特　集　記　事

ラジオクロミックゲル線量計の臨床応用 ー反復利用型 PVA-I ゲル線量計を用いた 3 次元 Winston-Lutz テストー

広島平和クリニック 高精度がん放射線治療センター
小野 薫*, 池田 幸恵, 藤野 圭介, 栗原 凌佑, 赤木 由紀夫, 廣川 裕
広島国際大学 保健医療学部
林 慎一郎

Radiochromic gel dosimeters are used for three–dimensional (3D) dosimetry by measuring absorbance with optical computed tomography; however, their clinical application is not widespread in Japan. The possibility of clinical application of radiochromic gel dosimetry is being investigated using a general–purpose flatbed scanner as a reading device of optical density. In this paper, the 3D Winston–Lutz (WL) tests have been introduced as a quality assurance (QA) for stereotactic radiosurgery (SRS) for intracranial lesions. PVA–I radiochromic gel dosimeters based on a polyvinyl alcohol-iodide (PVA–I) complex, which can be reused after annealing, were used for the tests. A WL gel phantom was prepared by embedding a small tungsten sphere in the gel as a position detector. A flatbed scanner was used to analyze the isocenter position which was determined from the distance between the center of the irradiation field and the sphere. The 3D isocenter positions obtained by this method agreed with those measured by the electric portal imaging devices, which are commonly used for WL tests, with a deviation of less than 0.1 mm. These results demonstrated that the WL gel phantoms were highly reliable and capable of detecting the isocenter position. In addition, long–term SRS isocenter verification using a WL gel phantom exhibited good reusability after repeated irradiation and annealing. The 3D WL test developed in this study provides an easy and rapid process for accurate isocenter position analysis, and the excellent reusability of the PVA–I gel dosimeter suggests its usefulness in SRS routine QA.

Keywords: Winston-Lutz test, radiochromic gel, gel dosimeter, PVA-I, SRS

Clinical applications of radiochromic gel dosimeter –Three-dimensional Winston-Lutz test using reusable PVA-I gel dosimeter–

Kaoru Ono*, Sachie Ikeda, Keisuke Fujino, Ryosuke Kurihara, Yukio Akagi and Yutaka Hirokawa (*High-precision Radiotherapy Center, Hiroshima Heiwa Clinic*), Shin-ichiro Hayashi (*Faculty of Health Sciences, Hiroshima International University*),
〒730–0856 広島県中区河原町 1 番 31 号
TEL: 082–532–2211, E-mail: koukun@ms4.megaegg.ne.jp

1　はじめに

ラジオクロミックゲル線量計により 3 次元線量評価を行う場合，一般的に光学 CT (computed tomography) が吸光度の読み取り装置として用いられている．しかし，本邦ではゲル線量計のみならず光学 CT が普及していないことから，その臨床応用は広まっていない．そこで，我々はラジオクロミックゲル線量計において，光学 CT を用いた 3 次元線量評価と並行して，汎用のフラットベッドスキャナ（以下，スキャナ）を活用した臨床応用の可能性について研究を行っている．本稿では，脳腫瘍に対する定位放射線治療の品質保証 (QA, quality assurance) において，3 次元アイソセンタ位置検出器として活用する手法を紹介する．紹介する内容は，2021 年に Physics in Medicine and Biology 誌に publish された我々の論文[1] から要点を抜粋し，適宜解説を加えた．

近年，医用線形加速器（リニアック）や画像誘導装置の技術革新にともない，転移性脳腫瘍など頭蓋内病変に対する定位放射線治療が臨床現場で広く実施されるようになってきた．この技術は，1 回で照射が完遂する SRS (stereotactic radiosurgery) と数回に分割される SRT (stereotactic radiotherapy) に分類され，健常

脳組織の機能を温存しながら標的に対して高線量の放射線照射を行うことができる．その一方で，サブミリメートルの僅かな照射位置ずれが治療後の再発や放射線脳壊死を来す可能性もある．その放射線アイソセンタと機械的アイソセンタの位置ずれは，米国放射線学会 (ACR) や米国放射線腫瘍学会 (ASTRO)，米国医学物理学会 (AAPM) など国際ガイドラインによって，1.0 mm 以内の精度を保証するよう推奨されている[2,3]．したがって，それらのアイソセンタ位置ずれはユーザ責任の元，ルーチン QA として確認し，場合によっては調整する必要がある．その方法としてハーバード大学で提案された Winston–Lutz (WL) テストが普及しており，可能な限りそれらの位置ずれを小さく保つことが目標である[4,5]．このテストでは，プラスチック材の中に小さな金属球が留置された WL ファントムを使用する．そして，複数のリニアックガントリと寝台角度の組み合わせで小さな円形，または正方形照射野で照射し，フィルムや EPID (electric portal imaging device) により 2 次元画像を取得する．これらの画像を用いて照射野と金属球の投影像の重心解析を行い，放射線と機械的アイソセンタの位置ずれ（以下，アイソセンタ変位）を評価する．特に，EPID はデジタル画像の高速取得やアーカイブのうえで利点があり，フィルムに置き換わりつつある[6–8]．しかし，これらのテストは 2 次元アイソセンタ変位の評価法であるため，3 次元空間座標の特定が困難である．したがって，先行研究者らは多方向の WL テストで得られた複数の 2 次元画像を用いて，3 次元アイソセンタ位置評価を行う数学的アプローチを提案しており[9–11]，近年ではこの概念が商用ソフトウェアに応用されているものもある．これらのアプローチはリニアックの詳細なアイソセンタ位置の評価に非常に有効であるが，複数の 2 次元画像を個別に解析する必要がある．さらに，検出器がガントリや寝台と干渉しその角度に制限があるため，臨床ビームのアイソセンタ位置を完全にシミュレーションすることができない．

放射線照射による物質の化学反応を利用したゲル線量計は，線量分布を直接 3 次元で記録することがで

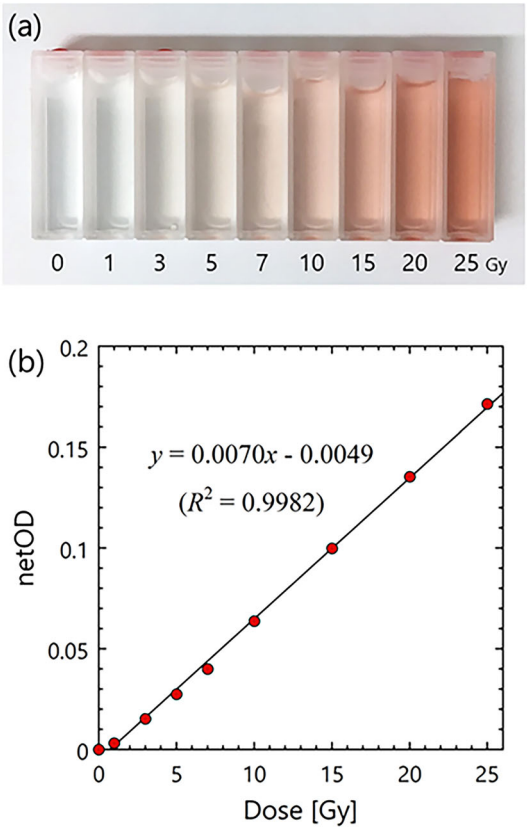

Figure 1. Photograph of PVA-I gel dosimeters irradiated with 0, 1, 3, 5, 7, 10, 15, 20, and 25 Gy from left to right (a), and the dose response curve measured from flatbed scanner (b).

