放射線治療における蛍光ガラス線量計 物理技術ガイドライン



内容

第1章	はじめに	3
第2章	機器と使用ツール	6
第3章	取り扱い・読み取り法・メンテナンス	14
第4章	線量プロトコル	23
第5章	不確かさの評価	30
第6章	第三者評価	38
第7章	臨床利用	52
第8章	まとめ	74

日本医学物理学会QA/QC委員会「蛍光ガラス線量計物理技術ガイドラインワーキンググループ」

ワーキンググループ代表者

国立がん研究センター中央病院	岡本裕之
班員	
八千代病院	青山裕一
京都府立医科大学附属病院	太田誠一
医用原子力技術研究振興財団 線量校正センター	奥山浩明
株式会社千代田テクノル	瀬下幸彦
医用原子力技術研究振興財団 線量校正センター	高瀬信宏
国立がん研究センター中央病院	竹森望弘
千葉大学大学院医学研究院	恒田雅人
東京ベイ先端医療・幕張クリニック	遠山尚紀
量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 QST病院	中路拓
国立がん研究センター中央病院	中村哲志
独立行政法人医薬品医療機器総合機構	橋本慎平
医療法人社団 昴会 東近江市蒲生医療センター	平田誠
国立がん研究センター中央病院	三笠翔平
量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 QST病院	水野秀之
国立がん研究センター がん対策研究所 がん医療支援部	峯村俊行
藤田医科大学	安井啓祐
医用原子力技術研究振興財団線量校正センター	山下航

2

第1章 はじめに

1. はじめに

全国放射線治療施設構造調査によると,放射線治療の実治療患者数は20年前に比べ2倍に 増加している [1]. 高齢化社会に突入する本邦において,侵襲性の少ない放射線治療の利用は 益々増え,より安心して質の高い放射線治療が受けられる医療体制が求められている.一方, 質の高い放射線治療を提供するためには,品質管理・品質保証(Quality Control・Quality Assuarance, QC・QA)は必要不可欠である.放射線治療装置の点検,線量計測などの品質管理 を通して,見えない放射線に対して安心で安全な放射線治療を実現可能としている.線量計 測で用いられる線量計は電離箱やシンチレータ,半導体検出器,ラジオクロミックフィルム など多岐にわたる.その中でも,蛍光ガラス線量計は,放射線照射によって紫外線励起によ りオレンジ色の蛍光を発する現象を測定原理に利用した線量積算型固体線量計である.他の 固体線量計に比べ物理的特性に優れ,環境測定,個人放射線被ばく線量測定,放射線治療の 品質管理など様々な分野で利用が進んでいる.

現在, 蛍光ガラス線量計システムの生産は, 国産企業が担い,研究分野・臨床普及におい ても本邦から世界に向けて積極的に情報発信をしている.近年,世界の放射線治療装置の第 三者評価機関の役割を担っている国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency, IAEA) において,出力線量評価用の線量計として蛍光ガラス線量計が採用された.しかしながら, これまで蛍光ガラス線量計の線量計測に関する包括的なガイドラインが存在しなかった.物 理的に優れている線量計でも取り扱いが不適切であれば正確な線量は計測できない.そこで 2020年,公益社団法人日本医学物理学会 QA/QC 委員会の下,蛍光ガラス線量計物理技術ガ イドラインワーキンググループが発足した.本ワーキンググループは,蛍光ガラス線量計の 専門家らで構成され,幅広い知見を集約するとともに,日常臨床で活用できるガイドライン の策定を目指した.蛍光ガラス線量計の測定原理や測定プロトコル,測定の不確かさに加え, 測定時の注意点や臨床導入例についても提示している.また,初学者でも読みやすい構成に 配慮し,最後の8章では各章での要点をまとめている.本ガイドラインが,蛍光ガラス線量 計の臨床導入において一助となることを確信し,蛍光ガラス線量計の発展と普及,計測の標 準化につながることを切に願う.

2. 蛍光ガラス線量計の開発経緯

図 1-1 にガラス線量計の開発経緯を示す. ガラス線量計の原理については半世紀以上も前から 報告され, 1949 年に Weyl, Schulman らが銀を含んだアルカリアルミノリン酸塩ガラスのラジ オフォトルミネッセンスがあることを証明し[2], Shulman らが線量計として応用した [3,4]. その後、横田らは高原子番号の物質 K, Ba を含まず、Li, B を含む現在の銀活性リン酸ガラ スを用いたガラス線量計を改良し、エネルギー特性や高感度やフェーディングなど物理的特 性を改善した [5]. 1970 年後半には、主に海外ユーザ向けの供給として、東芝硝子(現・AGC テクノグラス) でガラス線量計の製造を継続した. 1980 年代前半には N₂ レーザ式読み取り装 置 FGD-8 を開発した. その後, 1995 年代頃に環境用読み取り装置 FGD-200 を開発し, 現在 のシステムの原型となった. さらに 2000 年ごろ, 主に医療分野向けの小型素子システム Dose Ace が販売され、個人線量計および環境測定のみならず放射線治療における線量計測など 様々な用途で広く利用されている. 2007年には医用原子力技術研究振興財団「治療用照射装 置の出力線量測定業務(郵送測定)」の標準線量計として採用され, 2020 年には IMRT 郵送調 査も開始した [6]. 2019 年には、 IAEA/WHO の線量計測システムが熱ルミネッセンス線量計 TLD (thermoluminescent dosimeter) からガラス線量計へと更新され [7], 同年にはガラス線量 計を用いた光子線治療の線量監査についての国際規格 ISO 22127:2019 が発行された [8]. Schulman らの発見から約 70 年という長い年月を経て本ガイドラインを刊行する運びとなっ た. その間多くの研究者がガラス線量計の開発に携わり、ガラス線量計の発展に寄与した.

1950年	WeylおよびSchulmanはガラスにRPL現象	FD-1
1960年	があることを証明 横田らはガラス線量計 FD-1を開発	
1970年	東芝硝子(現・AGCテクノグラス)で ガラス線量計の製造	FGD-8
1980年	N ₂ レーザ式読み取り装置 FGD-8を開発	
1990年	環境用読み取り装置 FGD-200を開発	FGD-200
2000年	小型素子システム Dose Ace 開発	• (co.xx)
2010年	ガラス線量計を用いた第三者出力線量評価開始	Dose Ace
2020年 2022年	ガラス線量計による線量評価法のISO規格発行 IMRTにおける第三者出力線量評価開始 日本医学物理学会 本ガイドライン発刊	

図 1-1. 蛍光ガラス線量計の開発経緯.

参考文献

- 公益社団法人日本放射線腫瘍学会 日本放射線腫瘍学会 2017年 全国放射線治療施設 構造調査の解析結果
 https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/data_center/JASTRO_NSS_2017_01.pdf, (アクセス 日 2022年3月31日)
- 2. Weyl WA, Schulman JH, Ginther RJ and Evans L J. Electrochem. Soc. 97 (1949) 70.
- 3. Schulman JH, Ginther RJ and Klick CC: J. Appl Phys. 22, 1479 (1951);
- 4. Schulman JH, Shuschiff W, Ginther RJ and Attix FH: Nucleonics 11, (10) 52 (1953)
- 5. 横田 良助, 中島 三郎, 上杉 泰男, 新しく開発した螢光ガラス線量計による低線量測定 とエネルギー依存性, Radioisotopes, 1961 年 10 巻 4 号 p. 387-394
- 6. 公益財団法人 医用原子力技術研究振興財団, https://www.antm.or.jp/index.html (アクセ ス日 2022 年 3 月 31 日)
- 7. SSDL Newsletter No. 70, IAEA, Vienna 2019
- 8. Dosimetry with radiophotoluminescent glass dosimeters for dosimetry audit in MV X-ray radiotherapy, ISO 22127:2019.

第2章 機器と使用ツール

1. 蛍光ガラス線量計(RPLD)の測定原理

蛍光ガラス線量計(RPLD: Radiophotoluminescence dosimeter)は、放射線が照射されたガラ スが紫外線励起によってオレンジ色の蛍光を発するラジオフォトルミネッセンス現象(RPL: Radiophotoluminescence)に基づく固体線量計である。蛍光ガラス線量計は、銀活性リン酸塩 ガラスでできており、銀イオンを含んでいる。図 2-1 に示すように、放射線照射によって電子 と正孔が生成され、銀イオンによって捕獲され、Ag⁰と Ag⁺⁺の蛍光中心が形成される。蛍光 中心は安定した状態であり消失することはない。しかし、外部からの刺激、つまり紫外線を ガラスに照射すると励起状態となり、オレンジ色の蛍光が発生する。何度でも紫外線を照射 することにより、蛍光が発生し、繰返し読み取りが可能である。また、RPL 量と線量が比例 することから、線量に比例した情報が取得できる。図 2-2 に照射済みのガラス線量計と照射 していないガラス線量計の紫外線照射後の様子を示したものである。照射しているガラス線 量計でオレンジ色に発光しているのがわかる。これまで蛍光ガラス線量計に関する様々な研 究が報告され、蛍光ガラス線量計の呼び名も統一されていないのが現状である(例えば、RGD や RPLGD など).本ガイドラインでは、国際規格 ISO 22127:2019の記述に従い、蛍光ガラス 線量計を RPLD とする。読者には、今後 RPLD を蛍光ガラス線量計の名称として使用を推奨 したい。



図 2-1. ラジオフォトルミネッセンスの原理.



図 2-2. 照射済み(上)と照射なしの素子(下). 紫外線照射後の様子.

発生したオレンジ色の蛍光は光電子増倍管により計測可能である.現在は,読み取り用の 装置「DoseAce (ドーズエース)」が商用化され,γ線・X線,β線などの各線量当量を測定す る個人放射線被ばく線量計測定システム,自然環境・作業環境でのγ線・X線を測定する環 境モニタリングシステム,診断放射線量から治療レベルの高線量の評価など,様々な用途で 利用されている.読み取りにおいては,パルスレーザ読み取り方式を採用し,自然放射線レ ベルの低線量域から放射線治療などで用いられる高線量域(10 Gy または Sv)までの広範囲 を高精度で測定できる.さらに,高線量オプションでは100 Gy まで測定可能である.その他 の周辺機器としては,ガラス線量計リーダの他に読み取りマガジン,アニール用電気炉,プ レヒート用恒温器などがある.詳細は次の節を参照されたい.

2. ガラス線量計素子(GD-300シリーズ)

ガラス線量計素子はガラス素子とホルダー(ケース+キャップ)から構成され,ガラス素子 ID (刻印)の有無,ガラス素子のエネルギー特性を考慮したホルダー内部の低エネルギー 補償フィルタの有無により4種類ある (図 2-3,表 2-1).



図 2-3. ガラス線量計素子の構造と種類. グリーンが GD-301, ピンクが GD-302M, ブルーが GD-351, オレンジが GD-352M.

型	式	GD-301	GD-302M	GD-351	GD-352M
低エネルギー	補償フィルタ	無		有	
素子上の)ID 刻印	無	有	無	有
測定	線種	γ・X 線			
	標準モード		10 μGy (μSv)	$\sim \! 10 \; \text{Gy} \; (\text{Sv})$	
測定線量範囲	古伯具ィード	$1 \mathrm{Gy}~(\mathrm{Sv}) \sim 1$	100 Gy (Sv)		
	同様重モート	参考値として~	~500 Gy (Sv)	-	
ガラス素子サ	イズ [mm]	φ1.5 ×8.5	φ 1.5 ×12	φ 1.5 ×8.5	φ 1.5 ×12
ホルダーサイ	イズ [mm]	φ 2.8 ×9.5	φ 2.8 ×13	φ 4.3 ×12	φ 4.3 ×14.5
ホルダー	サイズ色	グリーン	ピンク	ブルー	オレンジ
		古纳具,古云	古伯見 古テクッジ 田		ネルギー用
主な	主な用途	同禄里・尚エイルイー用		ホルダー内部にフィルタあり	
		(佰炼廠重計111)		(診断線量評価用)	

表 2-1. ガラス線量計素子の仕様

2.1. ガラス線量計素子(GD-300シリーズ)の取扱方法

ガラス素子に汚れ・欠けがある場合は、励起光が拡散され正確な読み取りができない恐れ がある.特にレーザ入射端面及び素子側面は注意が必要である.またガラス素子を取り扱う 場合、手で直接触れずにピンセット等を使用する.

- ・ ガラス素子の汚れは無水エタノールで湿らせたクリーンペーパーで拭き取る.
- ガラス素子は必ずホルダーに入れた状態で素子ケースに入れて保管する.
- ・ 高温多湿の場所に放置するとガラス素子の表面に白曇りが発生する恐れがあるため、デ シケータ等で温度 35 度以下・湿度 60%以下に管理された場所に保管する.
- 水中などで使用した場合は、ガラス素子の水分を十分に拭き取るとともにホルダー内部 を十分に乾燥させてからガラス素子を収納する.ガラス素子の水分除去は無水エタノー ルで湿らせたクリーンペーパーで拭き取る.

2.2. ガラス線量計リーダ(FGD-1000)と周辺機器

FGD-1000は、ガラス線量計素子 GD-300 シリーズの読み取り用のリーダ(図 2-4)で、10 μGy から 10 Gy まで読み取り可能である. さらに、高線量対応システムのオプションを追加 することで 500 Gy までの測定が可能であり、診断線量レベルから治療線量レベルまでの広 範囲に対応することができる. 但し、100 Gy 以上は参考測定値である. 線量読み取りはガラ ス素子を読み取りマガジンにセットすることにより自動で実行され、最大 20 素子の連続読 み取りが可能である. さらに読み取り結果はリーダ制御用パソコンのコントローラー画面に 表示されるとともに、データファイルとしても保存が可能である. またリーダの校正はスタ ンダードガラス (標準照射した RPLD)を使用して、定期的に実施され、その際にリーダに

8

内蔵される内部キャリブレーションガラスの値付けが自動的に行われることで、その後、日常の測定では内部キャリブレーションガラスによって自動的に校正がされる.図2-5に、周辺機器も含めた読み取りしシステム一式を示す. 左から恒温器、電気炉、制御用パソコンとガラス線量計リーダである.



図 2-4. ガラス線量計リーダ (FGD-1000)の構造.



図 2-5. システム構成品一式. 左から恒温器, 電気炉, 制御用パソコンとガラス線量計リーダ.

2.3. スタンダードガラス・内部キャリブレーションガラス・リファレンスガラス リーダには役割に応じて3つのガラス素子(スタンダードガラス,内部キャリブレーショ ンガラス,リファレンスガラス)が使用され,うち2つ(内部キャリブレーションガラスと リファレンスガラス)はリーダ部品として内蔵されている.図2-6にそれぞれの素子の外観 並びに内蔵の様子を示す.どの素子も表2-1のガラス素子の組成と同じ組成で構成されてい る.スタンダードガラスは,計量法トレーサビリティ制度に基づく認定を受けた事業者で標 準照射(137Cs-γ線)されたガラス素子であり,リーダの校正とともに、リーダ内蔵の内部 キャリブレーションガラスに値づけをしている(詳細は次節参照).また,内部キャリブレ ーションガラスは,線量が付与されたガラス素子であり,特にリーダの温度特性に対する補 正を行うためリーダ校正時に値づけがされ,校正時と日常使用時に自動で読み取り,値の差 異に対してリーダ校正定数を決定している.リファレンスガラスは,レーザ光の出力変動に よる蛍光読み取り値への影響を補正するためのガラス素子であり,毎測定時のレーザ由来の 蛍光検出値を取り出し,試験ガラス素子の信号との比を取ることにより出力変動の影響を補 正している.

a)



c)

b)





図 2-6. a) スタンダードガラス(照射素子とBG:非照射素子), b) 内部キャリブレーションガラス, c) リファンレンスガラス.

2.4. ガラス線量計リーダ FGD-1000 の取扱及び保管方法

リーダは水平な安定した台に設置し、特に背面は十分な冷却能力を確保するため、リーダの周囲は 10 cm 以上空間を設ける.冷却が不十分であると固体レーザの温度が上昇して動作不良の原因や固体レーザの寿命が著しく短くなる恐れがある.

- ・ 測定の安定のため、電源を入れて約15~30分後から使用する.
- ・ 使用環境温度が 18~35 度の範囲外ではレーザの保護機能が働き、レーザの発振ができな い場合があるため、この場合は使用環境温度を 18~35 度にしてからリーダの電源を入れ 直す.
- ・ 固体レーザをより長く使用するために、リーダを使用しないときはリーダの電源を切る ことが推奨される.

2.5. 読み取りマガジン

ガラス線量計リーダ (FGD-1000) での線量読み取りのためにガラス素子を入れるマガジン で 20 個のガラス素子をセットできる (図 2-7). ガラス素子の長さに応じて 8.5 mm 用と 12 mm 用の 2 種類がある.また,オプションの高線量機能を使用する場合には高線量用マガジ ンを使用する.

- 読み取りマガジンは測定の目的に応じたものを使用し、ガラス素子は読み取りマガジンの溝に確実にセットする。
- 汚れなどの付着により読み取り誤差の原因となるため、ガラス素子は素手で取り扱わない。
- ID 付きのガラス素子の場合は、読み取りマガジン上に示されている ID 側にガラス素子のID が向くようにガラス素子をセットする.



図 2-7. 左の写真は 8.5 mm と 12 mm の読み取りマガジン(それぞれ上段は標準,下段は高線量用). 右の絵は標準と高線量読み取りマガジンの外観.

(i) 標準読み取りマガジンで読み取りする場合

10 Gy 以下の測定を行なう場合は,標準読み取りマガジンを使用する.照射時はキャップが 緩み外れないよう注意し,ガラス線量計素子全体に均一に照射し,図 2-8 の「読み取り範囲」 が照射される様にする.

(ii) 高線量読み取りマガジンで読み取りする場合

10 Gyを越える高線量で照射されたガラス素子は,読み取り時に発生する RPL 量が大きく, またガラス素子の着色による励起用紫外線レーザ光の透過率減衰が大きくなるため,高線量 用読み取りマガジンを使用する.このマガジンは,読み取り範囲を小さくすることで読み取 り感度を調節している.具体的には読み取りマガジンのガラス素子へのレーザ入射側に小さ な蛍光検出穴(コリメータ)が設けられており,また検出位置はレーザ光の減衰をなるべく 少なくするためにレーザ入射端付近に設定されている(図 2-7).GD-301 または GD-302M を 使用して,高線量照射を行う時の照射中心は図 2-8 右に示す位置になる.但し,ガラス線量計 素子全体に均一照射される場合は,特に考慮する必要はないが,以下の点に注意する.

- 高線量用マガジンは高線量対応システム付のリーダでのみ使用できる。
- ID 付きの線量計素子 (GD-302M) の場合には読み取りマガジンに示されている ID 側にガ ラス素子の ID が向くようセットする.
- 読み取り箇所が小さいため、必ず読み取り箇所が照射されている事を確認する。
- ・ 低エネルギー補償フィルタ付の線量計素子(GD-351,GD-352M)は使用しない.これは, 高線量用マガジンでは読み取り箇所が異なり,正しい読み取り値が得られない場合がある.



