特　集　記　事

三次元ゲル線量計による高線量率小線源治療の線量分布測定

北里大学 医療衛生学部　渡邉 祐介

High-dose-rate (HDR) brachytherapy transports the radioisotope source directly to a location within or near a tumor using a remote after-loading system. Dose distributions have become more complex with the introduction of image-guided brachytherapy in HDR brachytherapy. Dose calculation and source transportation errors can lead to consequences in which the therapeutic effect may be reduced because of an insufficient dose being administered or complications arising as a result of a high dose being delivered to normal tissues. Therefore, to correctly execute HDR brachytherapy, a quality assurance program for the treatment equipment and Comprehensive dose distribution verification of the treatment process are required. The usefulness of the three-dimensional gel dosimeter in HDR brachytherapy is described. In addition, this paper introduces the dose distribution measurement of HDR brachytherapy using ^{192}Ir source using a polymer gel dosimeter and a radio-fluorogenic gel dosimeter.

Keywords: high-dose-rate brachytherapy, polymer gel dosimeter, radio-fluorogenic gel dosimeter, ^{192}Ir source, quality assurance

1　はじめに

放射線治療は，手術，化学療法とならぶ，がん治療の三本柱のひとつである．日本放射線腫瘍学会データベース委員会の定期構造調査では，放射線治療を実施している国内の 846 施設（推定）において，2017 年の放射線治療新規患者数は 23 万人であり，全がんに対する放射線治療の適応率は 23.5 % である[1,2]．国外での 50 % 以上には劣るものの医療の国際的標準化，高齢化社会，および生活の質（quality of life: QOL）の重視などの背景から，臓器の形態と機能を温存できる特徴を持つ，低侵襲な放射線治療の役割は社会的に大きい．放射線治療の目的は，がんの根治または症状の緩和であり，それを達成するために標的である腫瘍に線量を集中させ，さらに周囲の正常組織への線量を可能な限り抑制しなければならない．

放射線治療は，体外から照射する外部照射と体内から照射する内部照射に大きく分かれる．近年，外部照射の照射技術は著しく発展し，放射線治療の主流である．一方，内部照射である小線源治療（brachytherapy）は，密封放射性同位元素（線源）を腫瘍内部やその近傍に一時的または永久に留置して近接照射する．そのため，空間的線量配分に優れ，正常組織に損傷を与えずに腫瘍に大線量を投与できる．小線源治療で使用される主な線源を Table 1 に示す．線源は，低線量率（low-dose-rate: LDR，0.4 Gy/h–2 Gy/h），中線量率（medium-dose-rate: MDR，2 Gy/h–12 Gy/h），および高線量率（high-dose-rate: HDR, 12 Gy/h 以上）に分類される．また，体内へのアプローチ方法は，直接刺入する組織内照射，体腔内に挿入する腔内照射，皮膚や粘膜面に密着させるモールド照射がある[3]．

Table 1. Physical characteristics of radionuclides in brachytherapy.

Radio-nuclide	Half-life	Photon energy (MeV)	Dose rate
^{137}Cs	30.0 y	0.662	LDR
^{198}Au	2.7 d	0.412	LDR
^{125}I	59.4 d	0.028 avg	LDR
^{192}Ir	73.8 d	0.136–1.06 (0.38 avg)	LDR, HDR
^{60}Co	5.26 y	1.17, 1.33	LDR, HDR

Dose distribution measurement of high-dose-rate brachytherapy with three-dimensional gel dosimetry
Yusuke Watanabe (*Kitasato University*),
〒252–0373 神奈川県相模原市南区北里 1–15–1
TEL: 042–778–9647, E-mail: y-nabe@kitasato-u.ac.jp

本稿では，高線量率小線源治療（high-dose-rate brachytherapy: HDR brachytherapy）における三次元ゲル線量計の有用性について述べるとともに，我々の研究グループが行ったポリマーゲル線量計と蛍光ゲル線量計を使用した高線量率 ^{192}Ir 線源による HDR brachytherapy の線量分布測定について紹介する．