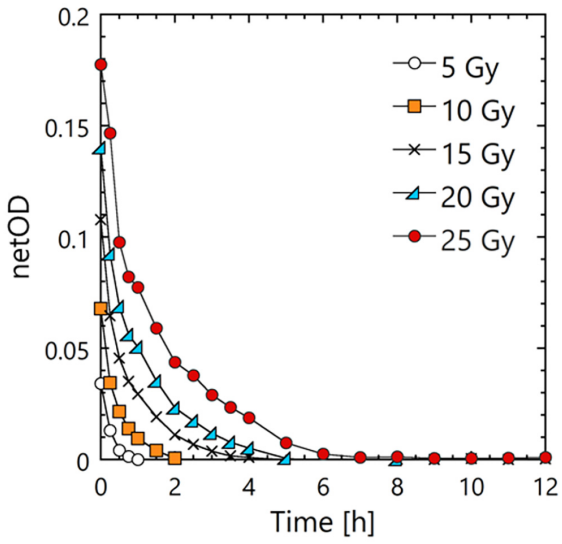

Figure 2. Results of the temporal decay of the net OD of PVA-I gel dosimeters heated at 45 °C in an incubator. The net OD of the PVA-I gel dosimeter irradiated with 25 Gy decayed to the background level (< 1 %) by 7 hours after irradiation.

きるため注目されている．特に，過去 10 年間は放射線照射により発色するさまざまなラジオクロミックゲル線量計の研究が盛んに行われてきた[12–14]．近年，我々はポリビニルアルコール/ヨウ素錯体形成により赤色発色を示す PVA-I (polyvinyl alcohol-iodide) ラジオクロミックゲル線量計を開発した．PVA-I ゲル線量計は高い感度，空間安定性，水等価性，透明度，および小さい線量率依存性を示すなど多くの望ましい特性を有している．さらに，アニーリングにより初期化（消色）するため反復利用できることが特筆すべき点である[15,16]．そこで，我々は PVA-I ゲル線量計の基礎特性を調べるため，スキャナを読み取り装置として用いている[17,18]．Figure 1 にキュベット (1 cm×1 cm×4.5 cm) にゲルを注入して作製した PVA-I ゲル線量計に対して 1 Gy–25 Gy 照射し，スキャナにより線量応答を計測した一例を示す．光学濃度は以下に示す eq. (1) から正味の光学濃度を算出した．

$$\mathrm{netOD} = -\log_{10}\frac{\mathrm{ADC}_i}{\mathrm{ADC}_{\mathrm{Base}}} \tag{1}$$

ADC_i (analog-to-digital converter) は照射後の PVA-I ゲル線量計をスキャナで読み取り，RGB 画像から blue チャネルを抽出して記録したピクセル値，$\mathrm{ADC}_{\mathrm{Base}}$ は未照射ゲル線量計のピクセル値, netOD (optical density) は正味の光学濃度を示す．Figure 1(b) のように低線量でやや過小評価を認めるものの，高線量まで良好な直線性がみられることがわかる．分光光度計による吸光度の計測は，光源の最大吸収波長を任意に選択できるため精度が高いという利点があるが，一度に大量の試料を読み取れないことや分布の計測が困難であることなどの問題がある．一方，スキャナでは一度に複数の試料が読み取れるため基礎特性を簡易的に調べることができる．その一例として，PVA-I ゲル線量計のアニーリング温度と消色時間の関係について調べた結果を Fig. 2 に示す．前述のキュベットに注入した PVA-I

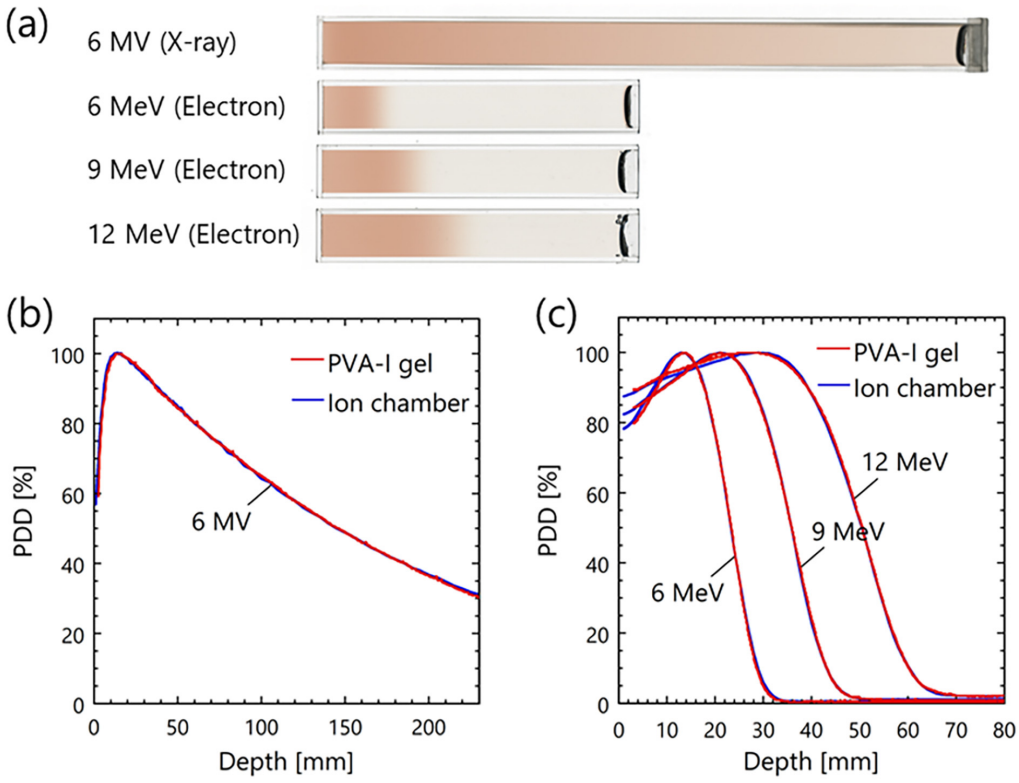

Figure 3. Scanned images of PVA-I gel dosimeters irradiated with 6 MV X-rays and 6, 9, and 12 MeV electrons for PDD measurements (a). Comparison between the PDDs measured with the PVA-I gel dosimeters and ionization chambers ((b): 6 MV X-rays, (c): 6, 9, and 12 MeV electrons).