図 2-8. 標準読み取りマガジンと高線量読み取りマガジンによる読み取り範囲.

2.6. 低エネルギー補償フィルタ

ガラス線量計素子は、Ag などの高原子番号が微量に含まれているため、低エネルギーであ る kV 領域で光電効果の影響を受け感度が増す.最大でも4倍程度も感度が増加する可能性 があるため [1]、ガラス素子周辺に金属のフィルタを設けることによって、低エネルギー成分 を除去し、感度上昇を抑制する試みが行われている.現在、主に Sn (スズ) で作成された低 エネルギー補償フィルタ(厚み 0.75 mm)を内蔵した広範囲エネルギー用ホルダー(表 2-1 の GD-351 と GD-352M が該当)が提供され、主に kV の診断領域で用いられている.実際の臨 床利用については第7章の「診断領域での RPLD の使用」で述べる. 3. 補助ツール

3.1.ピンセット

ガラス素子を取り扱う場合は、竹やプラスチック製のピンセット、または吸引型のピンセットを使用する.金属製のピンセットはガラス素子を傷つける恐れがあるため使用しない.



図 2-9. 上がプラスチック製のピンセット(推奨),下が金属製のピンセット.

3.2.超音波洗浄機

ガラス素子の汚れには超音波洗浄が有効である.洗浄機のマニュアルに従い規定量の中性 洗剤液(約0.2%)を投入し、プレヒートトレイなどに載せたガラス素子を洗浄機に設置して 約2分間洗浄する.その後、蒸留水、エタノールの順に置換し、クリーンペーパーで拭き取 るか、エアスプレーや送風機にて送風乾燥させ完全に乾いた状態で使用する.定期的に超音 波洗浄を行うことで、汚れによる読み取り値への影響を低減できる.洗浄は高頻度に行う必 要はなく、通常の取扱いをしている場合には1年に1回程度で十分である.

参考文献

1. Kadoya N, Shimomura K, Kitou S, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass detector in low-energy photon beams. Med Phys. 2012;39(10):5910-5916.

第3章 取り扱い・読み取り法・メンテナンス

1. 読み取り方法

図 3-1 に GD-300 シリーズを使用した線量測定の基本的な流れを示す.



図 3-1. 線量測定の流れ.

1.1 ガラス素子の外観検査(アニール前)

ガラス素子に欠け・汚れ・白曇りがあると励起光が拡散され正確な読み取りが行えない恐 れがあり、またガラス素子に汚れが付着したままアニールを行うと、汚れが定着してしまい 除去できなくなる場合がある.図 3-2 に例を示す.使用期間の長いガラス素子が白曇りして いるがわかる.アニール前に必ず欠け・汚れ・白曇りなどを確認し、欠け・白曇りのあるガラ ス素子は使用を控え、汚れたガラス素子は汚れを取り除く必要がある.手順を次に示す.



図 3-2. 左:使用期間が長い素子,右:新しい素子.

手順

- 1. ホルダーからガラス素子を取り出す.
- 2. ガラス素子をピンセットでつまみ、素子の端面・円周面に欠け・汚れ・白曇りが無いこと を目視で確認する.場合により、欠け・白曇りがあるガラス素子は使用を控える.
- 3. ガラス素子に汚れがある場合は、手で触れないようにクリーンペーパーなどに包み込む ようにして、エタノールを使用して取り除く.
- 1.2 アニール (再生処理)

ガラス素子に蓄積した積算線量はアニール(再生処理)によって消失させることができ, アニール用マガジンは,GD-300 シリーズのガラス素子のアニール(再生処理:400 度加熱) 用の専用金属容器である(図 3-3).ガラス素子をホルダーから取り出し,アニール用マガジ ンにセットした後,アニール用電気炉に入れて加熱処理する.なお,ガラス素子は必ずアニ ールを行ってから使用する.積算線量が消失されていない状態で低線量の照射試験をし,こ れを読み取る場合は精度の高い照射線量を算出することができない恐れがある.

手順

- 1. ガラス素子やアニール用マガジンに埃やゴミが付着している場合,アニール時に焦げと なり信号変化が発生するため,クリーンペーパーなどで取り除く.
- 2. ホルダーから取り出したガラス素子をアニール用マガジンに並べ, 電気炉に1つだけセットする.
- 表 3-1 の条件にてアニールを実施する. なお,メーカーによるアニール処理設定時間は、 昇温(開始温度~400度)を40分間,その後処理素子の線量により保持(400度)を20分 間もしくは60分間である.

	衣 5-1. ノニー/	が分末件	
線量	投入・取出温度	設定温度	保持時間
\sim 1 Gy	40 座凹下	400 庄	20 分
1 Gy∼500 Gy	40 皮以下	400 皮	60分

表 3-1. アニールの条件

- 4. アニール完了後,電気炉の電源を切り,扉を閉じた状態で自然冷却する.充分冷めたこと を確認し(40度以下が目安)アニール用マガジンを電気炉から取り出す.
- 5. 更に室内にて放置し室温まで冷却する.



図 3-3. アニール用マガジンとアニール用電気炉.

注意

- ・ 埃やゴミが付着した状態でアニールすると高温で溶解し、ガラス素子に固着する恐れがある。
- ・ 40 度以上で投入・取出を行うとガラス素子が熱衝撃により破損する恐れがある.
- ・ 設定温度が高すぎる(約430度以上),また保持時間が長すぎる場合は(約8時間以上), ガラスが溶ける恐れがある.逆に、設定温度が低すぎる、または、保持時間が短すぎる場合は、積算線量を完全に除去できない場合がある.
- アニール用マガジンは炉内奥にある温度センサに接触しないように設置する.また段積みした場合、電気炉の温度制御が正常に行えずガラス素子が溶ける恐れがある.
- 高温のガラス素子を読み取りマガジンにセットするとマガジンが熱で変形する恐れがある。
- 1.3. 初期値読み取り

RPLD は積算型の線量計であるため,照射前の読み取り値と照射後の読み取り値を差し引 くことで照射線量を算出する.この照射前の読み取りを初期値読み取りという.また RPLD は,アニールを行うことで初期状態に戻すことができるが,ガラス素子自体が約 10~30 μGy の蛍光成分(プレドーズ)を持つため,アニール直後であっても初期値読み取りは必要であ る.

さらにアニール直後に初期値読み取りを行うことによって、ガラス素子が正常に機能するか 確認する事ができ、ガラス素子に汚れ・欠け・白曇りがあると初期値が 10~30 µGy の範囲か ら外れる傾向がある.汚れがある場合は必ず汚れを取り除いてから再度初期値読み取りを行 い、場合により、汚れが除去できないものや、欠け・白曇りのあるものは使用を控える必要 がある.図 3-4 に読み取りマガジンと装置へのセット手順を示す. 手順

- 1. ガラス素子をピンセットでつまみ、素子の端面・円周面に欠け・汚れ・白曇りが無いこと を目視で確認する.場合により、欠け・白曇りがあるガラス素子は使用を控える.
- 読み取りマガジンにガラス素子をセットする(図 3-4) 2.
- 3. 初期値読み取りは、標準用マガジンを使用する. 高線量の照射を行う場合でも、標準用マ ガジンを使用する.ただし、高線量の照射を行う場合の初期値読み取りは、ガラス素子の 欠陥確認のみを目的としており,初期値を照射線量算出には使用しない.
- 4. モードと読み取りパラメータを選択,読み取りマガジンをセットし測定する. 測定中は 図 3-5 に示すように読み取りマガジンが取り付け台とともに移動し、ガラス素子を順番 に読み取る.
- 5. 初期値読み取り後は、ガラス素子を読み取りマガジンからホルダーに収納する.



図 3-4. 読み取りマガジンとリーダへのセット手順

a)



図 3-5. 読み取り時の読み取りマガジンの移動. ID1から20へと読み取る (aからd).

注意

- 使用するガラス素子に対して、適切なモード設定と読み取りパラメータ、読み取りマガジ ンを選択する.
- ID 付きの線量計素子(GD-302M, GD-352M)の場合は、読み取りマガジンの [ID 側] に ガラス素子の ID が向くよう配置する.

初期値が約10~30µGyの範囲から外れた場合、ガラス素子を目視で再度確認し、場合により使用を控える。

1.4. 使用(照射)

初期値読み取りの完了したガラス素子に対して、ガラス線量計素子のエネルギー特性や方 向特性などを考慮しながら、使用(照射)する.なお、円回転方向の方向依存性は30keV以 上のエネルギーで±3%内であり、長軸回転方向の方向依存性は¹³⁷Cs-γ線の場合でも測位方向 に対し0~-10%程度である.

注意

- 振動・衝撃を伴う箇所に設置して使用する場合には、ホルダーのキャップの緩みや外れにより、ガラス素子がホルダーの適切な位置からズレ、読み取り精度に影響を与える恐れがある。
- ホルダーを使用せずガラス素子のみで使用する場合は、欠け・汚れなど充分注意し取扱う。

1.5. プレヒート

放射線が照射されたガラス素子には RPL 量が時間の経過とともに増加して安定化するというビルドアップ特性があり、この時間変化を短時間で完了させるためにプレヒートを行う. 表 3-2 にプレヒートの条件と図 3-6 にプレヒートトレイとプレヒート用の恒温器を示す.

手順

- 1. 照射済のガラス素子をホルダーに入れたまま、プレヒートトレイに並べる.
- 2. プレヒートトレイをプレヒート用恒温器にセットする.
- 3. プレヒート用恒温器の電源を入れ、下記条件にセットする. 設定温度に到達したことを 確認したら、そのまま所定の時間保持し、必ず使用するスタンダードガラスと同じ条件 でプレヒート処理をする.

表 3-2. プレヒートの条件				
投入・取出温度	設定温度	保持時間		
40 庄门下	70 庄	30~60 分		
40 皮以下	/0	(スタンダードガラス作成時と同じ時間)		

4. 40 度以下まで温度が下がったらプレヒートトレイを取り出し,室温下で約 30 分放置する. ホルダーが 30 度以下に下がるまでを目安とする.



図 3-6. プレヒートトレイとプレヒート用恒温器

注意

・80 度を越えるとホルダーやプレヒートトレイが変形する恐れがあるため、処理温度が80 度を越えないようにする.

1.6. 積算値読み取り

プレヒート後,ガラス素子は温度が高い状態だと読み取り感度が低く,読み取り値が低く なる恐れがあるため,ガラス素子が室温まで下がったことを確認してから読み取りを行う.

手順

- 1. ガラス素子をピンセットでつまみ,素子の端面・円周面に欠け・汚れ・白曇りが無いこと を目視で確認する.場合により,欠け・白曇りがあるガラス素子は使用を控える.
- 読み取りマガジンにセットしたガラス素子の軸方向の位置を読み取りマガジンの溝の手 前側または奥側に揃え, ID 付きの線量計素子(GD-302M, GD-352M)の場合にはガラス 素子の回転の向きを揃える(同じ条件下で読み取りを行うことにより読み取りの不確か さを低減できる).
- 3. モードと読み取りパラメータを選択,読み取りマガジンをセットし測定する.読み取り マガジンも設置時に遊びがあるので,手前方向に押し付けるなど,常に同じ位置で読み 取りを行う工夫をすることにより読み取りの不確かさを低減させる.
- 4. 読み取りが完了したら予め読み取ってある初期値を差し引いて照射線量を算出する.

注意

- ・ 使用するガラス素子に対して, 適切なモード設定と読み取りパラメータ, 読み取りマガジ ンを選択する.
- ID 付きの線量計素子(GD-302M, GD-352M)の場合には、読み取りマガジンの[ID 側]
 にガラス素子の ID が向くようセットする.

19

- 2. 読み取り方法とメンテナンス
- 2.1 スタンダードガラスと校正条件(モード)

ガラス線量計リーダ(FGD-1000)は、標準照射(¹³⁷Cs-γ線)したスタンダードガラスを用いて、校正条件を変えた最大4条件まで校正を行うことができる.これら4つの校正条件のことをモードと呼ぶ.ガラス素子の蛍光読み取り値を線量値(標準照射での空気カーマ)に換算した値(R)は、次の式により算出される.

$$R = m_{samp} \times \left(\frac{H_{st}}{m_{st}}\right) \times n_c \tag{3-2}$$

m_{samp}:測定する線量計(試験素子)の蛍光読み取り値

H_{st}:スタンダードガラスの線量値(初期線量値並びにバックグランド補正後)

*m*_{st}:スタンダードガラスの蛍光読み取り値

nc:リーダ校正定数

スタンダードガラスによって校正を実行するとき,校正を行うまでの経過日数によって,増加するバックグラウンドを補正する必要がある.式 3-3 で示すように,設定した標準照射線 量値にバックグランド分を加算補正した値 H_{st}が用いられる.

$$H_{st} = H_{stu} + H_{st0} + (d_{st}/30) \cdot t_{st}$$
(3-3)

H_{stu}: スタンダードガラスの標準照射線量値

H_{st0}: 照射前スタンダードガラスの初期線量値(メーカー標準値:15 μGy)

- *d_{st}*: スタンダードガラスのバックグランド補正係数,30日間あたりのバックグランド線量 値(メーカー標準値:50 μGy/30日間)
- tst: スタンダードガラスの照射後の経過時間(日)

また、スタンダードガラスによって校正時に値づけされた内部キャリブレーションガラス は、リーダの温度特性に対して、適宜リーダを自動校正して線量読み取り値を補正する.こ の自動校正とは、測定毎にキャリブレーションガラスを自動読み取りすることにより、校正 時との読み取り値の蛍光読み取り値の比をリーダ校正定数 *n*cとして自動算出する.

$$n_c = \frac{m_c}{m'_c} \tag{3-4}$$

m_c:スタンダードガラスによる校正時の内部キャリブレーションガラスの蛍光読み取り値 *m'_c*:自動校正実行時の内部キャリブレーションガラスの蛍光読み取り値 (i) スタンダードガラスの選択

メーカーから提供される標準読み取り用スタンダードガラスは、計量法トレーサビリティ 制度に基づく認定を受けた事業者で標準照射(¹³⁷Cs-γ線)されている.

校正に使用したスタン				
標準読み取り用	高線量読み取り用	読み取りできる線量計素子		
(6 mGy, Free Air)	(2 Gy, Free Air)			
GDS-301-A	GDS-301-AH	GD-301 • GD-302M		
GDS-351-A	—	GD-351 • GD-352M		
GDS-302-A	GDS-302-AH	GD-302M		
GDS-352-A	—	GD-352M		

表 3-3. スタンダードガラスと線量計素子の対応表

(ii) ユーザによるスタンダードガラスの作成方法

DoseAce システムは,ユーザによる照射条件で作成したスタンダードガラスでもリーダを 校正することができ,ユーザの照射条件に則した読み取りが可能である.

2.2. 内部キャリブレーションガラス

リーダに内蔵される内部キャリブレーションガラスは、ガラス線量計素子と同じ組成のガ ラス素子が使用されるため、耐湿性が低く、ガラス表面が白曇りしやすい性質がある.その ため、表面が白曇りすると蛍光強度に影響し、経験的に、リーダの使用環境によりガラス表 面の劣化の進行が異なるが、交換時期1年は推奨交換時期となり、メーカーによる保守点検 と併せて推奨される.

2.3. 内部キャリブレーションガラスを使用しない測定方法

内部キャリブレーションガラスを使用するとリーダの感度が自動的に補正されるが、内部 キャリブレーションガラス自身の読み取りのばらつきが全素子に適用されるため、1%レベル で読み取り値が変動することがある.よりバラつきの少ない高精度な出力を得る方法の一つ として、内部キャリブレーションガラスを使用しない方法もある.ユーザが既知の線量を照 射したスタンダードガラスを作成し、線量測定用のガラス素子と一緒に読み取りマガジンに セットして読み取りを行うことで、よりリーダの感度変化を精度良く補正した読み取りが可 能となる.その場合は内部キャリブレーションガラスを使用せずに、次式によって照射線量 (D)を算出することができる.

$$D = \frac{D_{st} \times m_{samp}}{m_{st}} \tag{3-5}$$

21

D_{st}:スタンダードガラスに照射した既知の線量.

m_{samp}:測定する線量計の蛍光読み取り値.

*m*_{st}:スタンダードガラスの蛍光読み取り値.

注意

内部キャリブレーションガラスを使用しない場合,リーダの自動校正機能を OFF にして読み 取りを行う必要がある.

この測定方法では以下のようなメリットがある.

- ・内部キャリブレーションガラスの劣化やばらつきの影響を受けない.
- ・定期的にスタンダードガラスを更新することで校正素子のフェーディングを無視できる.
- ・校正素子を複数本用意でき、測定の不確かさを低減できる.

2.4. リファレンスガラス

リファンレンスガラスは、リーダの励起紫外線源であるレーザ光の出力変動による読み取 り値への影響を補正するためのガラスである.励起レーザ光は、半透鏡により一部分割反射 され、リファレンスガラスを励起する.このリファレンスガラスの蛍光の積分値(リファン レンス値、REF 値)を取出し、常にサンプル側信号強度との比をとることにより、出力変動 による読み取り値への影響を補正する.またリファレンスガラスも線量計ガラスを使用して いるため、耐湿性が低く、ガラス表面が白曇りしやすい性質であるが、リファレンスガラス は劣化があっても、測定する線量計の線量読み取り値に直接的な影響が少ないため経験的に、 交換時期3年は推奨交換時期となり、内部キャリブレーションガラスとともに、メーカーに よる保守点検と併せて推奨される.

第4章 線量プロトコル

1. 線量プロトコル

第3章に記載の校正方法は,標準照射(137Cs-γ線)で得られた空気カーマを用いる場合で, 高エネルギーX線治療においては,ユーザで決定する水吸収線量で校正を行う場合があるため,第3章とは異なる線量プロトコルが用いられる.

水吸収線量 Dwiは、ガラス線量計素子 i の読み値の平均値 Miを用いて次式で表される.

$$D_{w,i} = \left(M_i \cdot SCF_i - M_{0,i'} \cdot SCF_{i'}\right) \cdot N_{D,r} \cdot f_{en} \cdot f_p \cdot f_{lin}$$
(4-1)

ここで各係数は下記の通りである. $M_{0,i'}: バックグラウンド素子 i' の読み値$ $SCF_i: 素子 i の感度補正係数$ $N_{D,r}: 基準線質における RPLD 校正定数$ $f_{en}:線質補正係数$ $f_p: ファントム補正係数$ $f_{iin}: リニアリティ補正係数$

1.1. 読み値の平均値 M_i

*M_i*は RPLD の複数回の読み値の平均値である.これはリーダ設定における1測定内の繰り 返し読み取り数分の平均値だけでなく,素子の位置・回転などによる影響を軽減するための 追加の読み取り実施も含めた読み値の平均値である.以後も同様の解釈とする.