2　HDR brachytherapy への三次元ゲル線量計の有用性

HDR brachytherapy は，遠隔操作式後装填法（remote after loading system: RALS）を用いて線源を輸送する．本稿で使用した RALS（microSelectronHDR V3，Elekta Brachy）は，高線量率 ^{192}Ir 線源（線源交換時約 370 GBq）がひとつ格納されている．^{192}Ir 線源は，ペレット形状でステンレス鋼カプセル（外径 0.9 mmϕ×4.5 mm）に封入され，撚り線ワイヤの先端に取り付けられている（Fig. 1）．照射部位ごとの専用カテーテル・アプリケータと RALS を接続してワイヤの巻取り・送り出しにより体内を移動する．処方線量の最適化は，放射線治療計画装置（treatment planning system: TPS）により，複数の線源位置を指定し，治療時の線源強度に応じた停留時間を算出して行われる[4]．

近年，TPS や治療装置の進歩や画像誘導小線源治療（image-guided brachytherapy: IGBT）の導入により，複雑な治療計画による線量投与が行われるようになった[5]．ただし，治療効果は線源の輸送精度に大きく影響されるため，精度の高い照射技術と精度管理が必要となる．

人的ミスや装置の誤作動などが起こった場合，腫瘍に対する線量不足による治療効果の低下や正常組織への過剰線量による重篤な障害が発現する危険性がある．これまでに HDR brachytherapy に関する医療事故が報告され，死亡事例も含まれる[6]．HDR brachytherapy が安全に実施されるために厳密なガイドラインが提供され，線源停止を 1 mm，停留時間を 1 % の許容レベルに設定した品質管理（quality assurance: QA）を実施し，線源輸送の正確さを確保している[7–9]．HDR brachytherapy の QA には，治療装置の動作確認，治療計画装置の精度検証と線源強度の測定，および治療プランの包括的な投与線量検証がある．各項目における測定ツールはその目的に応じて選択する必要がある（Fig. 2）．例として、^{192}Ir 線源の半減期は 73.8 日であり，年 3–4 回の交換が必要であるため，線源交換時ごとに井戸型や指頭型電離箱により改めて線源強度測定を実測し，TPS に登録する．また、定期的（6 ヵ月または線源交換時）にフィルムの黒化を利用して，線源停留位置精度を評価する．しかし，HDR brachytherapy では，装置 QA にとどまっており，特に高線量率線源を使用した場合、わずかな線源位置や線源停留時間のエラーは、重篤な障害を招く恐れがあり，臨床プランにおける包括的な線量分布検証の整備が急務である．

HDR brachytherapy では，立体的な線源配置による複雑な線量分布を正確に検証するためには，投与される三次元線量分布を実測して検証することが望ましい．一般に使用される電離箱線量計やフィルムでは，ポイントまたは二次元での測定に限定される．また，外部照射で利用される固体ファントムでは，その内部にカテーテルやアプリケータを配置することが困難である．三次元ゲル線量計は，ゲル化前は液体であり線量計自体がファントムとして扱うことができるため，線量計内のカテーテルやアプリケータの配置が容易である．そのため，三次元ゲル線量計は，HDR brachytherapy の有用な三次元線量分布の測定ツールとして期待できる．

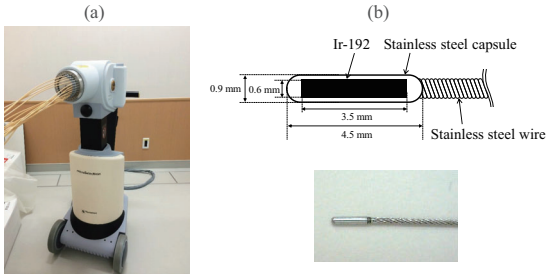

Figure 1. (a) Remote after-loading system (microSelectron HDR V3, Elekta Brachy) and (b) a high dose rate Ir-192 source.