ゲル線量計を 45 °C の恒温庫でアニーリングしながら，経過時間ごとにスキャナで光学濃度の変化を計測した結果である．照射された線量，つまり光学濃度に依存してゲル線量計の消色時間は異なるが，25 Gy 照射された場合で約 7 時間後に未照射ゲルと同等の光学濃度 (< 1 %) に低下することがわかった．

Figure 3 に PVA-I ゲル線量計と電離箱により計測した X 線 (6 MV) と電子線 (6，9 および 12 MeV) の深部線量百分率 (PDD, percent depth dose) を示す．電離箱は X 線で指頭型 (0.13 cm^3, CC13, IBA Dosimetry)，電子線で平行平板型 (0.046 cm^3, PPC05, IBA Dosimetry) を使用した．PVA-I ゲル線量計はそれぞれ細長いアクリル容器 (X 線: 2 cm×2 cm×25 cm，電子線: 2 cm×2 cm×12 cm) にゲルを充填して作製した．PVA-I ゲル線量計では吸収線量と光学濃度との間に比例関係があるため，光学濃度を直接吸収線量に換算し容易に深部線量評価を行うことができる．特に，電子線は深さでエネルギーが顕著に変化するため，電離箱による PDD 計測において深さで変化する電離箱空洞内の空気と水との阻止能比や各種補正係数など，複雑な計算を必要とする．一方，PVA-I ゲル線量計は検出器自体が水等価であるため複雑な補正が不要で，密度補正 ($\rho \approx 1.03$ g/cm^3) により深さスケーリングを行うだけで吸収線量の評価ができる．このことから，我々は PVA-I ゲル線量計とスキャナによる PDD 計測は，実臨床の簡易 QA において強力なツールになり得ると考えている．ただし，ゲル内に原子番号が 53 番と比較的大きいヨウ素を微量添加しているため，その影響には注意が必要である．我々が報告したモンテカルロ計算の結果では，ヨウ素を 0.3 M 添加した場合においてもエネルギースペクトルの変化は小さく，X 線の PDD に影響を与えないことがわかった[18]．本研究で使用した PVA-I ゲル線量計にはヨウ素は 0.1 M 添加したが，これらについては継続した研究が必要と考えている．

以上のように，PVA-I ゲル線量計とスキャナにより高精度な線量評価が行えることがわかっているが，本研究では線量評価を必要としない，非常にユニークな位置検出器としての使用方法を紹介する．具体的には SRS，および SRT の品質管理ツールとして PVA-I ゲルファントムを作製し，3 次元 WL テストの手法を考案した．さらに，PVA-I ゲルファントムに対する照射とアニーリングの繰り返しにより，臨床の SRS をシミュレーションした長期間ルーチン QA の実用性についても調べた．

2 方法

2.1 WL ゲルファントムの作製

Table 1 に示すように，PVA-I ゲルは純水，部分ケン化 PVA，ジェランガム，D(-)–フルクトース，およびヨウ化カリウム (KI) から構成されている．このゲルの具体的な作製方法については我々の以前の報告に記載している[16]．本研究では，ゲル中に小型のタングステン球（直径 2.4 mm）を留置し，位置検出器である WL ゲルファントムを作製した．ゲルは Fig. 4 に示すように細長いアクリル容器 (2 cm×2 cm×12 cm) に充填した．このゲルは約 50 °C で硬化を開始するが，ゲルを少量注入してある程度硬化した後にタングステン球を留置し，その上から残りのゲルを注入した．球にはゲルの酸化を防ぐためにステンレス鋼コーティングを施した．WL ゲルファントムは基本的に 15 °C の恒温庫で保存したが，実験前には別の恒温庫で 45 °C，12 時間加温することで初期化（アニーリング）し，照射直前に室温 (24 °C–25 °C) と平衡状態にした．

2.2 3 次元 WL テストの照射

WL ゲルファントムは，Fig. 5(a) に示すように 3D プリンタでアタッチメントを作製し，ロール角とピッチ角を 0.1° ごとに調整できる 6 軸ロボットカウチ (Brainlab) に固定した．WL ゲルファントム中の球は，ガントリ，コリメータ，および寝台の回転中心の交点として治療室内レーザーで定義された機械的アイ

Table 1. Compositions of PVA-I gels fabricated in this study. Concentrations of polyvinyl alcohol and gellan gum indicated in weight percent (wt%). KI and fructose were added on molar basis into constant amount of water (per 1000 g). For convenience, this is represented by M (mol/1000 g H_2O).

Base solution	
Water	98.6 wt%
Polyvinyl alcohol (PVA)	1.0 wt%
Gellan Gum (GG)	0.4 wt%
Additives	
Potassium iodide (KI)	0.1 M
Fructose	0.1 M

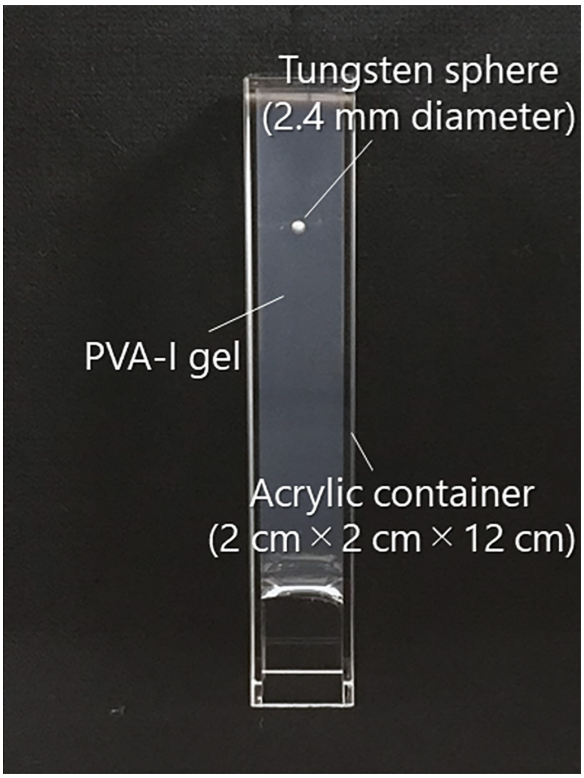

Figure 4. Reusable WL gel phantom consisting of PVA-I gel dosimeter.