1.2. バックグラウンド

*M*_{0,*i*} はバックグラウンド素子 *i*'の読み値の平均値である.バックグラウンド素子とは,照射していない素子を指し,図 5-1 では 1 番と 20 番目の素子の信号である.

1.3. 素子毎の感度補正係数 (Sensitivity Correction Factor; SCF_i)

素子毎の感度の違いを補正するために、感度補正係数 SCF を用いる.この補正係数を求め るためには、20本のガラス素子1セット毎に一様な照射場で照射を行い、20本の素子の読み取 りを行う. SCFをそれぞれの素子に乗じることにより、各素子の読み値が、20本の素子の読み 値の平均値になる.照射野内に分布がある場合には、小型電離箱線量計などを用いて実測を し、補正を行う.1セット20本の素子の感度補正係数は標準偏差で約1%であるが、最大・最小 では10%を超える場合もある.感度補正係数は新しい素子購入時は複数回行って値が安定し ているかを確認するのが望ましい.またその後は定期的(1~2年に1回等)に更新するか変化 がないことを確認する. 1.4. 基準線質における RPLD 校正定数 N_{D,r}

RPLDの読み値を校正するために、RPLD校正定数を乗じる.基準線質で既知の水吸収線量 を照射された標準素子(第3章のスタンダードガラスに相当)の読み値から校正定数は算出さ れる.基準線質としては二次標準機関(Secondary Standard Dosimetry Laboratories; SSDL)のコ バルト/リニアック照射場が望ましいが、ユーザのリニアックX線場でも可能である.電離箱 線量計により計測された水吸収線量D_{w,Qo}を、照射された素子の読み値(バックグラウンド素 子で補正された読み値)で割ることにより校正定数は得られる.

$$N_{D,r} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0,r} \cdot SCF_r - M_{0,i'} \cdot SCF_{i'}}$$
(4 - 2)

ここで各係数は下記の通りである.

MOor:素子r(標準素子)の読み値の平均値

M_{0,i}::バックグラウンド素子の読み値の平均値

*SCF*_rおよび*SCF*_i':標準素子 r およびバックグラウンド素子 i'の感度補正係数

D_{w,Oo}:標準素子と同じ条件で照射された電離箱線量計で測定された水吸収線量

1.5. 読み取りマガジン依存性の補正

RPLD読み値は使用した読み取りマガジンの個体差および読み取りマガジンの設置位置に 依存して変化する.特定の素子は特定の読み取りマガジンの特定の位置で常に読み取ること が推奨されるが,そのような運用ができない場合は,事前に読み取りマガジンの個体差・位 置依存性を取得しておき,補正を行うことによりこの影響を最小化することも可能である. ある素子をすべてのマガジン位置で読み取りを行い,それに基づいて補正を行うことなどが ある.この場合でも複数の素子を使用してその平均値を採用する方がより素子の個体差も含 めた補正ができることとなる.

1.6. 線質補正係数 fen

RPLDは平均原子番号が12.0と水や組織と比較して大きいため、低エネルギー光子線に対す る反応断面積が大きく、電離箱線量計と比較して線質依存性が大きい.標準素子と異なる線 質の放射線を照射したRPLDを読み取った際には、RPLDの線質応答を補正するために線質補 正係数を乗じる必要がある.補正係数取得には、基準線質の場および測定対象となる線質の 場の両方で照射された電離箱線量計の出力および同条件で照射されたRPLDの読み値が必要 である.光子線治療の場合には⁶⁰Coのガンマ線および公称エネルギー4~20 MVのX線が想定 され、下記の式で補正係数が得られる.

$$f_{\rm en} = \frac{D_Q}{D_{Q_0}} \cdot \frac{M_{Q_0}}{M_Q} \tag{4-3}$$

ここで各係数は次の通りである.

 D_Q および D_{Q_0} :電離箱線量計で計測された各線質における水吸収線量 M_Q および M_{Q_0} :各線質において電離箱線量計と同条件で照射されたRPLDの読み値

(感度補正係数およびバックグラウンドが適用された後の値)

Qはユーザが使用する線質で、 Q_0 が基準となる線質である. RPLDの出力は照射野や深さにも 依存して変化するため、補正係数はそれらの条件に関しても取得する必要がある. 下の表は 光子線についてのRPLDの線質補正係数をまとめた文献例である [1]. 水10 cm深の⁶⁰Co照射場 で校正された標準素子に対して同深さでX線を照射した素子に対する線質補正である.

表4-1. 高エネルギー光子線に対して実験的に決定されたRPLDのfenの例 [1]

		10 0111/10,	
X線の公称	油 〇	ディ	f
エネルギー	M 頁 Q	1本で	Jen
MV		cm	
⁶⁰ Co	0.580	10	1.000
4	0.624	10	1.007 ± 0.005
6	0.669	10	1.014 ± 0.009
10	0.740	10	1.026 ± 0.007
20	0.791	10	1.029 ± 0.004

(RPLDは⁶⁰Coのガンマ線の10 cm深,照射野�18 cmで校正)

1.7. ファントム補正係数 fp

RPLD を固体ファントム内に設置して照射する場合,水との材質の違いによる線量の補正 をする必要がある.補正係数は下記の式で算出される.補正係数を適用させることにより媒 質が水の吸収線量を算出できる.

$$f_{\rm p} = \frac{D_w}{D_p} \tag{4-4}$$

D_w:電離箱で計測された水中の水吸収線量

D_p: D_wを計測した深さでの電離箱で計測された固体ファントム中の水吸収線量

1.8. リニアリティ補正係数 fin

RPLDは他の固体線量計と比べて線量直線性(リニアリティ)に優れているが [4],標準素 子と異なる線量を試験条件にし、かつ高い精度を求める場合には、リニアリティ補正係数が 必要となる.この補正係数は同一セットアップで異なる既知の線量を照射された素子の読み 値から次式で得られる.

$$f_{\rm lin} = \frac{D_{2,ion}}{D_{1,ion}} \cdot \frac{M_{1,RPLD}}{M_{2,RPLD}} \tag{4-5}$$

ここで各係数は次の通りである.条件1と条件2において,電離箱とRPLDのそれぞれの比か ら算出できる.条件1が基準となる条件,条件2が試験条件を表す.

D_{1.ion}およびD_{2.ion}:各条件にて電離箱で計測された水吸収線量

 $M_{1,RPLD}$ および $M_{2,RPLD}$:各条件で照射されたRPLDの読み値の平均値(感度補正係数は乗じた後の値)

実際の補正係数は、得られた複数の線量レベルの補正係数を近似することにより得られる.

1.9. フェーディング補正

フェーディングとは照射後に線量計の出力信号が時間経過とともに徐々に低下する現象を 言う. RPLD のフェーディングは TLD と比較して小さい. 1 か月程度の期間であれば, 読み 取り誤差の範囲内のフェーディングしかないため, 補正は不要である. 古い文献によれば照 射後 129 日で 1.9% [2], 150 日で 1.7% [3]のフェーディングが報告され, 最近の IAEA の文献 では 100 日で 0.4%[4]と報告されている.

2.0. その他の物理特性

(1) 方向特性

ガラス素子は円柱型であるため,照射方向によって出力変化が伴う.カタログからは半径 方向は±5%以内,長軸方向は0から12%との記載がある(図4-1).文献としては,Hsu et al. の報告 [5]より,素子の長軸に対して直交する向きを0°,平行な向きを90°とすると,0°を基 準として 90°近傍方向からの照射に対する感度は高線量マガジンで読み取った場合,5~15% 低下する.同じ90°でも読み取り中心のある方向からは5%減となるが,逆側からの入射に対 しては15%減となる.同論文では直交する向きについても0°から180°まで回転させ(半径方 向),照射方向依存性について調べているが,それは±3%程度の変動で収まっている.



図 4-1. ガラス素子の方向特性

(2) 読み取りによる信号消失および回復

蛍光中心は UV 照射による読み取りにより消失せず,繰り返し読み取り可能なことが RPLD の特性の一つとされている.しかし,実際には読み取り時に蛍光中心の一定割合が消失する. ある素子を連続で 500 回読み取りを行った場合で,7~8%の信号消失が起こる.しかし,この 信号消失は時間とともに回復する性質を持っている.例えば連続で読み取らず,3分間隔(1 回は 10 レーザパルス) で読み取れば上記の 500 回の読み取りによる信号消失は 5%程度にな る.さらに 5 分間隔で読み取れば,読み取り回数 130 回に対して信号消失は 2%弱になり,30 分間隔で読み取れば 130 回読み取りに対して 1%弱になる.連続読み取りでの信号消失は 1 レ ーザパルス当たり 0.015%程度である.通常の読み取り回数 10 でレーザパルスを 3 回程度の 計 30 回程度では,0.5%になり,影響は限定的である.統計誤差を小さくするために読み取り 回数を上げていく場合には,読み取りと読み取りの時間間隔をある程度取ることでこの影響 を小さくできる.

2. ガラス線量計校正定数の簡易法

前述の校正方法は、20本ガラス素子(1セット)を標準素子と試験素子とバックグラウン ド素子に分け、感度補正係数を施すことにより1回の読み取り作業のなかで吸収線量を算出 している.1回の読み取りの流れで吸収線量を算出するため、リーダ内にある測定間のレーザ の出力変動、アニーリングによる系統的な影響を排除できる.しかし、精度は高いが毎回標 準素子に対して照射が必要なため、実際の臨床においては簡易的な校正方法が必要な場合が ある.

図 4-2 に示すようにガラス素子が設置できるファントムを用意し、校正定数を取得するため電離箱を用いて吸収線量を事前に測定する.同一条件でガラス素子に一様照射し、各素子の校正定数を取得する.一様照射するため、照射野の平坦度の確認をする必要がある.図 4-1 では照射野サイズ 10×10 cm² であり、線量プロファイルを事前に測定し平坦度の影響は線量変化の標準偏差で 0.1%以下であることを確認した.運用にあたっては、一度アニーリングが必要なため、ガラス素子の感度の変化が考慮できない.また第2章に記載のリーダの温度

変化など読み取り時の環境変化に影響を受けやすい.この簡易法を採用する場合,リーダは 温度管理された部屋に設置されていることが望ましい.一方,利点としてはガラス素子個々 に対し校正定数を取得すれば,すべての素子を測定に使用することができ,*in vivo* dosimetry など一度に多くの素子を使用する場合に有用である.図 4-3 に長期的なガラス素子の校正定 数の変化を示す.標準偏差の平均で1.1%,最大で2.0%の校正定数の変化が起きている.運用 にあたっては,定期的な校正定数の見直しを行う必要がある.

手順

- 1. ガラス線量計設置位置での吸収線量を電離箱で測定
- 2. ガラス線量計を設置し、同一条件で照射
- 3. 吸収線量を指示値で除し、素子ごとに校正定数を決定

a)



b)



図 4-2. a) RPLD 設置用ファントム,中心から横方向±2.5 cm の範囲内に RPLD10 本を等間 隔に配置.上下方向は中心間距離 2 cm である. b) 10 cm 深に RPLD を設置.



参考文献

- 1. Mizuno H, Kanai T, Kusano Y, et al. Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams. Radiother Oncol. 2008;86:258–263.
- 2. Tsuda M. A few remarks on photoluminescence dosimetry with high energy X-rays. Jpn J Med Phys. 2000:20(3):131-139.
- 3. Rah JE, Hong JY, Kim GY, et al. A comparison of the dosimetric characteristics of a glass rod dosimeter

and a thermoluminescent dosimeter for mailed dosimeter. Radiat Meas. 2009;44:18-22.

- 4. Wesolowska P. Cole A, Santos T, et al. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy. Radiat Meas. 2017;106:556-562.
- 5. Hsu SM, Yang HW, Yeh TC, et al. Synthesis and physical characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters. Radiat Meas. 2007;42:621-624.

第5章 不確かさの評価

本章では、国内で実施されている出力線量測定(第三者評価)の RPLD の測定の不確かさ について解説する[1]. RPLD を用いた第三者評価の詳細については第6章を参照されたい.

1. 標準的な出力線量測定の方法

ガラス線量計素子 20本を施設に送付する. 各素子の役割は下記の通りである.

素子の ID	用途
1	バックグラウンド素子
2から4	条件1:施設が1Gy照射
5から7	条件 2:施設が 1 Gy 照射
8から10	標準素子:事前に第三者評価機関で ⁶⁰ Co を用いて 1 Gy 照射
11 から 13	条件 3:施設が1Gy 照射
14 から 16	条件 4:施設が1Gy 照射
17から19	標準素子:事前に第三者評価機関で ⁶⁰ Co を用いて 1 Gy 照射
20	バックグラウンド素子





返送後、リーダに20本まとめてセットし、下記の手順で読み取る.

手順

- 1. 1素子当たり3回自動読み取りし(10レーザパルス/回),発光量を記録.(20本分)
- 2. 素子の回転・偏りを修正し、再度①の読み取り.
- 3. 上記を 3~5 回繰り返し、すべての出力を平均.
- 4. 下記補正係数を乗ずる.

(ア)素子毎の感度補正係数

- (イ)エネルギー補正係数
- (ウ)ファントム補正係数

- 5. 各条件の3素子出力を平均し, ⁶⁰Coの線量で校正.
- 6. 水吸収線量を算出(第4章参照)
- 2. 不確かさ
- 2.1. 不確かさの伝搬則

出力推定値 y が入力推定値 x_iの積の形で表されている場合の y の不確かさを,不確かさの 伝搬則より求める.以下の式は,第4章の線量評価式(式4-1)と同じ形式と言える.

$$y = c \prod_{i=1}^{N} x_i^{p_i}$$
(5-1)

その相対標準不確かさ u(y) は、入力推定値の不確かさ $u(x_i)$ を用いて、下記のように表現 される.

$$\frac{u^2(y)}{|y|^2} = \sum_{i=1}^N p_i^2 \frac{u^2(x_i)}{|x_i|^2}$$
(5-2)

今,入力推定値の各項は、1次成分のみ(2乗がない)であるため、 $p_i = 1$ であり、また、 x_i も負の値をとることはないため、相対標準不確かさ(%)は式(5-3)で表現される.つまり、各成分の不確かさの2乗和でよいことになる.

$$\sqrt{\sum_{i=1}^{N} \left(\frac{u(x_i)}{x_i}\right)^2} \times 100 \tag{5-3}$$

2.2. 不確かさの算出

表 5-2 に RPLD による水吸収線量の不確かさのバジェット表を示す. 各成分の不確かさの 算出方法を次に示す.

項目		不確かさ
(1) 出力と感度補正係数の合成不確かさ(3素子で評価)		0.33%
(ア) ガラス線量計出力の不確かさ	0.16%	
(イ) 感度補正係数の不確かさ	0.56%	
・ガラス線量計出力の不確かさ	0.16%	
・電離場空洞内での線量不確かさ	0.33%	
・長期安定性	0.42%	
(2) エネルギー補正係数の不確かさ(6 素子で評価)		1.09%
(ア) ガラス線量計出力と感度補正係数の不確かさ	0.33%	
(イ) 電離箱測定の不確かさ	1.04%	
・指示値の不確かさ	0.10%	
・温度補正係数の不確かさ	0.11%	
・気圧補正係数の不確かさ	0.06%	
・湿度の不確かさ	0.05%	
・イオン再結合補正係数の不確かさ	0.1%	
・水吸収線量校正定数	<i>N.A.</i>	
・線質変換係数の不確かさ	1.0%	
・セットアップ誤差の不確かさ	0.08%	
(3) ファントム補正係数の不確かさ		0.26%
(ア) 指示値・温度・気圧・湿度の不確かさ	0.24%	
(イ) セットアップ誤差の不確かさ	0.10%	
(4) リニアリティ補正係数の不確かさ		0.54%
(ア) 電離箱の実測値の比の不確かさ	0.1%	
(イ) RPLD の読み取り値の比の不確かさ	0.33%	
(5) コバルトによる標準素子照射時の水吸収線量の不確かさ		0.54%
(6) 標準素子出力(感度係数含む)の不確かさ(SCF _r - M ₀ ,	_i 'SCF _i ')	0.24%
(7) その他の不確かさ		0.17%
(ア) 郵送ファントムの厚さのばらつきによる不確かさ	0.17%	
(1) から (7)の合成不確かさ		1.4%
相対拡張不確かさ (<i>k</i> =2)		2.8%

表 5-2. RPLD の水吸収線量の不確かさのバジェット表. SCF: Sensitive Correcition Factor.

- (1) *M_i*・*SCF_i*(式 4-1): ガラス線量計出力×感度補正係数の項(施設照射分3素子)
 - (ア)ガラス線量計出力の不確かさ:読み取り時に照射するレーザの出力変動に起因するため,正規分布に従うとする.5回(各10回レーザ照射)読み取り×2回の平均を真値としたときのばらつきは,480素子の統計を取ったところ,標準偏差は0.50%であった.実運用でも5回読み取り×2回の平均を使用することより,不確かさは,0.50/√10=0.16%である.
 - (イ)感度補正係数の不確かさ:感度補正係数算出時にも、ガラス線量計出力を使用するため、出力自身の不確かさが独立に寄与する.上記より0.16%とする.これにコバルト照射場の平坦度の不確かさが加わるが、平坦度は電離箱で実測したプロファイルにより補正しているため、電離箱空洞内での線量平坦度を不確かさとして加える.空洞領域では最大で0.8%の線量勾配があり、真の値が三角分布で推定されると想定し、0.80/√6 = 0.33(%)とする.感度補正係数の長期安定性については約5年分の長期トレンドから経時変化を算出し、その1年分の変化量を24セット(1セット20本)分平均して0.42%とした.感度補正係数の不確かさは√0.16² + 0.33² + 0.42² = 0.56%3素子の平均を1条件の出力とすることより、(1)の合成不確かさは次の通りである.

(1)の合成不確かさ $\sqrt{0.16^2 + 0.56^2}/\sqrt{3} = 0.33\%$

(2) fen:エネルギー補正係数の項

- (ア)エネルギー補正係数の不確かさ
 - 基準となるコバルトおよび対象となるエネルギーに関し,それぞれ 6 素子ずつ使用 して平均することより得られる.

$\sqrt{0.16^2 \times 2 + 0.56^2 \times 2}/\sqrt{6} = 0.33\%$

(イ)電離箱の水吸収線量測定の不確かさ

電離箱で測定する水吸収線量の不確かさは次の式をもとに不確かさの伝搬式により 求める.また電離箱のセットアップ誤差の影響も評価する.

⁶⁰Coの水吸収線量: D₆₀co=指示値×温度気圧補正係数×イオン再結合補正係数×水吸 収線量校正定数

線質 q の水吸収線量: D_q =指示値×温度気圧補正係数×イオン再結合補正係数×水吸 収線量校正定数×線質変換係数

・ 指示値の不確かさ;シャッター開閉またはリニアックモニターチェンバの再現
 性に起因するものであるが、十分変動が小さくなった後の5回以上の測定の平均値を使用することにより、標準偏差/√(測定回数)の値が0.1%未満となるこ

とから,不確かさは0.10%とする.