3　線量分布の比較手法

近年，外部照射では強度変調放射線治療（intensity modulated radiation therapy: IMRT）を代表とする高精度放射線治療が注目され，治療前に TPS で算出された線量分布をファントムの実測値と比較する線量分布検証が実施されている．一般的には，フィルムや半導体検出器が用いられるが，三次元ゲル線量計の利用も検討されている．Figure 3 は，上咽頭がん IMRT プランにより照射された頭部形状のポリマーゲル線量計である．

線量分布を比較する手法は，全体の傾向を読み取る

視覚評価法, 関心点の線量差を評価する Dose-difference (DD)，等線量曲線の位置誤差（それぞれの等しい線量を示す点の最短距離）を評価する Distance-to-agreement (DTA)，および DD と DTA を合成して評価するガンマ解析法が用いられる[10]．DD は，関心点における計画線量 $D_c(\vec{r_i})$ と測定線量 $D_m(\vec{r_i})$ の相対差を eq. (1) にて算出する．

$$\mathrm{DD}\ (\%) = 100 \times [(D_m(\vec{r_i}) - D_c(\vec{r_i}))/D_c(\vec{r_i})] \qquad (1)$$

DTA は，計画線量分布の点 $\vec{r_c}$ と, この $\vec{r_c}$ での線量と等しい線量となる測定線量分布にある点 $\vec{r_m}$ との最短距離を eq. (2) にて算出する．

$$\mathrm{DTA}\ (\mathrm{mm}) = |\vec{r_m} - \vec{r_c}| \qquad (2)$$

ガンマ解析法は，DD と DTA を合成し，ガンマ値 γ を eq. (3) で算出する．

$$\gamma = \sqrt{\left(\frac{|\vec{r_m} - \vec{r_c}|}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{D_m(\vec{r_m}) - D_c(\vec{r_c})}{\Delta D}\right)^2} \qquad (3)$$

ここで，Δd と ΔD は，それぞれ DTA と DD の判定基準であり，通例として，$\Delta D/\Delta d$ で表され，3 %/3 mm や 3 %/2 mm と示す．判定は，ガンマ値が 1 以下であれば合格，1 を超えていれば不合格となり，評価領域内の合格した関心点の割合であるガンマパス率により総合的に評価する．ガンマパス率が大きいほど，比較した線量分布は一致しているとみなすことができる．臨床施設での IMRT の線量分布検証では，判定基準 3 %/3 mm，ガンマパス率 90 % 以上として運用している場合が多い．ただし，許容レベル，介入レベルともに明確なエビデンスがないため，判定基準の根拠は QA 結果を蓄積して施設独自の基準を設定することが推奨されている．

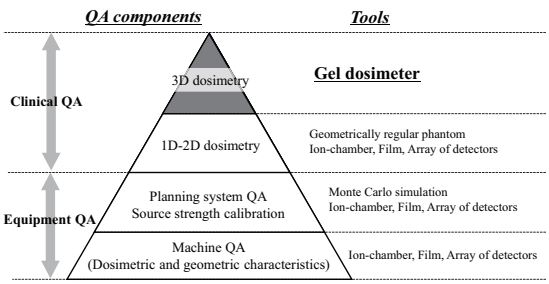

Figure 2. Hierarchy of dosimetric quality assurance for HDR brachytherapy.

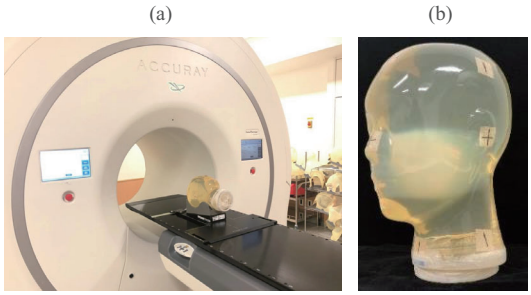

Figure 3. Dose distribution measurement of intensity-modulated radiation therapy for nasopharyngeal carcinoma by TomoTherapy (Accuray) using head-shaped polymer gel dosimeter.