ソセンタに位置合わせを行った．Figure 5(b) に示すように，レーザーと球の影を白いシートに投影することで，容易に高精度なアライメント調整ができた．WL ゲルファントムは直径 1 cm のコーンを装着したリニアック Novalis Tx (Varian/Brainlab) を用いて，8 方向のガントリと寝台角度の組み合わせで照射した (Table 2)．ここで，WL ゲルファントムに均等で十分なゲル発色を得るため，ガントリ角 0° と 180° では 300 MU (monitor unit)，ガントリ角 90° と 270° では 900 MU（合計 3600 MU）とウェイトを調整した．エネルギーは臨床で使用する 6 MV–X 線，線量率は 600 MU/min で照射した．その際，アモルファスシリコン EPID (PortalVision aS1000,Varian) を 150 cm の線源–検出器間距離にセットし，各照射による投影画像を記録した (0.261 mm/pixel)．EPID は検出器のダメージを避けるため，各ショットで 10 MU 照射された後に格納した．また，セットアップエラーを故意にシミュレーションするため，球をアイソセンタから 1 mm 尾側方向に移動して同様のテストを行った．すべてのテストはファントムセットアップのばらつきを評価するため，8 バッチの WL ゲルファントムを用いて行った．

Table 2. Eight combinations of gantry and couch angles for EPID- and gel-based WL tests for irradiating gel phantoms uniformly.

Shot number	Gantry angle	Couch angle
1	0	0
2	90	0
3	180	0
4	270	0
5	0	90
6	180	90
7	0	270
8	180	270

2.3 EPID ベース 3 次元 WL テスト解析

バイリニア補間アルゴリズムによりリサイズした EPID 画像 (0.1 mm/pixel) 上で，照射野と球それぞれの重心間距離で定義される 2 次元アイソセンタ変位をモルフォロジー演算にて算出した．解析処理は自作の MATLAB (MathWorks) プログラムを用いて行い，x 軸と y 軸における 2 次元のアイソセンタ変位を求めた．このとき，照射野のエッジは 50 % 強度で定義した (Fig. 6)．その後，Low らの数学モデル[9] を用い，8 枚の撮影画像から 3 次元アイソセンタ変位を算出した．本研究ではリニアックの座標系が Low らの定義と異なるため，モデル中の正負符号を一部変更し以下の行列式 2 で計算した．

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\cos(\varphi_i) & -\sin(\varphi_i) & 0 \\ \cos(\theta_i)\sin(\varphi_i) & \cos(\theta_i)\cos(\varphi_i) & -\sin(\theta_i) \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \Delta SI \\ \Delta LR \\ \Delta AP \end{pmatrix} \quad (2)$$

ここで，x_i と y_i は照射野と球の重心間の 2 次元変位，θ_i は WL テストで用いたガントリ角度，φ_i は寝台角度，i は 8 方向のショット番号を示す．ΔLR（左右），ΔSI（頭尾），および ΔAP（前後）は求めたい 3 次元アイソセンタの変位である．3 次元アイソセンタ変位の計算には MATLAB プログラムを用い，連立方程式の解を求めることで算出した．実際，この行列式は臨床ビームをシミュレーションした複雑なガントリや寝台角度での計算を可能にするが，本研究では単純な 8 つの角度の組み合わせを選択した．

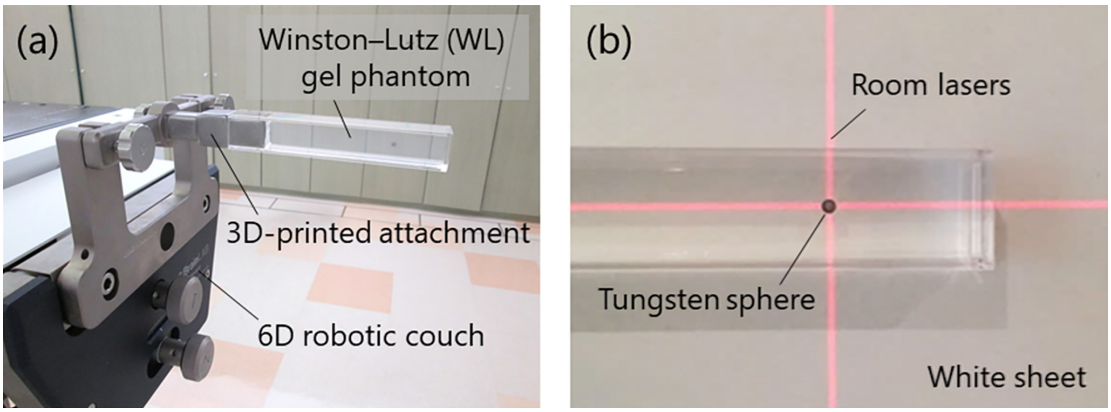

Figure 5. Experimental setup of EPID- and gel-based WL tests. WL gel phantoms were fixed onto a six-dimensional (6D) robotic couch with 3D-printed attachment (a). Tungsten sphere in WL gel phantom aligned to room-laser-defined mechanical isocenter (b).

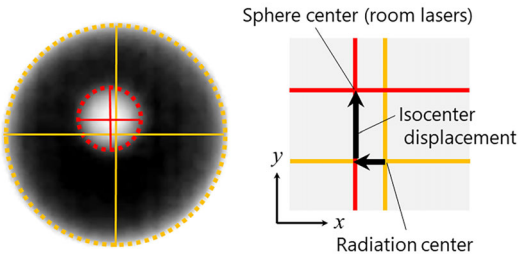

Figure 6. Schematic illustration of analysis of 2D isocenter displacements (black thick arrows) defined as distance between radiation–to–sphere centers. Morphological operations of an in–house MATLAB program were used in isocenter analytical techniques.

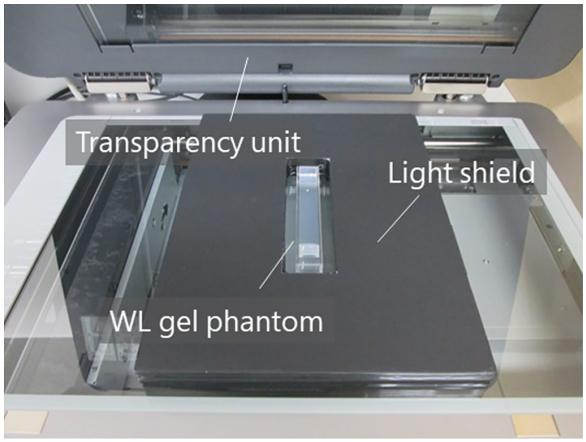

Figure 7. General–purpose flatbed scanner with transparency unit and light shield to read out WL gel phantoms. WL gel phantoms were scanned from front and lateral side. Scanned images were recorded in TIFF format (254 dot per inch; 0.1 mm/pixel).