•

温度補正係数の不確かさ;読み取り誤差が絶対温度の±0.1%として,

$$0.1/\sqrt{3} = 0.06\%$$

測定中に同様に±0.5℃程度変化し得るとして,(0.5/295.2/√3)=0.098%

合成の不確かさは √0.06² + 0.098² = 0.11%

・ 気圧補正係数の不確かさ;読み取り誤差±0.03 kPa として, 0.03/√3 = 0.02% 測定中に 0.1 kPa 程度変化し得るとして, 0.1/√3 = 0.06%

合成の不確かさは
$$\sqrt{0.02^2 + 0.06^2} = 0.06\%$$

- 湿度の不確かさ; ICRU Report 31 に電離電流への影響が報告されている.湿度が 10-80%として、校正値の変動は0.05%以下となり、これを採用する.
- イオン再結合補正係数の不確かさ;コバルトの場合は連続放射線であり,無視できる.X線(線質q)の場合は、2種類の電圧をかけた場合の測定値より算出され、それぞれの読み値の不確かさは 0.1%未満なので、合成不確かさも 0.10%とする.
- ・ 水吸収線量校正定数; コバルト・X線照射時, 双方に同じ係数がかけられるので キャンセルされる.
- ・ 線質変換係数の不確かさ;水吸収線量の標準計測法 12 によれば, 1.0%である.
- セットアップ誤差の不確かさ;電離箱設置時と、ガラス線量計設置時とで,±0.5 mm 程度のセットアップ誤差があり得る.0.5 mm ずれていたとして、距離の補正でコバルトの場合(SCD=80 cm),0.13%程度の誤差があり得る.

(イ)の合成不確かさは

 $\sqrt{0.10^2 \times 2 + 0.11^2 \times 2 + 0.06^2 \times 2 + 0.05^2 \times 2 + 0.10^2 + 1.0^2 + 0.08^2 \times 2} = 1.04\%$ 34

(2)の合成不確かさは $\sqrt{0.33^2 + 1.04^2} = 1.09\%$

(3) *f*_n:ファントム補正係数の項

電離箱の水吸収線量測定の不確かさから導かれる

水中の水吸収線量D_w=指示値×温度気圧補正係数×イオン再結合補正係数×水吸収線量 校正定数×線質変換係数 固体ファントム内の水吸収線量 D_T=指示値×温度気圧補正係数×イオン再結合補正係 数×水吸収線量校正定数×線質変換係数

本測定では固体ファントムはタフウォータ(京都科学)を使用している.

(ア)指示値・温度・気圧・湿度の不確かさ:

(2)と同様に

 $\sqrt{0.10^2 \times 2 + 0.11^2 \times 2 + 0.06^2 \times 2 + 0.05^2 \times 2} = 0.24(\%)$

となり、イオン再結合補正係数以降の係数は水・タフウォータ内とも同じ係数を使 用するためキャンセルする.

(イ) セットアップ誤差の不確かさ:

水中の測定と、タフウォータ内測定において、最大で 0.5 mm 程度のセットアップ 誤差があり得る.これは SCD=100 cm の場合, 0.1%程度の誤差となる.

(3)の合成不確かさは $\sqrt{0.24^2 + 0.10^2} = 0.26\%$

(4) *f*_{lin}: リニアリティ補正係数

(ア) 電離箱の実測値の比の不確かさ:

同じ電離箱で異なる線量を照射した実測値の比を取ることより,校正定数などは同じ 係数を使用するためキャンセルし,短時間で同じセットアップのまま照射されること より温度・気圧・湿度の不確かさも無視する.各照射時の指示値の不確かさのみが残 り,それを0.1%とする.

(イ) RPLD の読み取り値の比の不確かさ:

読み取り値の不確かさおよび感度補正係数の不確かさに(1)で求めた値を使用する.

(4)の合成不確かさは
$$\sqrt{0.1^2 \times 2 + (\sqrt{0.16^2 + 0.56^2}/\sqrt{6})^2 \times 2} = 0.54\%$$

※この不確かさ推定に使用された国内の出力線量測定例では、2021年時点でリニアリティ補
正は適用してない.理由としては、ユーザに照射を依頼する線量と同じ線量を標準素子に 照射して RPLD を校正しているため、±5%以内程度の差ではリニアリティの影響は有意で はない(0.1%未満)との検証結果に基づいている.もし、RPLD へ照射される線量が標準素 子の線量と 10%以上異なる場合は補正が必要であり、その場合にはここで評価した不確か さを加味する必要がある.本ガイドラインでは参考のためこの係数を加味した形で不確か さを計算した.

(5) コバルトによる標準素子照射時の水吸収線量の不確かさ: RPLD 校正定数 $N_{D,r}$ の分子成分 (コバルトによる標準素子照射時の電離箱測定値) であり, 電離箱の実測値の不確かさから導かれる.(2)の(イ)⁶⁰Coの水吸収線量の不確かさであり, これは国内の二次標準機関において校正された線量計を用いていることより,0.50%とな る.また,線量計の長期安定性については片幅 0.2%の矩形分布の確率密度を想定し, 0.2/ $\sqrt{3} = 0.12$ (%)とする.

(5)の合成不確かさは $\sqrt{0.10^2 + 0.11^2 + 0.06^2 + 0.05^2 + 0.5^2 + 0.12^2} = 0.54\%$

(6) 標準素子の不確かさ(感度係数含む) RPLD 校正定数N_{D,r}の分母成分(式 4-2 参照,コバルトによる標準素子照射時のガラス出 力×感度補正係数 6 素子の平均値)

(6)の合成不確かさは、(1)と同様に求めて、 $\sqrt{0.16^2 + 0.56^2}/\sqrt{6} = 0.24\%$

(7) その他の不確かさ:

(ア)郵送ファントムの厚さのばらつきによる不確かさ 郵送ファントムの厚さのばらつきが挙げられ、タフウォータは、総じて±0.5 mm 程度の精 度で加工されているとすると、コバルト線量で±0.3%程度、10MV で±0.1%程度の線量の 変化となる.最大である 0.3%を採用する.

(7)の合成不確かさは 0.3/√3 = 0.17%

(1)~(7)の合成不確かさは下記の通りとなる.

 $\sqrt{0.33^2 + 1.09^2 + 0.26^2 + 0.54^2 + 0.54^2 + 0.24^2 + 0.17^2} = 1.43\%$

本出力線量測定における合成した不確かさは 1.4% とする. *k*=1として,相対標準不確かさ1.4%を測定証書に記載する. 参考文献

1. Mizuno H, et al. Analysis of the uncertainties in the dose audit system using radiophotoluminescent glass dosimeters in Japanese radiotherapy units. Radiat. Meas. 2022 accepted.

第6章 第三者評価

1. 概要

放射線治療分野においては古くから第三者評価機関による治療装置の出力線量測定(以下, 第三者評価)が郵送や訪問の形式で行われている.代表的な例として IAEA/WHO による TLD (thermoluminescence dosimeter)などを用いた郵送調査は、1969年の本格的な開始以来、50年 間で135ヶ国、2300を超える医療機関にて約4400台の装置で実施された.この他に世界各国・ 地域内で第三者評価プログラムがそれぞれ稼働しているが、その多くが TLD を用いた郵送調 査であった [1]、本邦において第三者評価がようやく普及し始めた時期は、Mizuno et al.によっ て新たに開発された RPLDを用いた郵送調査手法 [2,3]が、医用原子力技術研究振興財団(財 団)において事業化された 2007年である.財団における RPLDを用いた郵送調査の実績を図 6-1に示す.開始以来、実施数は増加傾向にあり、2019年度までに 574の医療機関で実施され た.この実績が評価され、現在では IAEA のレビュー[4]において、本邦は第三者評価プログラ ムが稼働している国・地域として認められている.RPLD の利用において、郵送調査は最も先 行した分野の一つである.2017年、本邦での実績の影響もあり、IAEA/WHO の線量計測シス テムは TLD から RPLD へ更新され [1]、2019年には RPLD を用いた郵送調査について、その 適用範囲および方法を紹介する.



図 6-1. 医用原子力技術研究振興財団における RPLD を用いた郵送調査の年度別実施 施設数. 同年度に複数回実施した施設はその複数回分を計上.

2. 適用範囲

財団における RPLD を用いた郵送調査の 2021 年 9 月現在の範囲を表 6-1 に示す. 郵送調査 は次の要領で実施される. 医療機関は,放射線治療計画装置等により,表 6-1 の計測条件下で RPLD 設置位置に水吸収線量 1 Gy を与える一門ビームを計画する.次に,評価機関から郵送さ れた固体ファントム内の RPLD を表 6-1 の計測条件のとおりに設置する. 最後に治療装置を用 いて,計画に従って RPLD を照射する. 評価機関は,医療機関から返送された RPLD の RPL 量 を測定し, RPLD に実際に与えられた水吸収線量を評価する.

表 6-1. 第三者評価における RPLD を用いた線量計測の適用範囲の例.

線種・機種	公称エネルギー	計測条件(RPLD	RPLD による	
		の設置位置など)	線量(1 Gy 付近)の	
			相対拡張不確かさ(k=2)	
X 線	4~15 MV(WFF)	SCD = 100 cm	10×10 cm ² : 2.3%	
		ファントムの深さ: 10 cm	10×10 cm ² 以外: 2.9%	
		照射野: 5×5~25×25 cm ²		
		ウェッジ: 0°		
	4~15 MV(WFF)	SCD = 100 cm	3.3%	
		ファントムの深さ: 10 cm		
		照射野: 10×10 cm ²		
		ウェッジ: 15~60°		
	6, 10 MV(FFF)	SCD = 100 cm	3.6%	
		ファントムの深さ: 10 cm		
		照射野: 5×5~25×25 cm ²		
		ウェッジ: 0°		
電子線	4∼20 MeV	SSD = 100 cm	3.3%	
		ファントムの深さ: 校正深		
		照射野: 10×10 cm ²		
Tomotherapy	6 MV	SSD = 85 cm	1.7%	
		ファントムの深さ: 10 cm		
		照射野: 10×5 cm ²		
CyberKnife	6 MV	SCD = 80 cm	1.8%	
		ファントムの深さ: 10 cm		
		照射野: φ6 cm		

WFF (with flattening fillter), FFF (flattening fileter free)

ICRP Publication 86 は、治療装置のモニタ線量計の校正結果に対する独立した検証として郵送調査を例示しており、校正結果の差異は使用検出器にも依存するが3%以内とすべきであり、

また差異が 3~5%の場合は治療を行っても良いが原因が同定されなければならないとしている [6]. 従って RPLD による線量の測定不確かさは 3 %程度以内であることが望ましく,実現 するには RPL 量に影響を及ぼす各因子(エネルギー依存性,照射野依存性など)について適切 に補正しなければならない. 次項で詳説する補正方法を用いた場合の RPLD による水吸収線量 の相対拡張不確かさ(*k*=2)は,表 6-1 のとおりである.

3. 線量プロトコル

財団ではガラス線量計素子に GD-302M を用いており,20本のガラス素子(図 5-1, *i*=1, 2, 3, ..., 20)を1セットとし、2本 (*i*=1,20)をバックグラウンド補正素子、6本 (*i*=8~10, 17~19)を標準素子,残り12本 (*i*=2~7,11~16)を施設照射素子に割り当てる.施設照射素子は1測定条件当たり3素子使用しているため、線量評価式 (4-1)を用いて、

$$D_{w} = \left(\sum_{3 \text{ elements}} M_{i} \cdot SCF_{i}/3 - \sum_{2 \text{ elements}} M_{0,i'} \cdot SCF_{i'}/2\right) \cdot N_{D,r} \cdot f_{Q} \cdot f_{p} \cdot f_{\text{lin}} \quad (6-1)$$

となる. $\sum_{3 \text{ elements}} M_i \cdot SCF_i/3$ は指定の測定点に水吸収線量 1 Gy となるように照射した施設 照射素子の RPL 量の 3 素子平均値であり, $\sum_{2 \text{ elements}} M_{0,i'} \cdot SCF_{i'}/2$ は未照射のバックグラウ ンド補正素子の RPL 量の 2 素子平均値である.

またリファレンス線質による校正定数 ND,rは,

$$N_{D,r} = \frac{D_{w,^{60}Co}}{\sum_{6 \ elements} M_{^{60}Co,r,i} \cdot SCF_{r,i}/6 - \sum_{2 \ elements} M_{0,i'} \cdot SCF_{i'}/2}$$
(6-2)

となる. $D_{w,60}c_{o}$ はリファレンス素子 6本に *SCD*=80 cm, タフウォータ深さ 10 cm における 約 1 Gy の ${}^{60}Co-\gamma$ 線を照射した際の電離箱測定値である. $\sum_{6 \ elements} M_{60}c_{o,r} \cdot SCF_{r}/6$ は電離 箱測定後に RPLD に置き換えて同じ時間だけ ${}^{60}Co-\gamma$ 線を照射した際の PRL 量の 6素子平均 値である. 各種補正係数は下記のものを用いている.

3.1. 感度補正係数

感度補正係数(Sensitivity Correction Factor; *SCF*)は1セット20素子毎に適用される.約1 Gyの⁶⁰Co-γ線を一様照射したときの平均 RPL 量と各素子の RPL 量の比であり,1年に1回 の頻度で更新される.

3.2. 線質補正係数 fo (高エネルギー光子線)

線質補正係数 f_Q はエネルギー補正係数 f_{en} ,照射野補正係数 f_A ,ウェッジ補正係数 f_w からなる.

$$f_{\rm Q} = f_{\rm en} \cdot f_{\rm A} \cdot f_{\rm w} \tag{6-3}$$

(1) エネルギー補正係数 fen

エネルギー補正係数 fenは,リファレンス条件と光子線の校正条件それぞれにおける RPLD に よって測定された線量の比として求められ,光子線のエネルギーに依存する.線質指標 TPR_{20,10} を用いると次式のように表される.

$$f_{\rm en}(TPR_{20,10}) = \frac{M_{Q,\rm IC}(TPR_{20,10})}{D_{60}_{\rm Co,\rm IC}} \cdot \frac{D_{60}_{\rm Co,\rm RPLD}}{M_{Q,\rm RPLD}(TPR_{20,10})}$$
(6-4)

ここで、 $D_{60}_{CO,RPLD}$ 及び $D_{60}_{CO,IC}$ はそれぞれ 60 Co- γ 線リファレンス条件における RPLD 量及び 電離箱出力である.また、 $M_{Q,RPLD}$ 及び $M_{Q,IC}$ はそれぞれ線質Qの光子線校正条件における RPLD 量及び電離箱出力である.図 6-2 に SCD = 100 cm でタフウォータファントム中 10 cm において 実験的に得られた f_{en} の例を示す.



図 6-2. 線質指標 TPR20.10の関数としたエネルギー補正係数

(2) 照射野サイズ補正係数 f_A

照射野サイズ補正係数 f_A は、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ での電離箱出力 $D_{10 \times 10, \text{IC}}$ とRPL 量 $M_{10 \times 10, \text{RPLD}}$ および任意の照射野Aでの電離箱出力 $D_{A,\text{IC}}$ とRPLD 出力 $D_{A,\text{RPLD}}$ の比で表される.

$$f_A = \frac{D_{A,\text{IC}}}{D_{10\times10,\text{IC}}} \cdot \frac{M_{10\times10,\text{RPLD}}}{M_{A,\text{RPLD}}}$$
(6-5)

41

RPLD は光子線の低エネルギー成分に高感度を示し、電離箱に比べて照射野サイズの変化(散乱線成分の変化)に敏感である.したがって、照射野サイズが大きくなるに従い f_A は小さくなる.図 6-3 に、SCD=100 cm でタフウォータファントム中 10 cm 深さにおける RPLD の照射野サイズ依存性の例を示す.これらの実験値より得られた照射野サイズ補正 係数 f_A の近似式 (6-6)を適用している.実験値の一次近似式は厳密には照射野の一辺が 10 cm の位置で 0.0%となっていないが、これはこの実験の際のリファレンス素子 6 本の読み 取り誤差の範囲内と解釈し、f_A としては強制的に 0.0%を通るように近似式を平行移動 し、補正式を決定している.ここで、A は正方形照射野の一片の長さ(cm)である.また、a₀ は公称エネルギーにより表 6-2 に記載された値を用いる.



$$f_A = 1/(1 + a_0 \cdot (A - 10)) \tag{6-6}$$

図 6-3. 光子線に対する蛍光ガラス線量計の照射野依存性

表 6-2. 照射野サイズ補正係数の計算に用いる定数

公称エネルギー (MV)	a_0 [cm ⁻¹]
4	1.278×10 ⁻³
6	8.616×10 ⁻⁴
10	6.333×10 ⁻⁴
15	7.932×10 ⁻⁴

(3) ウェッジ補正係数 fw

ウェッジ補正係数 fw は、ウェッジ未挿入時の電離箱出力 $D_{0,IC}$ と RPL 量 $M_{0,RPLD}$, ウェ ッジ挿入時の電離箱出力 $D_{W,IC}$ と RPLD 出力 $D_{W,RPLD}$ の比で表される. 図 6-4 に、照射野 10 cm × 10 cm の光子線照射時の SCD =100 cm でタフウォータファントム中 10 cm 深さに おける RPLD のウェッジ角度依存性の例を示す.物理ウェッジまたは非物理ウェッジに 関わらず fw にウェッジ角度依存性は見られない.また、RPLD 出力にややばらつきがある こと、及び電離箱と RPLD の出力差はエネルギーに依らずほぼ 1%未満であることから、 測定値の最大幅を不確かさに含めることで fw を 1 として運用している.



j

$$f_W = \frac{D_{W,IC}}{D_{0,IC}} \cdot \frac{M_{0,RPLD}}{M_{W,RPLD}}$$
(6 - 7)

図 6-4. 光子線に対する蛍光ガラス線量計のウェッジ角度依存性

3.3. ファントム補正係数

RPLDの測定は,媒質は水ではなくファントム(タフウォータ)を用いている.そこで電離 箱を用いて,タフウォータと水との等価性を評価し,補正係数を適用させることで媒質が水の 吸収線量に変換する.式(4-4)より,ファントム補正係数は,同じ光子線場におけるタフウォー タファントム及び水ファントムの吸収線量比で表される.

$$f_{\rm p} = \frac{D_{Water}}{D_{Tough}} \tag{6-8}$$

光子線校正条件において電離箱を用いて測定された fpのエネルギー依存性の例を図 6-5 に示 す. これらの実験値よりファントム補正係数 fpの近似式(6-9)が得られる. 放射線治療で使用 する光子線エネルギー範囲ではタフウォータの質量減弱係数は水よりも小さいため [7],同じ 深さではタフウォータ中の吸収線量の方が小さくなる. したがって, fpは1よりも大きな値を とる.