4 ポリマーゲル線量計の臨床応用

ポリマーゲル線量計は，HDR brachytherapy において線源近傍や治療プランの三次元線量分布の測定ツールとしての使用が報告されている[11–16]．本稿では，Papadakis らと Papoutsaki らが提案した normoxic *N*-vinylpyrrolidone-based polymer gel（VIPET）を使用した[17,18]．VIPET は，*N*-ビニルピロリドン 4 wt%，*N*,*N*′-メチレンビスアクリルアミド 4 wt%，ゼラチン 7 wt%，テトラキス（ヒドロキシメチル）ホスホニウムクロリド 5 mm，および超純水 85 wt% にて調製した．さらに，0.4 M の無機塩（$MgCl_2$）を添加した高感度 VIPET（iVIPET）を調製した[19–21]．また，ガラスバイアル（40 mmϕ × 120 mm）に封入し，^{192}Ir 線源をサンプル内に輸送するために照射の直前にポリアセタール製カテーテル（2 mmϕ × 200 mm）を配置した．サンプル中央に ^{192}Ir 線源を 1 点停留させ，線源中心から 10 mm に 5，10，20，30，40，60，80，100 Gy を照射して線量応答を評価した．次に，前立腺がんに対する HDR brachytherapy を想定した臨床プランの線量分布測定のため円筒形のガラス容器（120 mmϕ × 125 mm）に iVIPET を封入し，18 本のカテーテルを配置した（Fig. 4(a)）．すべてのカテーテルで 5 mm 間隔で 9 点に線源を停留させ，標的領域（外側カテーテル）に 10 Gy 照射した（Figs. 4(b), 4(c)）．線量分布は，線源の停留領域の中央の断面において，TPS の計算値とガンマ解析ソフトウェア（Simple IMRT Analysis, Triangle Products）を用いてガンマ解析した．照射したゲルサ

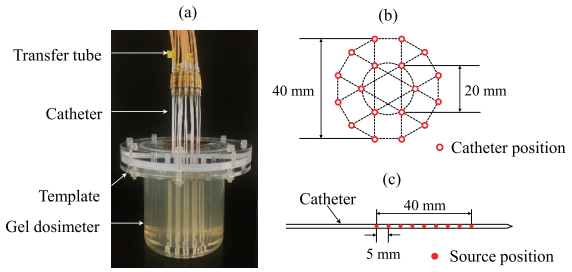

Figure 4. (a) iVIPET simulating HDR brachytherapy for prostate cancer. (b) Schematic layout of the 18 flexible catheters (red circles). (c) The sources (red points) were placed at nine points across 40 mm, separated by 5 mm intervals. Reprinted from Ref. 15, Copyright (2019), with permission from Elsevier.

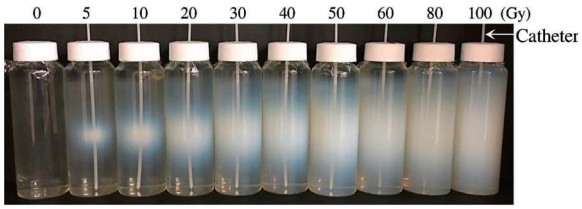

Figure 5. Photograph of irradiated iVIPET with a dose of 0 Gy–100 Gy at 10 mm from the center of ^{192}Ir source. Reprinted from Ref. 15, Copyright (2019), with permission from Elsevier.