2.4 ゲルベース 3 次元 WL テスト解析

WL ゲルファントムは照射 1 時間後，ゲルの発色が安定した時点で透過原稿ユニットを搭載したスキャナ (ES-10000G, EPSON) を用いて正面と側面からスキャンした (Fig. 7)．その際，ファントム側面から侵入するスキャナ光源の散乱光をできるだけ遮断するため，自作の遮光板を使用した．画像は TIFF フォーマットで記録した．スキャンパラメータは 254 dot per inch (dpi) (0.1 mm/pixel)，48–bit RGB (red, green, blue, 各 16–bit) に設定した．その後，RGB 画像から blue チャネル画像を抽出し，2 方向のスキャン画像から照射野と球の重心間距離を求めることで 3 次元アイソセンタ変位を解析した．解析処理には EPID ベース WL テストで用いたものと同じモルフォロジー演算による MATLAB プログラムを用いた．照射野のエッジは 50 % 強度で定義した．EPID，およびゲルベース WL テストで得られた 3 次元アイソセンタ変位それぞれの結果は，Welch の t–test を用いて比較した．

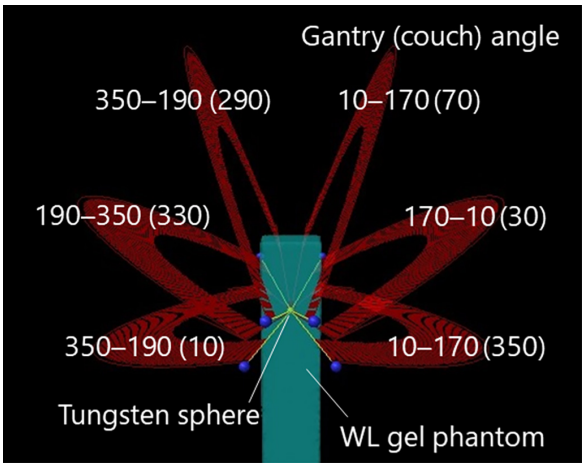

Figure 8. Experimental setup of long–term SRS isocenter verification by irradiation with six non–coplanar arcs simulated clinical practice. Test was repeated 24 times, once every week, over 5 months via repeated annealing of WL gel phantom.

2.5 長期間の SRS アイソセンタ位置検証

ゲルベース 3 次元 WL テストと同じ実験セットアップで，WL ゲルファントムに臨床をシミュレーションした 6 アークの SRS 照射を行い (Fig. 8)，3 次元アイソセンタ位置検証を 毎週 1 回 5 ヶ月間，24 回繰り返した．各アークは 6 MV–X 線で 600 MU (600 MU/min) 照射した (合計 3600 MU)．WL ゲルファントムは照射 1 時間後にスキャナで読み取った後，45 °C の恒温庫で 12 時間のアニーリングを行った．アニーリング後は次の照射のために別の恒温庫で 15 °C で保管し，照射 1 時間前に室温 (24 °C–25 °C) と平衡状態にした (Fig. 9)．WL ゲルファントムは長期保存による水分の蒸発を防ぐため，ビニル袋で密閉して保管した．

3 結果

3.1 WL ゲルファントムの EPID 画像とスキャン画像

Figures 10(a), (b) に 8 ショットの WL テストにおいて EPID で取得した画像 (0.261 mm/pixel)，(c), (d) にバイリニア補間によりリサイズした高解像度画像 (0.1 mm/pixel) の一例を示す．原子番号の大きいタングステン球を使用しているため，照射野と球の投影像に十分なコントラストが得られ，高解像度化でそのエッジはより明瞭に観察できた．また，Figs. 10(e), (f)

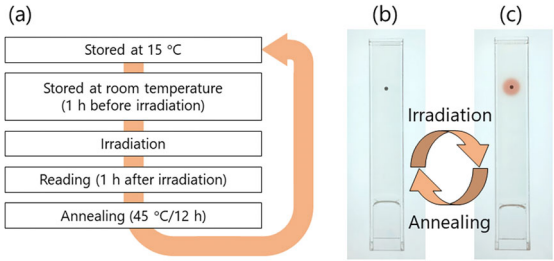

Figure 9. Irradiation and annealing process of long–term SRS isocenter verification (a). (b): unirradiated or annealed WL gel phantom. (c): irradiated WL gel phantom.

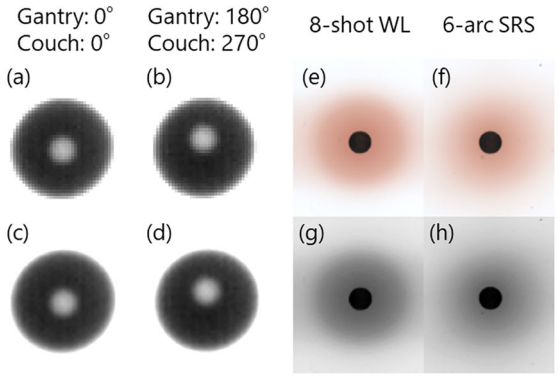

Figure 10. Example of recorded EPID images obtained from eight–shot WL tests which were irradiated with various gantry and couch combinations (a–d). Pixel size was 0.261 mm/pixel (a, b), and the high–resolution resized images was 0.1 mm/pixel (c, d) by a bilinear interpolation algorithm. Example of scanned color images (e, f) and extracted blue channel images (g, h) from the scanned RGB images of WL gel phantoms using flatbed scanner. Pixel size of scanned images was 0.1 mm/pixel. (e), (g): eight-shot WL test; (f), (h): six–arc SRS isocenter verification.

に照射 1 時間後にスキャナで取得した WL ゲルファントムの RGB 画像，(g), (h) に RGB 画像から抽出した blue チャネル画像の一例を示す．スキャン画像の画素サイズは高解像度 EPID 画像の画素サイズと同様に 0.1 mm/pixel である．8 ショットの WL テストと 6 アークの臨床 SRS アイソセンタ位置検証により照射された画像で，いずれも円形の照射範囲に一致した赤