 $f_{\rm p} \left(TPR_{20,10} \right) = 0.27772 \cdot TPR_{20,10}^2 - 0.34608 \cdot TPR_{20,10} + 1.11282 \qquad (6-9)$



図 6-5. ファントム補正係数 fp

3.4. リニアリティ補正係数

RPLDの線量非直線性については Wesolowska らにより調べられており[8], 2 Gy を基準とした際の 3 Gy 照射では補正係数が 0.98~0.99 程度,逆に 1 Gy 照射では 1.01~1.02 程度である. 線量が 10%程度変化した場合を想定するとこの係数は 0.998~0.999 ないし 1.001~1.002 程度とかなり影響が小さい.想定される照射線量と基準線量との差が 10%以内程度の場合, RPLD の線量非直線性は,出力変動及びその他補正係数の不確かさから見れば無視できるレベルと判断し,直線性の補正係数 fin は 1 として運用している. 3.5. FFF ビーム, Tomotherapy, CyberKnife, 高エネルギー電子線への適用 (1) FFF ビーム

フラットニングフィルタの無いビーム (Flatteing filter free beam; FFF beam)においても, エネルギー補正係数は式(6-4)を適用することができる. その場合の照射野補正係数 f_A 及び ファントム補正係数 f_p は,フラットニングフィルタの有るビームと同様に,それぞれ式(6-5)及び式(6-8)で求められる.式(6-10)に *SCD*=100 cm でタフウォータファントム中 10 cm 深 さにおける f_A の実験式を示す.

$$f_A = 1/(1 + a_1 \cdot A + a_2) \tag{6-10}$$

*a*₁及び *a*₂は公称エネルギーにより表 6-3 に記載された値を用いる.また,A は正方形照 射野の1辺の長さ(cm)である.また,6 MV-FFF 及び 10 MV-FFF のファントム補正係数 *f*_pは 実験的に得られた代表的な値としてそれぞれ 1.0043 及び 1.0054 を利用することができる.

表 6-3. 照射野サイズ補正係数の計算に用いる定数(FFF ビーム)

		· · · · ·
公称エネルギー (MV)	a_1 [cm ⁻¹]	a_2
6 FFF	1.115×10 ⁻³	1.621×10 ⁻²
10 FFF	6.778×10 ⁻⁴	1.407×10 ⁻²

(2) Tomotherapy および CyberKnife

Tomotherapy 及び CyberKnife の標準測定条件は標準計測法 12 [7]の線量測定プロトコルに 従い,このときの線質変換係数 *f*₀ は式(6-11)で表される.

$$f_{\rm Q} = f_{\rm en} \cdot f_{\rm A} \cdot f_{\rm Tomo \ or \ CK} \tag{6-11}$$

ここで、エネルギー補正係数 f_{en} は、Tomotherapy は線質指標 ^{HT}TPR_{20,10}に 1.027 を乗じて TPR_{20,10} に変換し、式(6-4)によって算出する. CyberKnife は線質指標 ^{CK}TPR_{20,10} が 0.62 <= ^{CK}TPR_{20,10} <= 0.66 であるとき、TPR_{20,10} として 0.68 を適用し式(6-4)によって算出する. 照射 野補正係数 f_A は、Tomotherapy 及び CyberKnife の照射野(それぞれ 10 cm×5 cm 及び ϕ 6 cm) を等価な正方形照射野(それぞれ一片 6.7 cm 及び 5.35 cm)に変換し式(6-6)によって算出す る. また、Tomotherapy 補正係数 f_{Tomo} 及び CyberKnife 補正係数 f_{CK} は、通常のリニアック との SCD の違いを補正する係数で、実験的に得られた値としてそれぞれ 0.9921 及び 1.0009 を適用している.

また, Tomotherapy 及び CyberKnife のファントム補正係数は通常のリニアックと同様に 式(6-8)によって求めることができ,実験的に得られた値としてそれぞれ 1.0039 及び 1.0057 を適用している. (3) 高エネルギー電子線

RPLDを用いた高エネルギー電子線の水吸収線量は、高エネルギー光子線と同様に式(6-1)によって求めることができる.線質変換係数 f_Q 及びファントム補正係数 f_p も同様の手順で決定され、校正条件の場合、 f_Q はエネルギー補正係数 f_{en} と同値であり、線質指標 R_{50} [gcm⁻²]を用いて実験式(6-12)で算出される.

$$f_{en}(R_{50}) = 2.137 \times 10^{-4} \cdot R_{50}^{2} - 3.204 \times 10^{-3} \cdot R_{50} + 1.080$$
 (6 - 12)

また、fpはR50を用いて実験式(6-13)で算出される.

$$f_p (R_{50}) = 0.00007765 \cdot R_{50}^3 - 0.001602 \cdot R_{50}^2 + 0.008488 \cdot R_{50} + 0.999 \quad (6-13)$$

4. 線量評価と許容値

線量評価では、指定の測定点に水吸収線量1Gyとなる MU値(計算 MU)を放射線治療計 画装置で計算し、その MU値で照射をする.しかし、治療装置によっては小数点以下などの 切り捨ての影響もあるため、実際に照射した MU値をもとに計算線量を再計算し、これを施 設の申告線量として定義する.最終的には、RPLD で測定された水吸収線量と施設の申告線 量とを比較する.申告線量と RPLD 測定線量計の相違は原則としてその相対拡張不確かさ程 度を許容値と考えるのが妥当である.校正条件についての相対拡張不確かさは 2.3%であり、 前述の ICRP の推奨している±3%に近い値である.現在は±3%を超えた相違を検知した場合に はヒアリングを実施している.ただし、出力測定事業としての許容範囲は現在±5%以内と設 定している.これは、2007年に本事業開始時に当時の世界各国の同様の線量監査の状況を調 査し、IAEA など世界を代表する枠組みで±5%を採用していたことなども勘案し、保守的にそ のように設定した.その後、ウェッジ条件やFFF条件など、不確かさが若干大きい条件へも 適用を拡大している状況もあり、同じ許容基準を継続的に採用している.2007年度から2019 年度までのX線の測定結果を図 6-6、2019年度の電子線の測定結果を図 6-7に示す.



図 6-6.2007 年度から 2019 年度の出力線量測定結果(X線)



図 6-7.2007 年度から 2019 年度の出力線量測定結果(電子線)

5. IMRT の郵送調査

近年,腫瘍に対して強度変調放射線治療(IMRT)のような線量集中性を高めた高精度放射 線治療の急速な普及により、その品質管理・品質保証(QC・QA)が要求され、IMRTの第三 者評価も施設の QA 施策の1つとしてその重要性が認識されるようになった. この状況に対 応するため郵送による IMRT/VMAT 測定プログラムが確立された [9,10]. 欧米では疾患部位 に適した IMRT として治療が行われている[11, 12]. このような高精度放射線治療を保証する ため IROC (Imaging and Radiation Oncology Core) などの外部 QA センターでは TLD と各部位 に対応した IMRT 専用ファントム (図 6-8)を用いて第三者評価機関として品質管理を行って いる [13-15].

a)



図 6-8. IROC の部位別ファントム a) Pelvis 用, b) Thorax 用, c) Head & Neck 用ファントム

我が国でも図 6-9 に示すような郵送測定用に製作された IMRT/VMAT(以下, IMRT)ファ ントムを用いて第三者評価が実施されている [16]. 郵送 IMRT ファントムは計画用ファント ムと照射用ファントムの2種類のタフウォータ(水等価ファントム: WD タイプ)で作成さ れている.計画用ファントムの円柱状リスク臓器とそれを取り囲む馬蹄形ターゲットには,

低密度組成物質(TM ファントム)を使用することにより, CT 撮影後, OAR と PTV につい て施設間で同じ形状の輪郭での設定を可能にしている.

体輪郭(External, Body など), PTV, OAR の輪郭を抽出後, ファントム内は水として計算し, IMRT の治療計画を立案する. IMRT の治療計画の線量制約を以下のように設定する.

線量制約

- ・ PTV に対して D95% 処方で 2000 cGy
- PTV 最大線量: *D*_{max} (PTV) < 110% (2200 cGy)
- ・ OAR (リスク臓器) 最大線量: D_{max} (OAR) < 60% (1200 cGy)
- 全ての最大線量(3 D_{max})は PTV 内に設定



図 6-9. a, b) 郵送 IMRT ファントム (計画用と照射用ファントム). c, d) 計画用ファントム の内部構造は PTV と OAR の輪郭抽出のため,低密度組成物質 (TM ファントム) で作成.

照射用ファントムの内部構造を図 6-10 に示す.線量評価には RPLD が用いられ, PTV には 4 箇所 (C1~C4), OAR に 1 箇所の測定箇所があり, それぞれの箇所の頭尾方向に 2 本のガラ ス素子が並べられた状態で挿入されている.また, アイソセンタを通る Axial 面にはフィルム

が挿入され,線量分布の検証が可能である. 立案した IMRT の治療計画に対する線量評価は, ガラス素子が挿入されている各位置(C1, C2, C3, C4)の点線量の平均値で比較し評価する. 尚,線量検証には,以下の検出器を使用する. また,フィルムによる線量分布評価は,Axial 面,Coronal 面において線量勾配が急峻となる部分(OAR と PTV の間)を線形近似し,処方 線量(2 Gy)に対する 60%線量点と 80%線量点での距離を求めることにより位置ズレを確認 し,ガンマ解析法と合わせて評価する.郵送ファントムに次の線量計が設置されている.

• RPLD : GD-302M

・フィルム : Radiochromic Film (EBT3)





c)



図 6-10. 照射用ファントムの内部構造. RPLD による測定位置は PTV 内 (C1~C4) と OAR の 5 箇所.

RPLD の精度を確認するため、郵送 IMRT 測定プログラムで用いたプランにおいて指頭型 電離箱 0.6 cc (PTW30013)の線量測定を実施し、両者を比較した.結果、RPLD と電離箱の比 は、平均±1.96 で 0.997±0.024 となり有意差が見られなかった (p=.175). RPLD と治療計 画装置の比較では、PTV 内で 0.1±2.5%、OAR で-2.1±17.8%となり、高い測定精度で線量 を確認することができた.線量分布の位置精度としては、左右方向で-0.9±2.8 mm、腹背方 向で 0.5±1.4 mm となった.上述の郵送 IMRT 測定プログラムにおける線量評価は、各ガラ ス素子のバラつきと表 6-4 に示した不確かさを考慮し、PTV 内の 4 点 (C1, C2, C3, C4)の点 線量の平均値に対して許容範囲を±3%以内とした.フィルムによる位置ずれ評価は、表 6-5 に 示した不確かさを考慮して許容範囲を±3 mm 以内とし、ガンマ解析の評価基準は、Pass rate を 90%以上とした.

A U-4. 判述 INICI 例定における KILD 不能がら					
項目	不確かさ				
読み取り再現性(2素子)	0.15%				
感度補正係数	0.37%				
校正定数	0.151%				
エネルギー補正係数	0.87%				
ファントム補正係数	0.12%				
その他の不確かさ	1.00%				
合成不確かさ (k=1)	2.1%				

表 6-4. 郵送 IMRT 測定における RPLD 不確かさ

表 6-5. 郵送 IMRT 測定におけるフィルムの不確かさ

項目	不確かさ
工作精度	0.12 mm
ケガキ線幅	0.29 mm
中心マーカ精度	0.29 mm
フィルム位置分解能	0.14 mm
フィルム切断制度	0.14 mm
急峻勾配位置でのフィッティング精度	0.58 mm
ロット番号別の黒化度精度	0.52 mm
合成不確かさ (k=1)	0.9 mm

参考文献

- 1. SSDL Newsletter No. 70, IAEA, Vienna 2019
- 2. Mizuno H, Kanai T, Kusano Y, et al. Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams. Radiother Oncol. 2008; 86: 258-263.
- 3. Mizuno H, Fukumura A, Fukahori M, et al. Application of a radiophotoluminescent glass dosimeter

to nonreference condition dosimetry in the postal dose audit system. Med Phys. 2014; 41(11): 112104.

- 4. IAEA, Audit availability, <u>https://dosimetry-audit-networks.iaea.org/Home/AuditAvailability</u>(ア クセス日 2022 年 3 月 31 日)
- 5. Dosimetry with radiophotoluminescent glass dosimeters for dosimetry audit in MV X-ray radiotherapy, ISO 22127:2019.
- ICRP Publication 86, Prevention of Accidents to Patients Undergoing Radiation Therapy, ICRP 2000
- 日本医学物理学会,編.外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準測定法 12).東京;通商産業研究社; 2012.
- 8. Wesolowska P, Cole A, Santos T, et al. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy. Radiat Meas. 2017; 106: 556-562
- 9. Mizuno H, Yamashita W, Okuyama H, et al. Dose response of a radiophotoluminescent glass dosimeter for TomoTherapy, CyberKnife, and flattening-filter-free linear accelerator output measurements in dosimetry audit, Physica Medica. 2021; 88: 91-97.
- Nakamura M, Minemura T, Nishio T, et al. An on-site audit system for dosimetry credentialing of intensity-modulated radiotherapy in Japanese Clinical Oncology Group (JCOG) clinical trials, Physica Medica. 2016; 32: 987-991.
- 11. Lin A, Kim HM, Terrell JE, et al. Quality of life after parotid-sparing IMRT for head-and-neck cancer: A prospective longitudinal study. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2003; 57: 61–70.
- 12. Zhou J, Fei D, and Wu Q. Potential of intensity-modulated radiotherapy to escalate doses to headand-neck cancers: What is the maximal dose? Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2003; 57: 673–682.
- Sandilos P, Angelopoulos A, Baras P, et al. Dose verification in clinical IMRT prostate incidents. Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 2004; 59: 1540–1547.
- Kry, S.F, Alvarez P, Molineu A, et al. Algorithms used in heterogeneous dose calculations show systematic differences as measured with the Radiological Physics Center's anthropomorphic thorax phantom used for RTOG credentialing. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2013; 85(1): 95-100.
- Carson M.E, Molineu A, Taylor P.A, et al. Examining credentialing criteria and poor performance indicators for IROC Houston's anthropomorphic head and neck phantom. Med Phys. 2016; 43(12): 6491.
- Okamoto H, Minemura T, Nakamura M, et al. Establishment of postal audit system in intensitymodulated radiotherapy by radiophotoluminescent glass dosimeters and a radiochromic film, Physica Medica48. 2018; 119-126.

第7章 臨床利用

本章では、RPLDの特性を活かした *in vivo* dosimetry, 放射線治療の品質管理, 小線源治療, 粒子線治療, ホウ素中性子捕捉療法, 診断領域の RPLD を用いた測定の実施例を示す. 第4 章に記載の線量プロトコルを参考に施設の測定プロトコルを確立していただきたい. なお, 第三者評価の RPLD の利用については第6章を参照されたい.

1. 光子線治療における *in vivo* dosimetry および線量検証

1.1. はじめ

*in vivo*とは、「生体内で」を意味するラテン語であり、*in vivo* dosimetry は線量計を用いて放 射線照射中の治療患者の関心部位線量を評価することを意味する. *in vivo* dosimetry の歴史は 古く、1961 年 B. Roswit らの報告で小体積ガラス素子型測定器を用いた報告がある [1]. 以降、 小体積素子型測定器を用いた *in vivo* dosimetry は RPLD 以外の測定器も含め数多く報告されて いる. 人体内吸収線量を測定可能な *in vivo* dosimetry は患者への投与線量の品質保証にも使用 でき、有用な測定手法であるにも関わらず、様々な理由によりその臨床使用は制限されてい る. 理由の一つに、人体内への測定器の配置が困難であることが挙げられる. 本節では RPLD を用いた *in vivo* dosimetry の実践例をいくつか紹介する.

Chung, W.K.らは,前立腺癌治療時にバルーンカテーテル用い直腸線量の評価,舌癌治療時 は直接舌表面に RPLD を配置し実際の放射線治療における吸収線量測定値と治療計画装置に より算出された線量との比較を行った [2].線量勾配が急峻な場所以外比較的一致していると 報告されており,測定時の RPLD 配置に対する精度や臓器の動き・変形による影響を考慮す る必要はあるが,本報告による RPLD の有用性は高いと言える.

また, RPLD は小型でありかつ信号ケーブルが付属しないため,線量計配置の自由度は高 い. Puntiwa Oonsiri らは空間的に密閉された箇所の測定を行い,治療時の照射野外吸収線量を 評価している [3]. 電子線による右大腿の脂肪肉腫の治療症例に対し,照射野近傍の陰茎及び 陰嚢を鉛シールドで覆い,1つの RPLD を陰嚢背側に,他2箇所陰茎と陰嚢の間に配置して 6000 cGy/30 fr の治療期間内の平均陰嚢線量を求めた.その結果,1回照射あたり4.1±0.9 cGy (2.3~7.1 cGy) と報告された.仮に測定器を用いず計画装置にて吸収線量を算出した場合, 計画用 CT 撮像時から鉛シールドを設置した状態で線量計算を行う必要があるため,CT アー ティファクトにより計算精度に影響を与える事も考えられる.本報告においてシールド無し での計画装置による算出結果から照射野端から7 cm での平均陰嚢線量は142.7 cGy であり, 鉛シールドにより睾丸の吸収線量は十分低減されている事が確認できた.

1.2. 全身放射線照射における in vivo dosimetry

同種造血幹細胞移植の前処置は、大量の抗がん剤投与や放射線治療による全身照射(TBI; total body irradiation)を用いて、白血病などの腫瘍細胞を根絶させる骨髄破壊作用および造血 幹細胞移植片の生着を促す免疫抑制作用の両者を目的として行われる [4]. AAPM Report 17 では、TBI においては多くの放射線治療計画システムは利用することが難しく、かつ患者位 置の変化により、分布が大きく変化する可能性があるため、*in vivo*dosimetry の実施を推奨し ている [5]. TBI 施行時の *in vivo* dosimetry は、一般的にダイオード検出器や TLD が使用され る [6–10]. 電離箱は測定時に電圧を印加しているため、感電のリスクがあることから *in vivo* dosimetry での利用は推奨されない.本項では、TBI 施行における RPLD を用いた *in vivo* dosimetry についての本ガイドライン委員の自験例を紹介する. Long SSD 法を用いた TBI に おける計測手順を下記に示す.計測担当者は、頭頸部、縦隔、腹部(アイソセンタ)に RPLD を設置し、RPLD による計測値が投与線量程度であること確認している.また、肺フィルタ下 にも RPLD を設置し、肺フィルタを用いた場合に線量が低減していることを確認する.測定 結果の1例を図 7-1 に示す. この例では、肺フィルタを使用しており線量が減少しているこ とが確認できる.