ンプルを 24 時間後に 1.5 T magnetic resonance imaging（MRI）装置（SIGNA HDxt, GE）にて，横緩和時間（T_2）の逆数である横緩和速度（$R_2 = 1/T_2$）を算出して評価した．MR 撮像は Spin echo 法にて，繰り返し時間（Repetition Time: TR）5000 ms，エコー時間（echo time: TE）を 10 ms および 250 ms，FOV（field of view）256 × 256 mm^2（matrix size 256 × 256，1 mm/pixel）で撮像した．ピクセル位置 (i, j) の R_2 は，eq. (4) にて算出した．

$$R_{i,j} = \frac{1}{T_2(i,j)} = \frac{1}{TE_2 - TE_1} \ln\left(\frac{S_1(i,j)}{S_2(i,j)}\right) \qquad (4)$$

ここで，$S_1(i, j)$ と $S_2(i, j)$ は，それぞれ TE_1 と TE_2 での信号強度である．

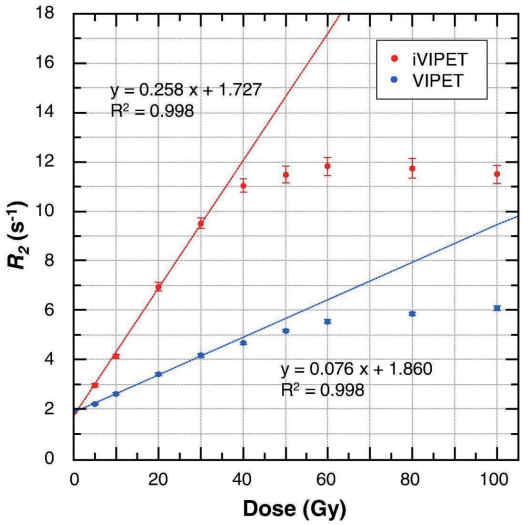

Figure 6. Dose-relaxation rate (R_2) response curves for the iVIPET and VIPET. Reprinted from Ref. 15, Copyright (2019), with permission from Elsevier.

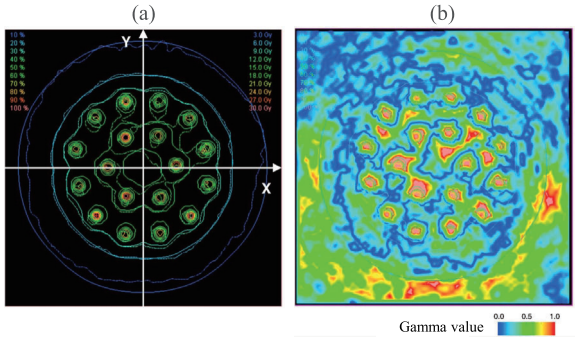

Figure 7. Comparison of the dose distributions between iVIPET and the TPS calculations. (a) Percentages of the isodose curve for the NC-RFG (dotted lines) and TPS calculations (solid lines). (b) Results of gamma analysis. Reprinted from Ref. 15, Copyright (2019), with permission from Elsevier.

照射後の iVIPET を Fig. 5 に示す．線量増加とともに線源中心から白濁が広がっていることが視覚的に観察できた．また，VIPET と iVIPET は，0 Gy–30 Gy で線量と R_2 に強い線形相関を認め，VIPET と iVIPET の線量感度は，それぞれ (0.076 ± 0.001) s^{-1} Gy^{-1}，(0.258 ±

0.002) s^{-1} Gy^{-1} であった（Fig. 6）．iVIPET の線量感度は VIPET の 3.4 倍であった．前立腺がんプランにおける線量分布の iVIPET と TPS の計算値との比較を Fig. 7 に示す．判定基準 2 %/2 mm によるガンマパス率は，97.9 % であり，よく一致した．ただし，カテーテル周囲で TPS の計算値との乖離が生じた．HDR brachytherapy では，線源近傍では 100 Gy 以上の線量域も存在するため，さらに広い線量レンジのポリマーゲル線量計が求められる．