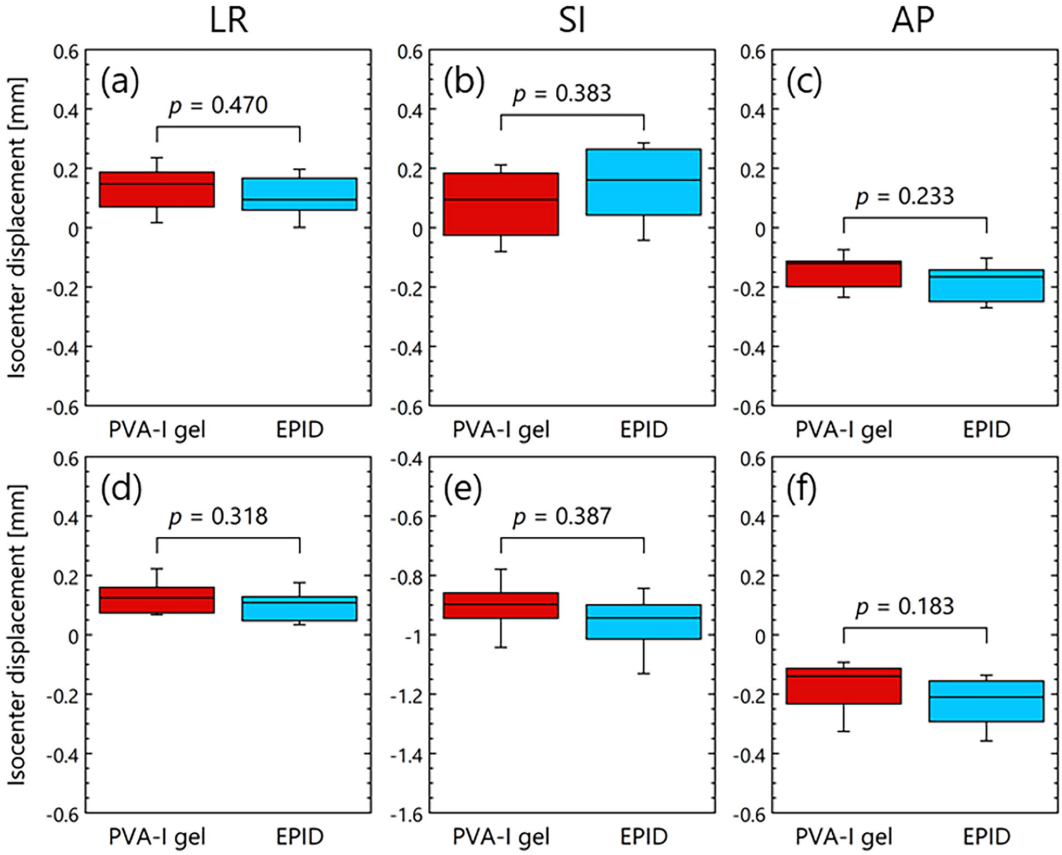

Figure 11. Relationship between the EPID–measured 3D isocenter displacements and the gel–measured 3D isocenter displacements. (a), (b), (c): sphere at isocenter; (d), (e), (f): sphere at 1 mm inferior from isocenter; (a), (d): LR, (b), (e): SI, (c), (f): AP directions. (Reprinted from Ref.1, with the permission of IOP Publishing)

色発色が明瞭に観察され，RGB 画像から高コントラストな blue チャネル画像が抽出できた．

3.2 WL テストによる 3 次元アイソセンタ変位

Figure 11 に EPID ベース WL テストとゲルベース WL テストで求めた 3 次元アイソセンタ変位（左右，頭尾，および前後方向）の比較を示す．両者はすべての方向において良好に一致していることがわかる ($p < 0.05$)．球の位置をレーザーで定義されたアイソセンタにセットしテストした場合，EPID とゲルで求めた 3 次元アイソセンタ変位の差は，左右，頭尾，および前後方向でそれぞれ (0.04±0.04) mm，(0.07±0.04) mm，および (0.04±0.05) mm であった（平均値 ±2SD）．また，球の位置をアイソセンタから 1 mm 尾側方向に移動させた場合，それぞれ (0.03±0.03) mm，(0.06±0.06) mm，および (0.05±0.05) mm であった．いずれも両者の差は 0.1 mm 以内と非常に小さかった．また，8 つのバッチ間による結果の 2SD は 0.2 mm 以内であり，ゲルファントムの個体差による変動は軽微であった．これらの結果から，WL ゲルファントムとスキャナを用いた 3 次元アイソセンタ位置計測の信頼性の高さがわかった．

3.3 長期間の SRS アイソセンタ位置検証

Figure 12 に WL ゲルファントムを用いて，毎週 1 回 5 ヶ月間，24 回繰り返した SRS アイソセンタ位置検証結果を示す．3 次元散布図の軸の中心は放射線アイソセンタ位置，各プロットは治療室レーザーで定義された機械的アイソセンタ位置を示す．24 回分の 3 次元アイソセンタ変位はすべて放射線アイソセンタから半径 0.5 mm 以内に収まっており，それらの平均値と 2SD は左右，頭尾，および前後方向

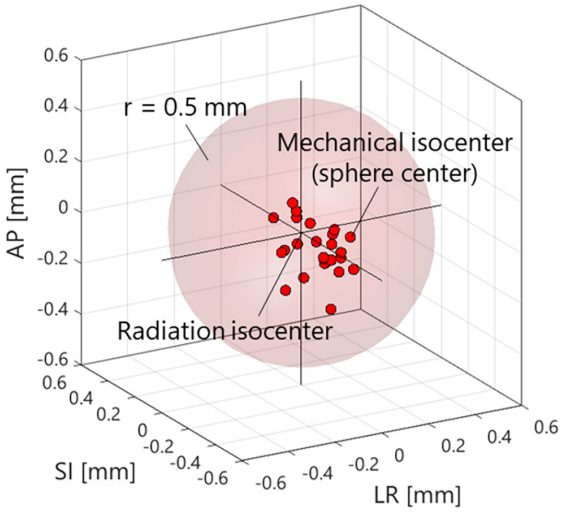

Figure 12. Results of the long–term weekly SRS isocenter verification simulated routine QA which was repeated 24 times, once every week, over 5 months via repeated annealing using WL gel phantom. 3D scatter plots of sphere center displacements with 0.5 mm radius from radiation center are shown. (Reprinted from Ref.1, with the permission of IOP Publishing)

でそれぞれ (0.16±0.15) mm，(0.17±0.22) mm，および (0.15±0.19) mm であった．臨床をシミュレーションした SRS 照射の照射位置精度は，長期間に渡って高精度に維持できていることがわかった．また，それぞれの方向のアイソセンタ変位の 2SD は 0.3 mm 以内とばらつきが小さく，WL ゲルファントムのアニーリングによる再利用性が優れていることもあわせて証明できた．