測定方法の例

- 1. 患者各部位へ RPLD を貼り付け,治療時の in vivo 線量計測を実施
- 治療後に同エネルギー, SSD 90 cm, 10 cm 深, 照射野サイズ 10×10 cm² にて基準ガラス線 量計へ 1Gy 照射
- 3. 1Gy 照射した基準データをもとに、患者治療中の in vivo 計測値を線量へ換算



図 7-1.TBI における in vivo dosimetry の一例

1.3. 植込み型心臓電気デバイスの線量管理

日本放射線腫瘍学会より発刊されている「植込み型心臓電気デバイス (CIEDs) 装着患者に 対する放射線治療ガイドライン」では、放射線治療実施における CIEDs のリスクを低中高と 3段階に分類している [11].本項では、10MV 未満の光子線を用いた治療時の *in vivo* dosimetry の本ガイドライン委員の自験例を紹介する.計測手順は下記に示す通りである.照射野外に 位置する CIEDs に対する線量計測であるが、基準線質は治療と同じ線質を使用している.し かし、照射野外のエネルギーは 200 から 600 keV であることが知られている [12,13].照射野 外のエネルギーを考慮し、Ir-192 線源を用いたエネルギー応答の補正を行なった報告がある [3].図 7-2 に 2 施設の治療計画装置により計算された計算値と RPLD で測定した計測値の比 較を示す.相違は施設 A および施設 B の平均±1SD でそれぞれ-10.3±12.6 cGy, -12.4±10.0 cGy であった.基準は計測値である.なお、治療期間中に継続的な *in vivo* dosimetry を実施す る場合には、校正方法として簡易法が便利である(第4章).ガラス線量計素子個々に校正定 数を割り当て、治療期間中の *in vivo* dosimetry ではその校正定数をもって線量を評価する.

測定方法の例

- 1. 治療計画立案時に CIEDs に対して輪郭を作成し、最大線量や平均線量を評価
- 2. CIEDs 埋め込み箇所の患者体表面に RPLD を貼り付け,治療時の in vivo dosimetry を実施
- 治療後に同エネルギー, SSD 90 cm, 10 cm 深, 照射野サイズ 10×10 cm² にて基準ガラス線 量計へ 1Gy 照射
- 4. 1Gy 照射した基準値をもとに、患者治療中の計測値を線量へ換算



図 7-2. RPLD を用いたペースメーカー埋め込み部に対する計測値と計算値の比較

1.4. 全身皮膚電子線照射における in vivo dosimetry

全身皮膚電子線照射 (TSET; Total Skin Electron Therapy) は, 菌状息肉症の治療に用いられ る照射法である. 菌状息肉症は皮膚リンパ腫のなかで最も頻度の高い低悪性度の T 細胞性リ ンパ腫であり、放射線治療では局所照射、全身照射が用いられ、全身照射においては一般的 に Long SSD 法によって照射野を拡大して治療を行う. 投与線量は一般的に 8-36 Gy と報告さ れているが、近年では副作用を減らす目的で低めの投与線量で治療を行うことがある [14]. 図 7-3a に示すように、スタンフォード方式 [15,16]の全身照射においては線量の均一性±10% 以内を目標に [17], 上下方向のガントリ角度の照射条件を決定する. また, ビーム中心軸を ずらすことにより,全身被ばくにつながる制動X線が直接照射されないようにしている [18]. SSD にも依存するがガントリ角度はおおよそ 20 度である. スタンフォード方式の全身照射で は、図 7-3b の前方、後方、後方斜めを左右、前方斜めを左右、計 6 方向から照射する.一般 的に患者負担を軽減するため、同日にすべての方向を照射せず、1日目に3方向、2日目残り の3方向照射し、2日にわたり6方向照射することによって皮膚全身に2Gy投与できる. そ のため, in vivo dosimetry を行う際には、6方向照射して評価する. またエネルギー調整用に アクリル板のスポイラーを用いることもある. 全身皮膚電子線照射は皮膚全体に線量を均一 に照射することが重要であるため、放射線が照射されない領域、例えば頭頂部、足底部、大 腿内側, 腋窩などには線量計を設置し, 実際の線量を in vivo dosimetry を通してモニタリング する必要がある.また TBI と同様,感電の恐れがある印加電圧のかかった電離箱線量計は使 用しない. 半導体検出器や TLD, RPLD, フィルムなどが in vivo dosimetry に最適である.

半導体検出器は、リアルタイムに線量評価が可能であり、取り扱いも簡便であるため近年 では広く利用されてきている.しかし、信号ケーブルが照射野に含まれるため、ステム効果 の影響を受けやすく、事前にファントムを用いて測定値の妥当性を確認しておく必要がある [5].特に、遮蔽が必要な箇所において線量測定を行う場合には、信号が非常に低いためステ ム効果によるノイズの影響を受けやすい.また、Dasらは電離箱を用いて、TSETの制動X線 を測定したがステム効果の影響により正しく測定できなかったと報告している [19].一方、 RPLD などの線量計においては、迅速に線量評価はできないが、電気的ノイズの影響を受け ないため、安定した結果が得られやすい.



図 7-3. スタンフォード式全身皮膚電子線照射 (TSET)

次に RPLD の測定手順を示す. はじめに, スラブ型の水等価ファントムを基準条件に設置 し, 平行平板型電離箱で線量測定を行う. 次に, 同一条件下で RPLD を配置し, 校正定数を 取得する(第4章のガラス線量計校正定数の簡易法). 特に RPLD のエネルギー特性を考慮す ると同一の線質, エネルギーで校正を行う. 測定箇所に RPLD を配置する. 第3章に記載さ れているが, RPLD は方向特性が悪いため,基準条件と同じ向きにして設置する. また,線量 計が皮膚から浮かないようにテープでしっかり固定する. 表 7-1 に測定結果の例を示す [20]. この症例では, 精子温存を希望されている患者さんであり, 1.5 mm 厚の鉛を精巣付近に 2 枚 配置することによって一時不妊のしきい線量 10 cGy を超えないように治療を行った. また, 測定システムが正しく動作していることを確認するため,基準条件(ガントリ 90 度時のビー ム中心軸上の基準深)にも線量計を設置した. 基準点に位置する胸部においては,投与線量 800 cGy に近い値となった. また,遮蔽を行っている睾丸の線量は十分に低く,合計で平均 10 cGy となった. RPLD は感度が高いため,低線量でも正確に測定することができる. 例えば遮 蔽されている測定箇所での RPLD の信号雑音比 (signal-noise ratio)を求めると約 500 であった.

測定方法の例

- 1. 照射条件にて、平行平板型電離箱を用いて基準点の線量を計測
- 2. RPLD を設置し,同一条件で照射
- 3. 測定箇所に RPLD を設置. 設置向きについては基準条件に近い向きに設置.
- 4. 測定箇所の例を示す. 必ず基準点と同じ高さの領域(胸部付近)に設置

測定場所	1Fr	2Fr	3Fr	4Fr	5Fr	6Fr	7Fr	8Fr	合計
遮蔽(頭頂部)	2	2	3	2	3	2	3	2	18
胸部(基準点)	63	123	76	128	66	131	66	132	785
遮蔽(睾丸左)	1	4	1	2	1	1	1	1	11
遮蔽(睾丸右)	1	1	1	1	1	1	1	1	9
遮蔽(鼠径部左)	2	2	2	2	2	2	2	2	15
遮蔽(鼠径部右)	2	2	2	2	3	2	2	2	17
足裏左	8	10	12	9	11	12	12	9	82
足裏右	10	12	9	20	10	13	12	11	97

表 7-1. 測定結果の例. 数値は RPLD で測定した値 [20]. 単位は cGy.

1.5. ファントムを用いた線量検証

ファントムを用いた吸収線量評価は, *in vivo* dosimetry の報告に比較して多く, 臨床使用前の pre-treatment QA やコミッショニングの測定手段として用いられる. 第6章の IMRT の第三 者評価にも記載されている通り, ファントム内にある PTV や OAR 付近のポイント線量を, RPLD を用いて測定することが可能である. ファントムを用いる利点として, 実際の放射線 治療を行う前に照射検証可能であること, 人体内に RPLD を配置する事が困難な部位に対し ファントムであれば測定可能であることに加え,複数箇所を1回の照射で測定可能なことな どである.照射野内組織・臓器に加え,照射野外遠位部の組織・臓器を想定した遠隔部位の 線量評価を行った報告も多く,幾つかの線量評価症例を提示する.なお,報告の多くは照射 野端から数10 cm以上離れた放射線感受性の高い組織・臓器を想定し,二次発がんへの影響 について評価,考察されている [21-26].一般的に臨床使用では照射野外組織の吸収線量測定 を行い,評価する事は少ないが,紹介する症例・文献にて照射野外遠位部位における興味深 い知見が得られた.ただ二次発がんについては現在も世界中で研究がなされているが [25], ここでは RPLD を用いた線量測定方法による評価についてのみ参照されたい.

Puntiwa Oonsiri らは、ファントムを用いて左乳房照射における照射野外に位置する子宮、 卵巣部の吸収線量を測定した. 5000 cGy の乳房照射に対する照射野外吸収線量は、同側卵巣 で 0.84% (42 cGy)、対側卵巣で 0.62% (31 cGy)、子宮で 0.76% (38 cGy) であった [21]. こ の測定時に使用されたファントムには、人骨が内蔵されており、骨との位置関係から子宮、 卵巣部を想定して RPLD を配置した.

Yoon, M.らは聴神経腫瘍(AN)を対象とし照射方法を固定多門 IMRT, VMAT, SRS と変 え,頭部治療時におけるファントムを用いた照射野外組織吸収線量測定を行い,散乱線量お よび漏洩線量による二次発がんのリスクについて,甲状腺が最も二次発がんが高い可能性が あると示唆された [22].本報告では照射方法による差は見られず,Kim,D.らの報告 [23,24] とは異なっている.原因については測定手法,ファントム,治療計画等が異なる為,明らか となってはいないが,照射野外測定において参考になる論文である.

Kim, D.らは IMRT, VMAT, TomoTherapy と照射方法及びモダリティを変更し,肝細胞癌と 肺癌治療症例に対しファントムを用いた線量評価から興味深い報告をした [23]. 肝細胞癌症 例による照射野外の二次発がんリスクは, PTV サイズと PTV からの距離に依存するとし,肺 臓は肝細胞癌に対する放射線治療後に放射線誘発がんのリスクが最も高いと示唆された. 同 様の手法で肺癌を対象とした症例に対し吸収線量測定を行い,二次線量はアイソセンタから の距離とモダリティに依存すると報告された [24]. 前述した二次発がんに関連する報告は測 定に使用したファントム及び治療計画も異なり,適切な評価がなされているかの判断が困難 であるが,吸収線量の測定,比較及び評価は慎重に行う必要がある [25].

放射線治療患者数自体が少ない小児に対する放射線治療計画の検証にも RPLD を用いて評価した報告がある. Toyota M,らは小児ファントムを使用して,頭頸部腫瘍の治療を計画し,甲状腺,乳房,卵巣,精巣を対象として照射野外吸収線量測定を行った.VMAT 使用時コリメータの角度によっては,照射野に近い甲状腺の線量が比較的高くなる可能性があると報告された [26]. 実際の放射線治療時,小児に対しての線量測定器の配置は容易でなく特に小児の場合には,照射野外組織に対する関心も高い為,体内の放射線感受性の高い組織を想定した吸収線量評価を行う事は有意義である.

吸収線量測定に際し RPLD が他の線量計に対する優位な点は、高感度であることに加え、 信号ケーブルが不要なこと、測定箇所の設定自由度が高いことが挙げられる.リアルタイム に測定結果が確認できない欠点もあるが、臨床上有効利用される線量計であると言える.

57

2. 小線源治療における RPLD の利用

密封小線源の線量分布は,線源近傍で急峻な線量分布を示す.そのため,線量計測では小型の線量計を使用する必要がある [27].海外では TLD などが密封小線源治療中の *in vivo* dosimetry や密封小線源治療計画装置のコミッショニングなどに用いられてきた.本邦では,小型な設計の RPLD が骨盤領域や頭頚部の密封小線源治療における *in vivo* dosimetry や [28, 29],密封小線源治療の線量計算に用いられる放射状線量関数の計測に用いられてきた [30].近年では密封小線源治療の線量計算もモデルベースアルゴリズムが使用されるようになり,それらの計算アルゴリズムの計算精度確認などへの応用も期待される.

密封小線源治療の計測に RPLD を使用する際の注意点は高エネルギーX線における利用時 と同じであるが,密封小線源治療の線量分布は距離の逆二乗則の影響を強く受けて線量勾 配が急峻であるため,計測位置のずれが計測値に与える影響が大きい点に特に注意が必要 である.また,RPLDの読み取り領域は線量計内の一部分(第2章表2-1参照,標準マガジ ン:素子中心のф1mm×マガジン開口部6mm,高線量マガジン:素子中心のф1mm×マガジン 開口部 0.6 mm)であるが,密封小線源治療に用いる線源の光子エネルギーは低いため,線 量計自体での自己吸収により線量を過小評価することがある.Kadoya らの報告では25 keV 以 下のエネルギーの光子では線量計による自己吸収の影響を受け,ガラスの媒質中において 0.5 mm で20 keV では約 20%の影響があるとしている [31].自己吸収の影響は線源に対する線量 計の角度によっても変化するため,自己吸収が起きる低エネルギー光子の計測の際には注 意が必要である [31].

RPLD を用いた線量計測では、 RPL 量を吸収線量に変換するために校正定数が必要となる. 一般的に校正定数を算出するために ⁶⁰Co や高エネルギーX 線を用いて校正が行われ, 校正 に用いた光子のエネルギーと実際に計測を行う光子のエネルギーが異なる場合、エネルギ ーの違いによる RPLD の感度の差を、エネルギー補正係数によって補正する. 密封小線源の 光子エネルギーは高エネルギーX線と比べると低いため、RPLDの感度が高く、エネルギー 補正が必要となる.また、密封小線源治療に用いる線源では、線源からの距離により光子の エネルギースペクトルが大きく変化するため、線源からの距離によってエネルギー補正係 数を選択する必要がある. Hashimoto らは, 36×41×32 cm³の水ファントム中で, 中心に設置 した¹⁹²Irの線源からの距離が 2 cm から 10 cm まで変化した場合、 4 MV の X 線を基準とし た場合のエネルギー補正係数は 0.999 から 0.794 まで変化すると報告している [30]. 計測に 用いるファントムのサイズや組成によってもファントム内での散乱が変化するため [32], 計測に使用するファントムと測定点ごとにエネルギー補正係数を求める必要がある.このエ ネルギー補正係数は、 実測やモンテカルロシミュレーションで求められるが、 ファントム ごとに実測でエネルギー補正係数を求めることは煩雑であり、 モンテカルロシミュレーシ ョンなどで求められることが多い. RPLD を用いて高エネルギーX 線の計測を行う場合, こ のエネルギー補正係数は実測により得られた値とモンテカルロシミュレーションなどにより 得られる理論値はよく一致している [33]. 一方で低エネルギー光子の場合, 高エネルギーX 線を基準として求められた RPLD のエネルギー補正係数は、 実測値と理論値の間で乖離が生

58

じる [30]. この現象は光子エネルギーにより,素子の吸収線量と RPL 量の関係 (固有効率) が変化することが原因であると言われており,TLD や光刺激ルミネッセンス OSLD (optically stimulated luminescence dosimeter)などでもよく見られる現象である [34–37]. Hashimoto らの 報告では,実測値とモンテカルロシミュレーションで得られた 4 MVX 線に対する ¹⁹²Ir 線源 のエネルギー補正係数は,線源からの距離によらず 7%の差異が確認されている [30]. その ため,モンテカルロシミュレーションなどで得られたエネルギー補正係数を使用する場合, 実測値との違いを考慮する必要がある.

3. 粒子線治療における RPLD の利用

粒子線照射場においては、線質が線エネルギー付与(Linear Energy Transfer: LET)と密接 に関連しており、固体検出器(RPLD、TLD、OSLD、フィルムなど)の応答特性は LET に応 じて変化することが知られている [38–41]. RPLD の場合、高 LET の放射線場ではエネルギ ー付与が粒子の軌道の周囲に集中し電離密度が高い状態となることから、線量計に蓄積され る信号が飽和し、低 LET 放射線に比べて線量あたりの信号が低下することが LET による応 答変化の要因とされている [42]. 陽子線は低 LET 放射線に分類されるが、飛程終端付近で LET が急激に増加するため、飛程の終端付近では応答の低下が顕著となる. また低エネルギ ー陽子線の LET は SOBP 中心近傍であっても高エネルギー陽子線に比較して高いため、同様 に応答の低下が生じる.

このような状況下にあって, RPLD の陽子線線量計測における利用は計測プロトコルが確 立できておらず,様々な検討が行われている.これまで広く行われてきたのは,残余飛程(Rres) をLET の代替指標として線質を表し,RPLD の応答低下を補正する計測手法である [43,44]. これらの報告では,基準状態に近い陽子線場であれば Rres法を用いた線量計測の不確かさは, およそ 3.6%とされている (Rres>1 cm). Rres は陽子線の線質を簡便に表すために優れた指標 であり,標準計測法 12 で陽子線の線量指標としても採用されている.しかし一方で,低エネ ルギー陽子線と高エネルギー陽子線では同じ Rresであっても LET が異なることがあり,低エ ネルギーの陽子線計測や,ブラッグピークを組み合わせて照射するスキャニング法の線量計 測では Rres が LET の変化に対応できないことが課題として挙げられる.

LET は従来算出や計測が難しく、取り扱いが困難であった.しかし近年、様々な計測技術 やモンテカルロ法に代表される計算手段が発展しており、解析的に簡便にLET を計算するこ とや、治療計画装置によってLET を算出することも可能となり、LET の取り扱いが容易にな りつつある [45-47]. RPLD の応答特性をLET ベースで補正する研究も進められており、LET ベースの補正法では飛程終端や低エネルギー陽子線においても高い精度で線量計測が実現で きることが示されている [48]. 図 7-4 に、RPLD の測定深に対する応答特性を示す.補正無し (u-RGD) はLET の増加に伴い線量が低下していることが分かり、LET が高い領域、すなわ ち飛程の終端で計測誤差が大きくなる. R_{res}を用いた補正 (Rres-correction) で誤差は改善され るが、高 LET では補正量が課題になる傾向が確認できる.一方 LET を用いた補正 (LETcorrection) では、RPLD の計測線量は電離箱と良い一致を示し、概ね±5%以内の計測精度が 達成されている.ただし飛程終端やブラッグピークを多く含む線量分布では,深さ方向に線 量勾配が急峻となることがあり,体積効果や実効中心のずれなど測定位置の不確かさ,高原 子番号の RPLD による LET の不規則な変化が課題となる.

また現在粒子線治療では、照射野形成法としてスキャニング法が広く利用されている.ス キャニング法では、これまで主流であった静的照射法とは深さによる LET の変化が異なるた め、RPLD の応答特性も検討が必要であった.近年スキャニング照射法における RPLD の応 答特性が検討され、LET を指標とした場合にスキャニング照射法と静的照射法で RPLD は同 様の応答特性を示すことが明らかとなった(図 7-5)[49].一方で、強度変調陽子線治療(Intensity Modulated Proton Therapy: IMPT) などの非基準条件ではより複雑な線質の変化が予想され、 実際に臨床利用されている照射方法での検証が望まれる.