HDR brachytherapy の線量分布測定においてポリマーゲル線量計の臨床応用は，線源からの距離に応じた急峻な線量分布形状を三次元的に評価できる．また，臨床プランにおける線量分布検証では，標的と正常組織の線量を評価する必要があり，両者の幾何学的位置を考慮しなくてはならない．フィルムでは、設置位置での評価にとどまるが，ポリマーゲル線量計による三次元線量分布は，MR 撮像断面位置を自由に選択でき，評価位置の制限がない．しかし，^{192}Ir 線源近傍の不確実性が課題である[22]．ポリマーゲル線量計内のカテーテル配置により，酸素混入によるラジカル重合反応が阻害され，線量感度が低下する．さらに，MR 画像による線量データ読み出しでは，カテーテル空洞の空気とゲル組成との磁化率の差異のために，その境界面で歪みが生じ，磁化率アーチファクトが問題となり，急峻な線量勾配部分では，わずかな距離の変化で線量差が生じる部分体積効果も問題となるため，高空間分解能（< 1 mm^3）な画像取得が必要不可欠である．しかし，撮像時間が延長するため，信号対雑音比（signal-to-noise ratio: SNR）を含めた，撮像パラメータの最適化が必要である．

5　蛍光ゲル線量計の臨床応用

前山らによって開発されたナノクレイ添加蛍光ゲル線量計（nanoclay-based radio-fluorogenic gel: NC-RFG）を用いた ^{192}Ir 線源に対する基礎特性と線量分布測定について紹介する[23–25]．NC-RFG は，ナノクレイ 2.5 wt%，0.1 mm ジヒドロローダミン 123（DHR123），および超純水 97.5 wt% にて調製した．NC-RFG をオリジナルで作製したアクリル製容器（100×100×7 mm^3）の厚さ 3 mm の空洞に封入し，線源輸送のためカテーテルを配置した（Fig. 8）．^{192}Ir 線源をサンプルの中央に 1 点停留させ，線源中心から 10 mm に 5，10，20，30，40，60，80，100 Gy を照射して，線量応答を評

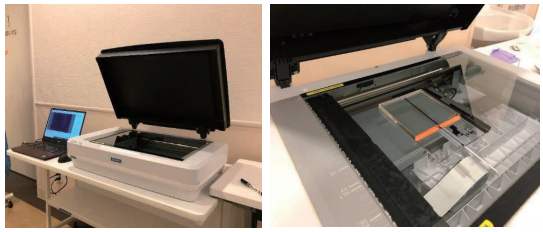

Figure 9.　2D flatbed-type color scanner for fluorescence image acquisition (GELSCAN-3, iMeasure).

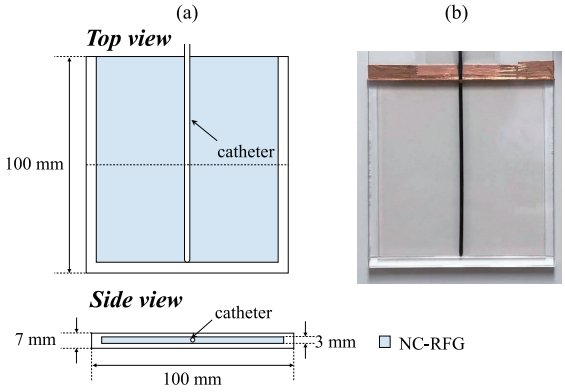

Figure 8.　(a) Schematic of the NC-RFG dosimeter enclosed in an acrylic container. (b) Photograph of the PMMA square layer container with the catheter. Reprinted from Ref. 25, Copyright (2020), with permission from IOP publishing.

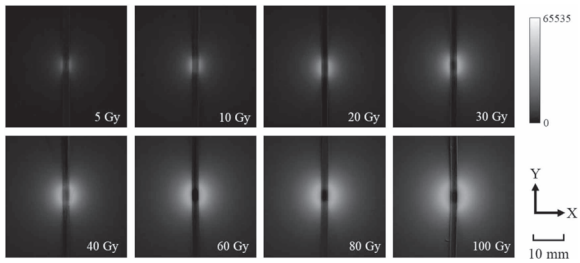

Figure 10.　Fluorescence images of NC-RFG irradiated from 5 to 100 Gy at 10 mm from the center of the ^{192}Ir source. Reprinted from Ref. 25, Copyright (2020), with permission from IOP publishing.