4 考察

従来，SRS に対するアイソセンタ位置のルーチン QA はフィルムによる WL テストが一般的であった．一方，近年はその解析手順と画像データ記録の煩雑さから，EPID を用いた WL テストが広く行われるようになった．しかし，これらの手法はビームごとの 2 次元アイソセンタ位置評価であり，ビーム合計の 3 次元アイソセンタ変位を直感的に特定することが困難である．そのため，WL テストでレーザーのずれが確認された場合，2 次元アイソセンタ変位の解析結果を元に試行錯誤しながら繰り返し調整される．これに対し，Low ら[9] はマルチショットによる WL テストで得られた 2 次元アイソセンタ変位から，数学的な行列計算により 3 次元アイソセンタ変位を導出する極めて有用な手法を提案した．しかし，これらの手法では複数の 2 次元画像それぞれについて解析を行う必要がある．一方で，今回提案するゲルベース WL テストでは，スキャナの読み取りが正面と側面の 2 方向のみで完了し，信頼性の高い 3 次元アイソセンタ位置評価を迅速かつ容易に行うことができる．実際に本研究の結果では，EPID ベース WL テストとゲルベース WL テストで求めた 3 次元アイソセンタ変位の差は 0.1 mm 以内と非常に小さかった (Fig. 11)．また，8 つのバッチ間のばらつきも小さく，2SD が 0.2 mm 以内であったことから再現性の高いファントムセットアップが実施できたことがわかる．この理由として，白いシートに室内レーザーを投影し，レーザー幅とほぼ等しいタングステン球の影と重なるようにセットアップを行ったためと考える．WL ゲルファントム内の金属球を直接観察しながらセットアップできることは，一般的な不透明なプラスチック製のファントムと比較してアドバンテージがある．また，タングステンの球の原子番号が 74 と大きいため，EPID 画像においても球の形状を明瞭に観察することができる．つまり，WL ゲルファントムは典型的な EPID を用いた WL テストにも応用可能である．また，EPID 画像の解像度は線源 - 検出器間距離が 100 cm で 0.392 mm/pixel であり，本研究では 150 cm と大きくすることで 0.261 mm/pixel の画像が得られたが，最小サイズには限界がある．一方，スキャナでは読み取り画像解像度 (dpi) が調整でき，本研究では 0.1 mm/pixel の高解像度画像 の解析結果を示した．論文中では 0.01 mm/pixel の超高解像度試験も追加で報告している[1]．

一般的に，光学 CT はポリマーゲルやラジオクロミックゲル線量計をスキャンし，3 次元線量評価を行うために使用される．最初に提案された光学 CT は Gore ら[19] と Maryanski ら[20] よって発表され，その後ラスタースキャンやブロードビームスキャン，およびコーンビームスキャンなどさまざまな技術が開発された[21–23]．しかし，読み取り時間の長さや，ゲル内のレーザー光の吸収，散乱，および屈折による散乱アーチファクトなどの課題がある．これに対しスキャナでは，3 次元アイソセンタ位置の検出を容易かつ迅速に行うことができる．本研究で使用した WL ゲルファントムを 0.1 mm/pixel の高解像度画像でスキャンする場合，1 スキャンあたり約 12 秒で完了する．一方，スキャナの特性や技術的な課題も考慮しなければならな

い．スキャナは一般的に紙やフィルムのスキャンに使用され，イメージセンサーの焦点がスキャン面であるガラステーブルに調整されている．そのため，WL ゲルファントムのような厚みのあるものをスキャンする場合，スキャンした画像が光源方向に縮小する．ただし，論文中で報告したルーペスケールを用いたテストでは，照射野の縮小が 0.1 mm 以下であったため，計測結果には大きな影響を与えないと考える[1]．また，スキャナを用いたフィルム解析で問題となる光源照度の変化による画素値の影響[24,25] についても，本研究では直径 1 cm の照射範囲を観測するため無視できた．

EPID ベース WL テストでは，検出器がリニアック寝台に干渉するためビーム角が制限される．これに対し，WL ゲルファントムはそれ自体が放射線検出器であるため，寝台との干渉が少なくビーム角の自由度が高い．そのため，臨床を再現した SRS アイソセンタ位置検証やエンドツーエンドテストが可能である．Figure 12 に 1 つの WL ゲルファントムを用い，照射とアニーリングを繰り返し行った長期間の臨床 SRS アイソセンタ位置検証の結果を示すが，3 次元アイソセンタ変位は小さく，すべて 0.5 mm 以内であった．また，すべてのアイソセンタ変位の 2SD が 0.3 mm 以内と小さく優れた再利用性も確認された．この結果にはリニアックヘッドへのコーン取り付け精度や室内レーザーの日差変動も含まれるため，純粋な再利用性を評価することは困難であるが，ガイドラインで要求される許容値 (≤ 1 mm) に比べて非常に小さい．以上より，WL ゲルファントムを用いて長期間繰り返し計測したアイソセンタ位置の検出精度は，実務上問題がないといえる．また，本報告では WL ゲルファントムは 12 時間アニーリングしたが，Fig. 2 の結果から消色時間としては十分であったと考えられる．ただし，この時間は加温温度と発色の程度に依存するため，今後も引き続き検討する必要がある．また，繰り返し利用回数については，理論上生成する $I_2(I_3^-)$ 濃度，水の放射線分解で生成するラジカル濃度，還元剤であるフルクトースの量の関係からさらに繰り返し利用できると予想している[16]．しかし，WL ゲルファントムを長期間繰り返し利用する場合，その保管には注意が必要で，特に水分の蒸発やゲル中の気泡発生などを防ぐように工夫しなくてはならない．この点に関してはさらな検討が必要である．

本研究にはいくつかの limitation がある．第 1 の問題は，参照に用いた EPID 画像がバイリニア補間アルゴリズムによって，0.261 mm/pixel から 0.1 mm/pixel にリサイズされていることである．EPID ベースとゲルベース WL テストによる計測値の差は非常に小さかったが，その結果には 0.1 mm 程度の不確かさが加わっていることを理解しなければならない．第 2 の問題は，厚さ 2 cm の WL ゲルファントムをスキャナでスキャンしたことである．スケーリングテストの結果，距離の縮小は 0.1 mm 未満と非常に小さかったが，スキャン時の画像解像度と組み合わせた複合的な不確かさとして捉える必要がある．第 3 の問題は，ゲルベース WL テストにおけるアイソセンタ解析の円の定義についてである．照射した WL ゲルファントムの赤く発色した部分は完全な球体ではないため，40 % と 60 % の強度で定義し解析した円のアイソセンタ変位に 0.1 mm 以内の差を認めた．今回の解析では 50 % 強度を選択したが，解析条件により結果が異なることに注意が必要である．

以上のように，我々が開発した WL ゲルファントムとスキャナから計測できる 3 次元アイソセンタ位置には，複雑な測定の不確かさが含まれている．しかし，これらの不確かさは SRS アイソセンタ QA に要求される許容値 (≤ 1 mm) に比べて非常に小さく，アイソセンタ位置計測において大きな問題とはならない．また，反復利用可能な WL ゲルファントムは，一般的なゲル線量計の主な欠点である使用毎のゲル作製の必要性を排除し，高い精度と再利用性が確認された．さらに，2 次元と 3 次元の WL テストを同時に実施できるという利点もある．EPID ベースの 2 次元 WL テストの実施後に，同じファントム位置でエンドツーエンドテストを実施することも可能である．以上のように，本研究で開発した PVA-I ゲル線量計を用いた 3 次元 WL テストにおいて，SRS ルーチン QA，およびエンドツーエンドテストの有用性が示唆された．