図 7-4. RPLD の陽子 LET に対する応答特性. u-RGD は補正無しの RPLD の計測値, Rrescorrection は R_{res}を基に補正を加えた計測値, LET-correction は LET を基に補正を加えた計 測値を示す([48]より引用)



図 7-5. スキャニング法、静的照射法それぞれを用いた場合の RPLD の LET に対する応答 特性の変化

実臨床への応用例として, *in vivo* dosimetry(体表面線量計測)や照射野外の線量計測に用いられている [50,51].体表面線量計測では,LETの変化による影響は少ないため安定した線量計測が可能である.実際に患者治療中の表面線量を計測した研究成果が発表されており, 陽子線照射中の RPLD の *In vivo* dosimetryの実現可能性が示されている [50].照射野外の線量計測では,小児ファントムを用いて照射野外の臓器線量を計測された結果が報告されている.散乱線の成分としては中性子線とγ線となるが,RPLD は中性子線に対する感度が低いため,主にγ線成分の検出に有用である,と結論付けられている [51].

重イオン線の線量計測については、現在のところ RPLD は積極的に利用されていない.重 イオン線では、LET の変化が陽子線に比べ複雑で変動が大きいため、計測技術としてはより 困難ではないかと考えられている。例えば炭素線治療では、表面近傍を除いて異なるイオン が混在し線量に寄与しており [52]、TLD を用いた炭素線の線量計測では、LET の値だけでは なく LET に寄与するイオンの種類が線量計測の正確さに影響を与えることが報告されている [53]. 加えて RPLD は高原子番号の物質を含むため、有感領域に対してさらに様々な核種が入 射することが想定される.この場合、発生確率の低い粒子が確率的に不規則かつ大きな影響 を与えることも考えられ、今後検討が必要である.

4. ホウ素中性子捕捉療法における RPLD の利用

ホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy, BNCT)の線量計測については中性子 とy線の混合場での計測となる.従来, 混合場中のy線を計測するために, TLD が利用され てきた.ただし,市販されている TLD の容器はホウ酸ガラスが使用されており,それが熱中 性子に対して感度を持つため,ホウ酸ガラスの代わりに石英ガラスを使用した特注品の容器 が利用されている.しかし,特注品であることから今後の BNCT の発展を考えると課題が残 る.そのため, TLD の代わりに RPLD による BNCT の混合場でのy線計測も検討されてい る[54,55]. RPLD では,リン酸塩ガラスが使用されているため,市販の TLD よりも熱中性子 に対しての感度を抑えることが可能である[54].実際に,過去の文献で報告されている BNCT 場の中性子ビームを 30×30×30 cm の水ファントムに照射し,深さ毎に RPLD への付与線量 をガンマ線と中性子それぞれでモンテカルロシミュレーション(Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS), ver3.02)で計算した結果を図 7-6 に示す[56, 57].図 7-6(a)はy線 と中性子が付与する線量の割合を示し,(b)は中性子の線量付与の割合を拡大して表示したグ ラフである.



 (a) γ線と中性子由来の線量付与割合
(b)中性子由来の線量付与の割合
図 7-6. 代表的な BNCT 場を水ファントム中(30×30×30 cm)に照射した際に期待される 各深さでの γ線と中性子由来の線量付与

図 7-6 より BNCT での治療の対象となる表面深付近では RPLD に対して中性子由来と考え られる線量付与は 1~4%程度であり、 γ 線に対して十分に小さいことがわかる. 過去の BNCT 場での RPLD 利用に関する報告では、上記の特注された TLD での γ 線線量評価と RPLD によ る γ 線線量評価はほぼ同等であることが示唆されている[54]. なお、RPLD での中性子由来の 線量については、高 LET 成分も混在するため、詳細に検討する際は陽子線での RPLD 利用時 と同様に LET の補正についても検討する必要がある.

RPLDを構成する元素は酸素: 51.16%, リン: 31.55%, ナトリウム: 11.00%, アルミニウム: 6.12%, 銀: 0.17%である [58]. 図 7-7 に構成元素毎及び RPLD の中性子カーマファクターを PHITS (ver3.26)を用いて計算した結果を示す[57]. この計算結果から, RPLD の中性子カーマ ファクターは, 10 eV 以下の範囲ではリンの値とよく一致しており, 10 eV 以上の範囲では ナトリウムや酸素の値に近くなっていることがわかる. これより, BNCT で使用される中性 子エネルギー帯ではナトリウムや酸素との核反応により生じるエネルギー寄与の割合が大き くなると考えられる.



図 7-7. RPLD の構成元素及び RPLD の中性子カーマファクターと 中性子のエネルギースペクトル[56, 57]

また, RPLD に含まれるリンや酸素, アルミニウム, ナトリウム, 銀といった元素については, BNCT 場で照射されることで RPLD 自体が放射化し, 読み値にわずかながら影響を与えることが考えられる[54, 58]. 表 7-2 に RPLD の構成元素及び RPLD の熱中性子に対する捕獲断面積 [barn]を示す[59-61]

表 7-2. RPLI	の構成元素	及び RPLD の熱	い中性子に対す	る捕獲断面積	[barn] [59–61]
0	Р	Na	Al	Ag	RPLD
1.90×10 ⁻⁴	0.166	0.523	0.229	63.20	0.232

過去の研究では主にリンとナトリウムの放射化により, RPLD の読み値への影響がすることが示唆されているため,これらの放射化の主な原因である熱中性子を遮蔽することも考慮すべき項目である[54]. 代表的な熱中性子遮蔽材としては,数 mm 厚程度の⁶LiF の焼結体等が候補として考えられる[54,55]. 図 7-8 には、⁶LiF の焼結体の一例を示す.



図 7-8. ⁶LiF を利用した RPLD 用熱中性子遮蔽材の例. (日本軽金属グループ日軽産業社製)

RPLD を γ線評価に利用する場合,読み値の γ線のエネルギー依存性についての検討も必要である.実際に,過去の文献で報告されている BNCT 場の中性子ビームを 30×30×30 cm の水ファントムに照射した際の深さ毎 (0,2,4,6 cm 深)のガンマ線のエネルギースペクトルを PHITS (ver3.02)で計算した結果と一般的なリニアック装置における各公称エネルギーのエネルギースペクトルを図 7-9 に示す[56,57,62].



図 7-9. 代表的な BNCT 場を水ファントム中(30×30×30 cm)に照射した際に期待される 各深さでの γ線のエネルギースペクトルと一般的なリニアックのエネルギースペクト ル[56, 57, 62].

図 7-9 からわかるように、BNCT 場では、水ファントム内で発生する 1 H(n, γ)反応由来の 2.2 MeV 程度の γ 線が主な成分である。各深さ(0, 2, 4, 6 cm 深)での平均エネルギーはそれぞ れ 1.66、1.67、1.63、1.56 MeV であり深さに依存した変化はあまりみられない。これらは Varian 社製リニアックの 4 と 6 MV の X 線の平均エネルギー(それぞれ 1.51、1.80 MeV)に近 く、過去の文献でも RPLD の読み値はこれらの X 線と同程度のエネルギー特性を示すことが 示唆されている[55]. なお,熱中性子遮蔽剤として使用が考えられる LiF の 1.6 MeV(平均エネ ルギー)と 2.2 MeV の γ 線に対する質量減弱係数はそれぞれ 0.047 と 0.041 [cm²/g]程度と報告 されている[63]. 使用する LiF の厚みは数 mm 程度ということを考慮すると減弱率はそれほ ど高くないと考えられる.

上記の RPLD のγ線計測と一緒に, 熱中性子コンバーターとして窒化ホウ素を利用した RPLD を活用することで, それらの出力値からガンマ線線量と熱中性子フルエンスを同時に 評価する研究もおこなわれている[54].

5. 診断領域での RPLD の使用

RPLDは、診断領域での測定にも活用されており、IVR オペレータの被ばく線量の評価 [64, 65], IVR による患者皮膚入射線量 [65, 66]や C-arm CBCT による水晶体線量の評価 [67], 診断 CT における体内線量分布の評価 [68]の報告などがある.また、画像誘導放射線治療 (Image guided radiotherapy: IGRT)の線量評価にも用いられ、kV-CBCT 臓器線量の評価 [69, 70], Floor mounted 型の IGRT による皮膚入射線量評価 [71]や 透視を利用した呼吸同期照射を行った際の臓器線量評価 [72] などの報告がある.

5.1. エネルギー特性の補正

ガラス線量計リーダ FGD-1000 Dose Ace は、第3章の2にも記載されている通り、実効エ ネルギーが 662 keV である¹³⁷Cs-γ線を照射した基準素子にて校正するため、¹³⁷Cs-γ線の空気 カーマと測定対象の実効エネルギーでの RPLD の反応を補正する必要がある.高エネルギー 用ガラス線量計素子 GD-301 や GD-302M (以下 GD-302M のみ表記)を使用し、例えば、実 効エネルギー30-40 keV 付近の診断領域の放射線場での空気カーマを測定する場合、¹³⁷Cs-γ線 を基準とした相対レスポンスは、おおよそ 3-4 倍の応答となるという報告 [67, 68, 73–75]があ り、また、そのエネルギー特性は、30 keV 付近にピークを持つ非線形の関係を持つため、エ ネルギー依存性の補正を行う際は注意を要する.低エネルギー領域では、光子とガラス素子 の相互作用として光電効果の割合が増えることが過剰応答の原因とされており、この影響を 減らすために、診断領域の測定では、表 2-1 に記載の低エネルギー補償フィルタを備えた GD-351 や GD-352M (以下 GD-352M のみ表記する)が一般的に用いられる [74]. GD-352M のエ ネルギー特性について、¹³⁷Cs-γ線に対する相対レスポンスは、30 keV 付近を境に低エネルギ ー側で 10%以上低下するが、実効エネルギーがおおよそ 30 keV 以上であれば、GD-302M に 比べ安定した値となることが報告されている [69,75,76].しかし、GD-352M を用いたとして も、実効エネルギーによりガラス線量計の出力が変化するため、より精度よく線量を測定す るためには、エネルギー特性の補正を行う必要がある.ここで、いくつか具体的な方法論を 紹介する.

ひとつは,ガラス線量計校正施設にて,GD-352M に管電圧 30 kV,60 kV,100 kV,150 kV,お よび¹³⁷Cs-γ線の基準照射を行い,¹³⁷Cs-γ線での RPLD のレスポンスを基準線質としたときの 実効エネルギーQ における相対的なレスポンスを得た報告であり[69],この報告では,レスポ ンス補正係数 *k*を以下の式で算出している.

$$k = \frac{\tilde{M}_{Q_0}}{\tilde{M}_0} \tag{7-1}$$

基準線質 Q_0 での単位空気カーマあたりの RPLD の読み値を \tilde{M}_{Q_0} ,線質Qでの単位空気カーマあたりの RPLD の読み値を \tilde{M}_Q とする.線質 Qの空気カーマは、基準線質 Q_0 の空気カーマにレスポンス補正係数 kを乗じて得られる.

$$k_{air,Q} = k \times k_{air,Q_0} \tag{7-2}$$

線質Qで照射された RPLD をガラス線量計リーダの内部キャリブレーションガラスを用い て読み取る場合に、基準素子¹³⁷Cs-γ線場での空気カーマの変換係数が用いられる(第3章の 2参照). そのため、式 (7-1)および(7-2)で示すように、線質Qの空気カーマ算出にあたって は、線質Q₀とQのレスポンスの違いによる補正係数kが必要となる.この場合のkは、基準線 質Q₀は¹³⁷Cs-γ線を基準とする.例として、基準線質Q₀が¹³⁷Cs-γ線ときの実効エネルギー49.9 keV の場合のレスポンス補正係数kを1.040としてる報告がある[69].また、診断用リファ レンス線量計(6 cc 指頭形電離箱線量計)にて空気カーマを測定し、同条件でガラス線量計 GD-352Mに照射を行い、空気カーマをガラス線量計の読み取り値で除することで、直接的に 空気カーマへの変換係数を算出できる[75].その場合の変換係数は以下の通りである.

$$CF = \frac{K_{air,Q}}{M_Q} \tag{7-3}$$

ここで、*CF*は空気カーマへの変換係数、 $K_{air,Q}$ は実効エネルギーQにて照射した際に 電離箱で測定した空気カーマ、 M_Q は電離箱への照射と同条件にてガラス線量計に照射した 際の読み取り値である.同文献[75]では実効エネルギー31,34,38.1,42.4 keV の場合の変換係 数 *CF* をそれぞれ 1.091, 1.048, 1.018, 1.033 としている. (ここに示す数値は、文献[75]で示さ れる係数の逆数となっている). この場合、空気カーマは以下の式で算出される.

$$k_{air,Q} = CF \cdot M_Q \tag{7-4}$$

ここで、 $k_{air,Q}$ は空気カーマ、*CF* は変換係数、 M_Q は実効エネルギーQ にて照射した際のガラス線量計の読み取り値である.

5.2. 空中吸収線量の算出

荷電粒子平衡が成立しているとき,空気カーマと空中吸収線量の関係は以下のように示される.

$$D_{air} = K_{air} \ (1-g) \tag{7-5}$$

ここで D_{air} は空中吸収線量、 K_{air} は空気カーマ、gは制動放射による損失であり、1 MeV 以下のエネルギーにおいてgは無視されるため、診断領域において D_{air} と K_{air} は等しくなる [77, 78].

5.3. 媒質中での吸収線量の算出

媒質中での吸収線量を算出する際には,空気カーマに空気と媒質の質量エネルギー吸収係 数の比を乗じて算出する必要がある.

$$D_{med} = k_{air} \frac{(\mu_{en}/\rho)_{med}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$$
(7-6)

ここで D_{med} は媒質中での吸収線量, $(\mu_{en}/\rho)_{med}$ は, 媒質の質量エネルギー吸収係数, $(\mu_{en}/\rho)_{air}$ は空気の質量エネルギー吸収係数である. 質量エネルギー吸収係数については, Seltzer らによってデータベース化され, 広く用いられている [79, 80].

5.4. 診断領域での方向特性

測定する放射線のビーム中心軸がガラス線量計長軸に入射する角度により,相対的な感度 が異なることが報告されている.ガラス線量計長軸に対して垂直に照射する場合を0°とした とき,GD-301に関しては,実効エネルギー40および80keVでは,40°付近までは感度劣化は ないが,67.5-90°では16-31%の相対的な感度低下が生じ,実効エネルギー13および17keVで は20°から感度低下がはじまることが報告されている[71-73].これは,ガラス線量計長軸に 対して放射線が斜入射することによりガラス素子の相対的な厚みが増すことによる減衰が影 響と考えられている.低エネルギー補償フィルタ付きのGD-352Mの角度依存性に関しては, 0-40°までは信頼性が高いが,50°を越えると0°に対して感度が-38.1%から+49.6%変動すると 報告があり[71-81],さらに浅い角度においても20%近い相対感度の低下があるとする報告も ある[64].ここでの感度低下は斜入射による素子の吸収体としての厚み増加によるものである が,感度が増す理由としては,低エネルギー補償フィルタの両端に穴が開いており,入射角 度が 80-90°になると,この穴からの放射線入射量が増加するためであると考えられている.

67

診断領域にて RPLD を使用した測定を行う場合,極力,ビーム中心軸を RPLD の長軸に対し て垂直となるように配置すべきである[68,81].

参考文献

- 1. Roswit B, Malsky SJ, Amato CG, et al., An "Ideal" in vivo Dosimetry System for Clinical and Experimental Radiation Therapy Published Online: Feb 1 1961.
- Chung, W.K., Kim, D.W. Characteristic study of a radio-photoluminescence glass rod detector for clinical usages: Skin and inner body in vivo verification. Journal of the Korean Physical Society 62, 670–676 (2013).
- Oonsiri P, Saksornchai K, Suriyapee S. Impact of testicular shielding in liposarcoma to scrotum by using radio-photoluminescence glass dosimeter (RPLGD): a case report. Radiation Oncology Journal. 2018; 36(3): 248-253.
- 4. がん・放射線療法 2017, 学研メディカル秀潤社, 2017.
- 5. Van Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, et al. AAPM Report No. 17. The physical aspects of total and half body irradiation, 1986.
- 6. Ganapathy K, Kurup PG, Murali V, et al., Patient dose analysis in total body irradiation through in vivo dosimetry. Journal of Medical Physics. 2012; 37(4): 214-218.
- Lancaster CM, Crosbie JC, Davis SR. In vivo dosimetry from total body irradiation patients (2000-2006): Results and analysis. Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine. 2008; 31: 191–5.
- Mangili P, Fiorino C, Rosso A, et al., In vivo dosimetry by diode semiconductors in combination with portal films during TBI: Reporting a 5-year clinical experience. Radiotherapy and Oncology. 1999; 52: 269–76.
- 9. Ribas M, Jornet N, Eudaldo T, et al., Midplane dose determination during total body irradiation using in vivo dosimetry. Radiotherapy and Oncology. 1998; 49: 91–8.
- Palkosková P, Hlavata H, Dvorák P, et al., In vivo thermoluminescence dosimetry for total body irradiation. Radiation Protection Dosimetry. 2002; 101: 597–9.
- 11. 日本放射線腫瘍学会・日本循環器学会 編. 植込み型心臓電気デバイス (CIEDs) 装着患者に対する放射線治療ガイドライン, 2019.
- 12. Edwards CR, Mountford PJ. Near surface photon energy spectra out-side a 6 MV field edge. Phys Med Biol. 2004;49:N293–N301.
- Kry SF, Bednarz B, Howell RM, et al., AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. Medical Physics. 2017; 44(10): e391-e429.
- 14. Kroeger K, Elsayad K, Moustakis C, et al., Low-dose total skin electron beam therapy for cutaneous lymphoma, Strahlenther Onkol 2017;193(12):1024–1030.

