした。}$$

間接法

スミアろ紙により採取した試料をオートウエルγカウンタにより測定、判断基準を $Nn = Ns - Nb > Nd \approx 3 (2Nb / Tb)^{1/2}$ とした。

また、表面放射能密度は $A (Bq/cm^2) = (60 \times \text{測定効率} \times \text{ふき取り効率} \times \text{スミア採取面積})$

A : 放射能密度 (Bq/cm²) 測定効率 : 40% ふき取り効率 : 10%

スミア採取面積 : 100 cm² として計算した。

放射性表面汚染の測定・評価マニュアル (原子力安全技術センター) を参照した。

【結果1】

測定時の基礎データを表2に示す。

表2

間 接 法	使用測定器	オートウエルγカウンタ	
	測定線種	γ線	
	BG	215.0cpm	
	計数効率	40%	
	試料採取効率	10%	
	検出感度	44.0cpm	
	検出限界	0.18 Bq/cm ²	
測定時間	2.0 min		
検査実施者 (株)千代田テクノル 汚染検査班 小川孝雄・河原浩 測定立会者 国立がんセンター 中央病院 小高 喜久雄			
直 接 法	使用測定器	GMサーベータ Aloka TGS-133	シンプレクソサーベータ Aloka TCS-171
	BG	60 cpm	0.06 μSv/h
	計数効率	30% (U308 50φmmにて)	
	検出感度	56.9 cpm	0.015 μSv/h
	検出限界	0.16 Bq/cm ²	
	時定数	10 sec	10 sec



写真5

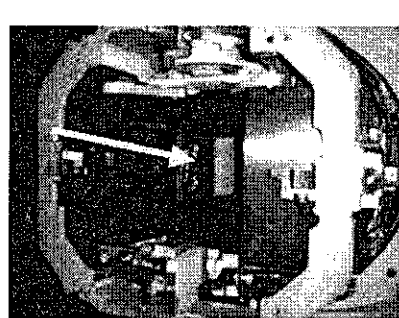


写真6

各測定位置における測定値と評価を表3に示す。

表3

No	間接法			直接法			備考
	係数率 全 γ -cpm	正味係数率 全 γ -cpm	表面放射能密度 全 γ Bq/cm ²	係数率 GM cpm	表面放射能密度 GM Bq/cm ²	線量率 μ Sv/h	
1	197.0	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.04	B室 床面
2	218.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	B室 床面
3	223.0	—	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
4	221.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.04	B室 床面
5	229.0	5.5	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
6	231.5	8.0	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
7	215.5	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.07	B室 床面
8	222.0	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
9	211.5	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.07	B室 床面
10	227.5	4.0	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
11	246.5	23.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 床面
12	212.5	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	機械室 床面
13	216.0	—	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.04	機械室 床面
14	215.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	機械室 床面
15	206.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	機械室 床面
16	218.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
17	203.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
18	230.0	6.5	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
19	214.0	—	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.05	B室 壁面
20	236.5	13.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	B室 壁面
21	227.0	3.5	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
22	236.5	13.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
23	243.5	20.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.04	B室 壁面
24	223.5	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	B室 壁面
25	218.0	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
26	233.5	10.0	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
27	211.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	A室 床面
28	221.5	14.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	A室 床面
29	237.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.04	A室 床面
30	221.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	A室 床面
31	213.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	A室 床面
32	231.0	7.5	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	A室 床面
33	209.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	A室 床面
34	228.0	5.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.04	A室 床面
35	226.5	3.0	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	A室 床面
36	227.0	3.5	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	A室 壁面
37	212.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
38	229.5	6.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.05	A室 壁面
39	230.5	7.0	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
40	230.5	4.5	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
41	225.5	16.0	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.07	A室 壁面
42	239.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.05	A室 壁面
43	212.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
44	213.5	10.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
45	233.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
46	204.5	—	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
47	211.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	A室 壁面
48	221.0	12.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 天井
49	235.5	14.0	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	B室 壁面
50	237.5	—	検出感度限界以下	70	検出感度限界以下	0.06	A室 天井
51	216.5	—	検出感度限界以下	300	0.068	0.6	X線ヘッド内
52	213.0	2.5	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.8	電子線ヘッド内
53	222.0	—	検出感度限界以下	600	1.5	0.8	本体内チューブ
54	218.5	—	検出感度限界以下	80	検出感度限界以下	0.08	本体電子銃
55	218.5	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	ビームライン直線部
56	211.0	—	検出感度限界以下	60	検出感度限界以下	0.06	ビームライン屈曲部

測定結果（表3）より、各使用室の床・壁面・天井等においては直接法、間接法とも検出限界以下であり放射化は認められなかった。しかし、装置本体のX線ヘッド部・本体加速空洞内デフレクションチューブなど主要加速部において放射化を認めるに至った。

（写真5は加速空洞内デフレクションチューブ・写真6はX線ヘッドの測定状況。）