5　結語

本研究では，アニーリングにより反復利用可能な PVA-I ラジオクロミックゲル線量計とスキャナを用いて，SRS-QA における 3 次元 WL テストを開発した．このゲルファントムを用いた WL テストでは，照射野と球の重心間距離で定義される 3 次元アイソセンタ変位が，EPID を用いた WL テストによる結果と非常に良く一致していた．これらの結果は，WL ゲルファントムによる高いアイソセンタ位置検出能と信頼性を証明した．また，1 つの WL ゲルファントムを用いて行った長期間の SRS アイソセンタ検証では，照射とアニーリングを繰り返すことで良好な再利用性が確認された．本研究で開発した 3 次元 WL テストでは，容易

で迅速なプロセスによる高精度なアイソセンタ位置解析が可能であり，さらに PVA-I ゲル線量計の優れた再利用性から SRS ルーチン QA における有用性が示唆された．PVA-I ラジオクロミックゲル線量計とフラットベッドスキャナを用いた線量およびアイソセンタ位置評価が，実臨床における品質保証の一助になれば幸いである．

〈参 考 文 献〉

1) K. Ono, K. Fujino, R. Kurihara, S. Hayashi, Y. Akagi, Y. Hirokawa, Phys. Med. Biol., 66 (2021) 205001.
2) E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F-F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, T. Holmes, Med. Phys., 36 (2005) 4197.
3) S. K. Seung, D. A. Larson, J. M. Galvin, M. P. Mehta, C. J. Schultz, S. V. Yajnik, A. C. Hartford, S. A. Rosenthal, Am. J. Clin. Oncol., 36 (2013) 310.
4) K. R. Winston, W. Lutz, Neurosurgery, 22 (1988) 454.
5) W. Lutz, K. R. Winston, N. Maleki, J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 14 (1988) 373.
6) B. Winey, G. Sharp, M. Bussiére, Med. Phys., 38 (2010) 223.
7) Y. Zhang, K. Ding, G. Cowan, E. Tryggestad, E. Amour, K. K-H. Wang, J. Appl. Clin. Med. Phys., 16 (2015) 314.
8) W. Du, J. L. Johnson, W. Jiang, R. J. Kudchadker, J. Appl. Clin. Med. Phys., 17 (2016) 167.
9) D. A. Low, Z. Li, R. E. Drzymala, Med. Phys., 22 (1995) 443.
10) J-S. Tsai, Phys. Med. Biol., 41 (1996) 1597.
11) J. Grimm, S-Y. L. Grimm, I. J. Das, Y. Zhu, J. Appl. Clin. Med. Phys., 12 (2011) 182.
12) A. T. Nasr, T. Olding, L. J. Schreiner, K. B. McAuley, Phys. Med. Biol., 58 (2013) 787.
13) J. Colnot, C. Huet, R. Gschwind, I. Clairand, Physica Medica, 52 (2018) 154.
14) K. Kouvati, M. Jaszczak, P. Papagiannis, S. Kadlubowski, R. Wach, P. Maras, M. Dudek, M. Kozicki, Phys. Med. Biol., 64 (2019) 175017.
15) S. Hayashi, K. Ono, K. Fujino, S. Fujimoto, J. Phys.: Conf. Ser., 1305 (2019) 012031.
16) S. Hayashi, K. Ono, K. Fujino, S. Ikeda, K. Tanaka, Radiat. Meas., 131 (2020) 106226.
17) K. Fujino, K. Ono, S. Hayashi, H. Yasuda, Y. Akagi, Y. Hirokawa, Radiat. Meas., 135 (2020) 106338.
18) K. Ono, K. Fujino, S. Hayashi, Y. Akagi, Y. Hirokawa, Radiat. Meas., 135 (2020) 106340.
19) J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski, R. J. Schulz, Phys. Med. Biol., 41 (1996) 2695.
20) M. J. Maryanski, Y. Z. Zastavker, J. C. Gore, Phys. Med. Biol., 41 (1996) 2705.
21) K. T. S. Islam, J. F. Dempsey, M. K. Ranade, M. J. Maryanski, D. A. Law, Med. Phys., 30 (2003) 2159.
22) A. Thomas, J. Newton, M. Oldham, Phys. Med. Biol., 56 (2011) 4433.
23) K. H. Dekker, R. Hazarika, M. A. Silveria, K. J. Jordan, Phys. Med. Biol., 63 (2018) 06NT02.
24) A. A. Schoenfeld, D. Poppinga, D. Harder, K. J. Doerner, B. Poppe, Phys. Med. Biol., 59 (2014) 3575.
25) D. F. Lewis, M. F. Chan, Med. Phys., 43 (2016) 643.

〈著 者 略 歴〉

小野 薫： 平成 5 年徳島大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科卒業．同年 JA 広島総合病院放射線科診療放射線技師．平成 20 年同上退職．同年米国 MD アンダーソンがんセンター，UCSF，スタンフォード大学短期留学．同年広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター医学物理士．平成 22 年広島大学大学院医歯薬学総合研究科博士課程修了．博士（医学）．専門：高精度放射線治療，医学物理．趣味：筋トレ，工作（自作スピーカーなど）．

池田 幸恵： 平成 15 年広島国際大学保健医療学部診療放射線学科卒業．平成 20 年広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター診療放射線技師．

藤野 圭介： 平成 23 年大阪大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 卒業．令和 3 年広島大学大学院医系科学研究科総合健康科学専攻博士課程前期修了．同年広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター診療放射線技師．

栗原 凌佑： 平成 26 年九州大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 卒業．平成 31 年九州大学大学院医学系学府保健学専攻博士後期課程修了．同年広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター医学物理士．博士（保健学）．

赤木 由紀夫： 昭和 60 年広島大学医学部医学科卒業．同年広島大学医学部付属病院放射線科医員．平成 12 年広島市立安佐市民病院副部長．平成 17 年同上主任部長．平成 22 年広島平和クリニック高精度放射線治療センター長．博士（医学）．

廣川 裕： 昭和 52 年広島大学医学部医学科卒業．同年広島大学医学部付属病院放射線科医員．平成 4 年同上助教授．平成 16 年順天堂大学医学部放射線医学講座教授．平成 17 年広島平和クリニック医師．平成 21 年同上院長．博士（医学）．

林 慎一郎： 昭和 63 年広島大学理学部化学科卒業．平成 3 年広島大学大学院理学研究科化学専攻博士課程後期退学．同年広島大学理学部付属微晶研究施設・理学部物理学科助手．平成 10 年広島国際大学保健医療学部診療放射線学科専任講師，助教授，准教授を経て教授（現職）．博士（理学）．