- 15. Page V, Gardner A, Karzmark CJ, Patient dosimetry in the electron treatment of large superficial lesions, Radiology 1970;94(3):635–641.
- 16. Karzmark, CJ, et al., Total skin electron therapy: technique and dosimetry, AAPM report no. 23, American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, 1988.
- Jones GW, Kacinski BM, Wilson LD, et al. Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: consensus of the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) Cutaneous Lymphoma Project Group. J Am Acad Dermatol 2002;47:364–370.
- Das IJ, Cheng CW, Watts RJ et al., Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, Med Phys 2008;35(9): 4186–4215.
- Das IJ, Copeland JF, and Bushe HS. Spatial distribution of bremsstrahlung in a dual electron beam used in total skin electron treatments: errors due to ionization chamber cable irradiation, Med Phys 1994;21(11):1733–8.
- Okamoto H, Okuma K, Nakayama H, et al., In vivo dosimetry for testicular and scalp shielding in total skin electron therapy using a radiophotoluminescence glass dosimeter, J Radiat Res. 2022;63(1):51-54.
- Oonsiri P, Vannavijit C, Wimolnoch M. et al., Estimated radiation doses to ovarian and uterine organs in breast cancer irradiation using radio-photoluminescent glass dosimeters (RPLDs), J Med Radiat Sci. 2021;68(2):167-174.
- 22. Yoon, M., Lee, H., Sung, J. et al. Risk of a second cancer from scattered radiation in acoustic neuroma treatment. Journal of the Korean Physical Society, 2014; 64: 1919–1927.
- 23. Kim, D.W., Chung, K., Chung, W.K. et al. Risk of secondary cancers from scattered radiation during intensity-modulated radiotherapies for hepatocellular carcinoma. Radiat Oncol, 2014; 109: 9.
- 24. Kim, D.W., Chung, W.K., Shin, D. et al. Risk of second cancer from scattered radiation of intensity-modulated radiotherapies with lung cancer. Radiat Oncol 2013; 47: 8.
- Dracham CB, Shankar A, Madan R. Radiation induced secondary malignancies: a review article. Radiat Oncol J. 2018;36(2):85-94.
- 26. Toyota M, Saigo Y, Higuchi K, et al. COMPARISON OF THE PERIPHERAL DOSES FROM DIFFERENT IMRT TECHNIQUES FOR PEDIATRIC HEAD AND NECK RADIATION THERAPY. Radiat Prot Dosimetry. 2017;176(3):322-330.
- 27. Kry SF, Alvarez P, Cygler JE, et al. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. Medical physics. 2020;47(2):e19-e51.
- Nose T, Koizumi M, Yoshida K, et al. In vivo dosimetry of high-dose-rate interstitial brachytherapy in the pelvic region: use of a radiophotoluminescence glass dosimeter for measurement of 1004 points in 66 patients with pelvic malignancy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;70(2):626-633.

- 29. Nose T, Koizumi M, Yoshida K, et al. In vivo dosimetry of high-dose-rate brachytherapy: study on 61 head-and-neck cancer patients using radiophotoluminescence glass dosimeter. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2005;61(3):945-953.
- 30. Hashimoto S, Nakajima Y, Kadoya N, et al., Energy dependence of a radiophotoluminescent glass dosimeter for HDR 192Ir brachytherapy source. Med Phys. 2019;46(2):964-972.
- 31. Kadoya N, Shimomura K, Kitou S, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass detector in low-energy photon beams. Med Phys. 2012;39(10):5910-5916.
- 32. Schoenfeld AA, Harder D, Poppe B, Chofor N. Water equivalent phantom materials for 192Ir brachytherapy. Physics in Medicine & Biology. 2015;60(24):9403.
- 33. Araki F, Ohno T. The response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams. Med Phys. 2014;41(12):122102.
- Nunn A, Davis S, Micka J, DeWerd L. LiF: Mg, Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to C600. Med Phys. 2008;35(5):1859-1869.
- Adolfsson E, Alm Carlsson G, Grindborg J-E, Gustafsson H, Lund E, Carlsson Tedgren Å. Response of lithium formate EPR dosimeters at photon energies relevant to the dosimetry of brachytherapy. Medical Physics. 2010;37(9):4946-4959.
- Tedgren AC, Hedman A, Grindborg JE, Carlsson GA. Response of LiF:Mg,Ti thermoluminescent dosimeters at photon energies relevant to the dosimetry of brachytherapy (<1 MeV). Med Phys. 2011;38(10):5539-5550.
- 37. Carlsson Tedgren A, Elia R, Hedtjarn H, Olsson S, Alm Carlsson G. Determination of absorbed dose to water around a clinical HDR (192)Ir source using LiF:Mg,Ti TLDs demonstrates an LET dependence of detector response. Med Phys. 2012;39(2):1133-1140.
- 38. Rah JE, Oh DH, Shin D, et al. Dosimetric evaluation of a glass dosimeter for proton beam measurements. Appl Radiat Isot. 2012;70(8):1616-1623.
- 39. Kry SF, Alvarez P, Cygler JE, et al. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. Med Phys. 2020 Feb;47(2):e19-e51.
- Anderson SE, Grams MP, Wan Chan Tseung H, Furutani KM, Beltran CJ. A linear relationship for the LET-dependence of Gafchromic EBT3 film in spot-scanning proton therapy. Phys Med Biol. 2019;64(5):055015.
- Kohno R, Hotta K, Matsubara K, et al., In vivo proton dosimetry using a MOSFET detector in an anthropomorphic phantom with tissue inhomogeneity. J Appl Clin Med Phys. 2012;13(2):159-167.
- 42. Yasuda H, Fujitaka K. Responses of TLD Mg2SiO4:Tb and radiophotoluminescent glass to heavy charged particles and space radiation. Radiat Prot Dosimetry. 2000;87(2):115-119.
- 43. Chang W, Koba Y, Katayose T, et al. Correction of stopping power and LET quenching for radiophotoluminescent glass dosimetry in a therapeutic proton beam. Phys Med Biol.

2017;62(23):8869-8881.

- 44. Rah J, Hoon D, Shin D, et al. Feasibility study of glass dosimeter for postal dose intercomparison of high-energy proton therapy beams. Radiat Meas. 2013;59:66-72.
- 45. Wagenaar D, Tran LT, Meijers A, et al. Validation of linear energy transfer computed in a Monte Carlo dose engine of a commercial treatment planning system. Phys Med Biol. 2020;65(2).
- 46. Hirayama S, Matsuura T, Ueda H, et al. An analytical dose-averaged LET calculation algorithm considering the off-axis LET enhancement by secondary protons for spot-scanning proton therapy. Med Phys. 2018;45(7):3404-3416.
- 47. Conte V, Bianchi A, Selva A, et al. Microdosimetry at the CATANA 62 MeV proton beam with a sealed miniaturized TEPC. Phys Med. 2019;64:114-122.
- 48. Yasui K, Omachi C, Nagata J, et al. Dosimetric response of a glass dosimeter in proton beams: LET-dependence and correction factor. Phys Med. 2021;81:147-154.
- 49. Nagata J, Yasui K, Omachi C, et al. Evaluation of radiophotoluminescent glass dosimeter response for therapeutic spot scanning proton beam: suggestion of linear energy transfer-based correction. J Appl Clin Med Phys. 2021;22(8):265-272.
- Rah JE, Oh DH, Kim JW, et al. Feasibility study of glass dosimeter for in vivo measurement: Dosimetric characterization and clinical application in proton beams. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012;84(2):251-256.
- Knežević, Ambrozova I, Domingo C, et al. Comparison of response of passive dosimetry systems in scanning proton radiotherapy-a study using paediatric anthropomorphic phantoms. Radiat Prot Dosimetry. 2018;180(1-4):256-260.
- Guan F, Geng C, Carlson DJ, et al. A mechanistic relative biological effectiveness model-based biological dose optimization for charged particle radiobiology studies. Phys Med Biol. 2019;64(1).
- 53. Edmund JM, Andersen CE, Greilich S. A track structure model of optically stimulated luminescence from Al2O3:C irradiated with 10-60 MeV protons. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect B Beam Interact with Mater Atoms. 2007;262(2):261-275.
- January 2013IFMBE proceedings 39:1142-1144DOI:10.1007/978-3-642-29305-4_299, In book: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China (pp. 1142-1144)
- 55. Nakamura S, et al. Feasibility study of the measurement of gamma-ray dose and neutron fluences with a glass dosimeter in BNCT. 8th young researchers BNCT Meeting. Pavia, Italy. September 13-17, 2015.
- 56. Tanaka H, Takata T, Watanabe T, et al. Characteristic evaluation of the thermal neutron irradiation field using a 30 MeV cyclotron accelerator for basic research on neutron capture therapy. Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A. 2020; 983: 164533.
- 57. Tatsuhiko S, Yosuke I, Shintaro H, et al. Features of Particle and Heavy Ion Transport code
System (PHITS) version 3.02, J. Nucl. Sci. Technol. 2018; 55(5-6), 684-690.

- 58. Kim DW, Sung J, Son J, et al. (2020) Sensitivity of radio-photoluminescence glass dosimeters to accumulated doses. PLoS ONE 15(12): e0234829.
- 59. Shibata K, Iwamoto O, Nakagawa T, et al. "JENDL-4.0: A New Library for Nuclear Science and Engineering," J. Nucl. Sci. Technol. 2011; 48(1), 1-30.
- Iwamoto O, Nakagawa T, Otuka N, and Chiba S. "Covariance Evaluation for Actinide Nuclear Data in JENDL-4," Proc. the 2010 International Conference on Nuclear Data for Science and Technology (ND2010), J. Korean. Phys. Soc., 2011; 59(2), 1224-1229.
- 61. Chiba G, Okumura K, Sugino K, et al. JENDL-4.0 Benchmarking for Fission Reactor Applications, J. Nucl. Sci. Technol., 2011; 48(2), 172-187.
- 62. Sheikh-Bagheri D, Rogers DW. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code, Med Phys. 2002;;29(3):391-402.
- 63. National Institute of Standards and Technology (February 17, 2022). "X-Ray Mass Attenuation Coefficients". An official wewbsite of the United States government. https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/lithiumflu.html (アクセス日 2022 年3月31日).
- Matsubara K, Yoshida S, Hirosawa A, et al. Characterization of Small Dosimeters Used for Measurement of Eye Lens Dose for Medical Staff during Fluoroscopic Examination. Diagnostics (Basel) 2021;11 (2).
- 65. Moritake T, Matsumaru Y, Takigawa T, et al. Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters. AJNR Am J Neuroradiol 2008;29 (10):1910-1917.
- 66. Morota K, Moritake T, Nagamoto K, et al. Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine-Radiation Dose Structured Report Data for Patients Un dergoing Cerebral Angiography. Diagnostics (Basel) 2020;11 (1).
- Kawauchi S, Chida K, Moritake T, et al. Estimation of Patient Lens Dose Associated with C-Arm Cone-Beam Computed Tomography Usage during Interventional Neuroradiology. Radiat Prot Dosimetry 2019;184 (2):138-147
- 68. 廣澤文香, 松原孝祐, 近藤博仁, et al. X線 CT における線量評価を目的とした蛍光ガラス線量計の特性および使用方法の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2015;71 (1):12-18.
- 69. Moon YM, Kim H-J, Kwak DW, et al. Effective dose measurement for cone beam computed tomography using glass dosimeter. Nuclear Engineering and Technology 2014;46 (2):255-262.
- 70. 河野友宏, 荒木不次男, 中口裕二, et al. 画像誘導放射線治療における kV-cone beam CT の 被ばく線量の評価. 日本放射線技術学会雑誌 2013;69 (7):753-760.
- 71. Hamada K, Fujibuchi T, Yoshida N, et al. Examination of a dose evaluation method for floormounted kV X-ray image-guided radiation therapy systems. Radiol Phys Technol 2020;13

(3):288-295.

- 72. Nakao M, Obara S, Nabatame K, et al. Estimation of organ doses and effective doses in imageguided respiration-gated radiotherapy. Radiat Prot Dosimetry 2016;168 (1):83-91.
- 73. Kadoya N, Shimomura K, Kitou S, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass detector in low-energy photon beams. Medical Physics 2012;39 (10):5910-5916.
- 74. Huang DY and Hsu S-M. Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD): INTECH Open Access Publisher, 2011.
- 75. 春井章吾, 松本光弘, 小縣裕二. 蛍光ガラス線量計小型素子システムにおける素子タイプ 別エネルギー依存性と線量補正の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2010;66 (5):509-514.
- 76. Hsu S-M, Yang H-W, Yeh T-C, et al. Synthesis and physical characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters. Radiation Measurements 2007;42 (4):621-624.
- 77. Brady LW, Wazer DE and Perez CA. Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology, Section II: Techniques, Modalities, and Modifiers in Radiation Oncology, p434: Lippincott Williams & Wilkins, 2013
- Podgorsak EB. Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna, International Atomic Energy Agency. Educational reports series 2003.
- 79. Hubbell JH, Seltzer SM, 前越久監修. 放射線医療技術学叢書(11) 光子減弱係数データブック. 京都:日本放射線技術学会, 1995.
- Hubbell JH and Seltzer SM. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energyabsorption coefficients 1 keV to 20 meV for elements z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest:; National Inst. of Standards and Technology - PL, Gaithersburg, MD (United States). Ionizing Radiation Div., 1995.
- 81. Manninen AL, Koivula A, Nieminen MT. The applicability of radiophotoluminescence dosemeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses. Radiat Prot Dosimetry 2012;151 (1):1-9.

第8章 まとめ

本ガイドラインは、蛍光ガラス線量計に関する測定原理から臨床応用までをまとめ、初学 者がガラス線量計を導入する際に参考にしやすいように構成されている. さらに、本章では 各章の要点をまとめた. 本ガイドライン全体の要旨について把握する場合には本章を読んで いただきたい.

蛍光ガラス線量計は、ラジオフォトルミネッセンスの原理を用いた線量計であり、環境測 定、個人放射線被ばく線量測定、放射線治療の品質管理など様々な分野で広く利用されてい る. 放射線治療においては、国内の第三者評価機関の出力線量評価用の線量計として利用さ れている. 近年では、世界の放射線治療装置の第三者評価機関の役割を担っている IAEA に おいても蛍光ガラス線量計が採用された.

これまでの研究報告では、蛍光ガラス線量計について様々な名称が用いられている.本ガ イドラインでは、国際規格 ISO 22127:2019 に基づき、RPLD (Radiophotoluminescence dosimeter) とした. 今後この名称の使用を推奨したい.

RPLD のシステム構成としては、恒温器、電気炉、制御用パソコンとガラス線量計リーダがある(第2章参照).また、役割に応じてスタンダードガラス、内部キャリブレーションガラス、リファレンスガラスが用意され、その内、内部キャリブレーションガラスおよびリファレンスガラスはリーダに内蔵されている.スタンダードガラスは標準照射場である¹³⁷Cs-γ線の空気カーマを値付けするために照射済みの素子が用意されている、試験素子に対して読み値の比として空気カーマを測定することが可能である.内部キャリブレーションガラスは、リーダの温度特性に対して補正を行い、スタンダードガラスによって線量の値付け(¹³⁷Cs-γ線の空気カーマ)が行われる.リファレンスガラスは、半透鏡により一部分割反射されたものを使用しリファレンスガラスの信号を取得することによって、レーザ光の出力変動による読み取り値への影響を補正するためのガラスである.3つの素子とも RPLD と同一の組成で構成されている.

RPLD は次の手順で読み取りを行う. 1. ガラス素子の外観検査(アニール前), 2. アニール(再生処理), 3. 初期値読み取り, 4. 使用(照射), 5. プレヒート, 6. 読み取り.第3章に記載の本ガイドラインが推奨する取り扱い条件を参考にして運用していただきたい. 特に,ガラス素子の外観検査は重要であり,素子の表面に付着するホコリや傷などの影響を受け, RPLD の出力信号が大きく変化する.

RPLD は他の固体線量計に比べて,再現性,直線性,フェーディングが少ないなど優れた物 理的特性を有する.一方,Ag などの高原子番号が微量に含まれているため,kV 領域で光電 効果の影響を受け感度が増す.そのため,低エネルギー領域で感度の上昇を抑制するため, 低エネルギー補償フィルタが用意されている(表 2-1 の GD-351, GD-352M).具体的には Sn (スズ)で作られたフィルタがガラス線量計素子のホルダー内部に用意されている.このフ ィルタを用いることにより kV 領域では電離箱を基準に±10%の精度で測定することが可能 である. RPLD の物理特性を把握した上で,必要に応じて各特性に対する適切な補正を行う

74

ことで、高精度な測定が可能となる.

高エネルギーX線での校正方法には2種類あり、本邦で行われている出力線量の第三者評価で採用されている校正方法と簡易的な校正方法が挙げられる(第4章参照).前者は、RPLD 20本1セットを1回の試験照射で処理する.つまり、20本の素子の内.バックグラウンド素子,試験素子,標準素子と用途によって素子が構成されている.1連の読み取りで試験素子を読み取るため、アニーリングによる系統的な RPLD の信号出力変化の影響を排除できる. 一方,簡易的な方法においては、全ガラス線量計素子20本に対して、基準条件など線量が既知の照射条件において照射をし、ガラス線量計個々に対して校正定数を取得するものである. 試験照射を行うためには、一度アニーリングを行う必要があるため、信号出力変化の影響は排除できない.また定期的に校正定数を見直す必要がある.

第5章では、国内で実施している第三者評価の RPLD の測定の不確かさについて記述している。各不確かさを見積もり、誤差の伝搬則に従い、最終的な出力線量の不確かさを算出した。各不確かさには、出力と感度補正係数、エネルギー補正係数、ファントム補正係数、リニアリティ補正係数、コバルトによる標準素子照射時の水吸収線量の不確かさ、校正時の標準素子に対する不確かさ、その他の不確かさがある。基準条件での相対拡張不確かさ (*k*=2)は2.8%である。

RPLD はフェーディングが少なく、小型な線量計であることから郵送方式の線量測定に適している.海外での放射線治療における第三者評価機関では一般的には熱ルミネッセンス線量計 TLD や光刺激ルミネッセンス OSLD が用いられているが、本邦および IAEA の第三者評価では RPLD を採用している.現在では、基準条件の他に電子線や IMRT などの非基準条件でも第三者評価が可能である.

第7章では、RPLDの特性を活かした *in vivo* dosimetry および放射線治療の品質管理,小線 源治療,粒子線治療、ホウ素中性子捕捉療法,診断領域の測定例について解説している. は じめに、光子線治療における, *in vivo* dosimetryの文献紹介,全身照射(TBI; total body irradiation), 全身皮膚電子線照射の *in vivo* dosimetryの実践例,ファントムを用いた線量検証について解説 している.小線源治療においては、ファントム内の測定点のスペクトル変化について解説し、 補正方法の例を紹介している. 粒子線治療においては、RPLDのLET に対する応答特性およ び粒子線治療における計測プロトコルの課題について解説している. ホウ素中性子捕捉療法 では中性子とッ線の混合場であり、RPLDを用いたッ線測定について解説している. 測定に おいては、中性子による線量寄与もわずかながら含まれる. また、「LiFを利用した RPLD 用 熱中性子遮蔽材を用いることにより熱中性子による RPLD 放射化を軽減できる. 診断領域に おいては、IVR、C-arm CBCT、診断 CT、IGRT での被ばく線量評価(水晶体,患者皮膚入射 線量,体内線量分布)に RPLD が用いられている. いずれにしても診断領域では、高エネル ギーX 線領域に比べ RPLD のエネルギー特性の影響を受けやすい条件であるため、照射条件 における光子スペクトルの変化、エネルギー補償フィルタの利用について十分検討する必要 がある.

公益社団法人日本医学物理学会

「放射線治療における蛍光ガラス線量計

物理技術ガイドライン」

- 発行日 令和4年3月
- 発行者 公益社団法人日本医学物理学会
- 住所 〒162-0801 東京都新宿区山吹町 358-5 アカデミーセンター(株)国際文献社内
- 電話 03-6824-9384