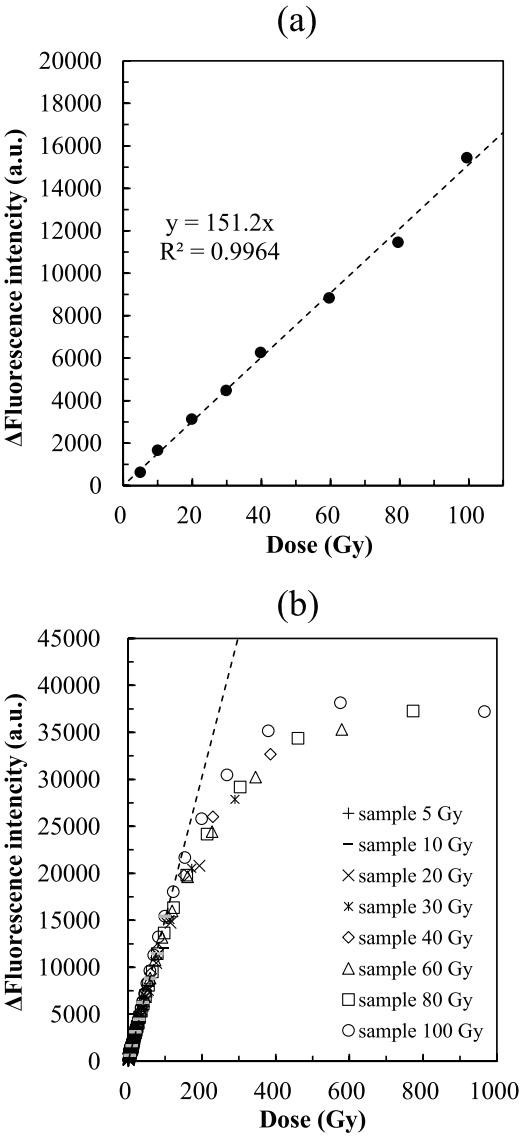

Figure 11. Dose-fluorescence intensity response curve for the NC-RFG (a) determined from the dose at 10 mm from the center of the single source for each sample and (b) determined from the dose at a specific distance. Reprinted from Ref. 25, Copyright (2020), with permission from IOP publishing.

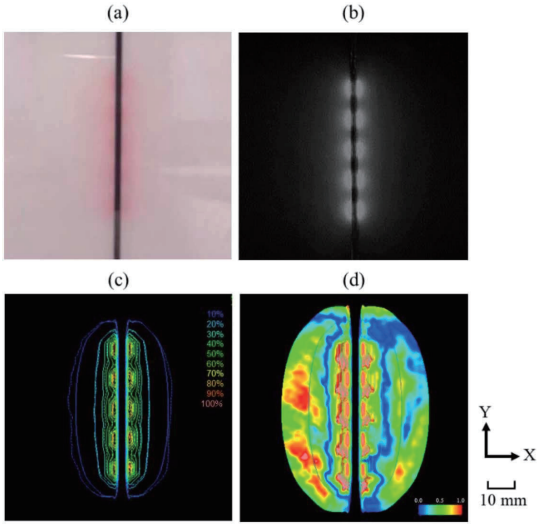

Figure 12. Comparison of the dose distributions between NC-RFG and the TPS calculations. (a) Photograph and (b) fluorescence image of the NC-RFG irradiated. (c) Percentages of the isodose curve for the NC-RFG (dotted lines) and TPS calculations (solid lines). (d) Results of gamma analysis. Reprinted from Ref. 25, Copyright (2020), with permission from IOP publishing.

価した．さらに，10 mm 間隔で 5 点に線源を停留させ，線量分布を TPS の計算値とガンマ解析（判定基準 2 %/1 mm）により比較した．照射後のサンプルは，iMeasure 社製 GELSCAN-3 を用いて，465 nm の励起光により蛍光画像（600 dpi，48 bit RGB）を取得した（Fig. 9）．

Figure 10 に 1 点停留の蛍光画像を示す．NC-RFG は，^{192}Ir 線源に対して明瞭に蛍光し，線量の増加とともに蛍光強度が上昇した．^{192}Ir 線源に対する線量応答性は，0 Gy–100 Gy で線量と蛍光強度に強い線形相関（R^2 = 0.996）を認め，400 Gy 以上で飽和した（Fig. 11）．カテーテルから 10 mm で 20 Gy 照射した 5 点停留した照射後の NC-RFG と蛍光画像を Figs. 12(a)，12(b) に示す．線源の停留位置を中心にわずかに赤く着色した．また，線量に応じて蛍光強度は上昇し，5 点の停留位置が明確に区別できた．Figures 12(c)，12(d) は，等線量曲線とガンマ解析の TPS と比較結果である．ガンマパス率は 92.1 % であり，カテーテル近傍の急峻な線量勾配部分で TPS の計算値との乖離が生じたが，よく一致した．

NC-RFG は，正常酸素状態で取り扱うことができ，高分解能（0.04 mm/pixel，厚さ 3 mm）の蛍光画像を短時間（70 s）で取得することが可能である．ポリマーゲル線量計の課題である酸素混入によるラジカル重合反応の阻害，MRI による線量データ読み出しに関す

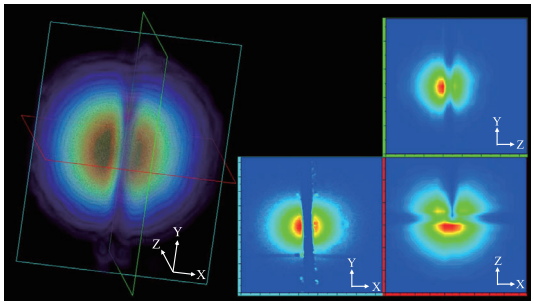

Figure 13. Three-dimensional dose distribution around the ^{192}Ir source acquired by the light sheet fluorescent tomographic imaging system (prototype).

る空間分解能と撮像時間の延長，および線源近傍の大線量領域の線量レンジの制限を解決することが期待できる．

本稿では，フラットベットスキャナによる二次元データでの評価を紹介したが，蛍光ゲル線量計の三次元データ取得に必要な三次元イメージングシステムはすでに開発されており，その有用性が示されている[26,27]．我々の研究グループも NC-RFG の HDR brachytherapy に特化し，薄いシート状の励起光照射から CCD カメラで撮像した複数断面の蛍光画像を再構成し、三次元データを取得する新たなライトシート方式蛍光断層撮像システムの開発を進めている．Figure 13 に開発システムで得られた ^{192}Ir 線源周囲の三次元線量分布を示す．カテーテルの存在によるデータの欠損部分があるが，^{192}Ir 線源から非等方的に放出されるガンマ線の線量分布が確認できる．

6　まとめ

本稿では，高線量率 ^{192}Ir 線源による HDR brachytherapy に対して，ポリマーゲル線量計と蛍光ゲル線量の線量応答特性と線量分布測定について紹介し，その有用性と課題を示した．HDR brachytherapy では，立体的な線源配置による複雑な線量分布を正確に検証するためには，三次元線量分布を実測が必要不可欠であり，三次元ゲル線量計は有用な測定ツールとして期待できる．

〈謝　辞〉

本稿の執筆および本稿で解説したポリマーゲル線量計，蛍光ゲル線量計の調製法や測定技術に関して，ご教授賜りました広島国際大学保健医療学部の林 慎一郎教授，北里大学理学部の前山 拓哉助教，北里大学医療衛生学部の水上 慎也助教に深く感謝いたします．また，本研究の一部は，科学研究費補助金基盤研究（C）（課題番号 18K07769）によって行われました．

〈参 考 文 献〉

1) 日本放射線腫瘍学会データベース委員会．全国放射線治療施設の 2017 年定期構造調査報告（第 1 報）．
2) 日本放射線腫瘍学会データベース委員会．全国放射線治療施設の 2017 年定期構造調査報告（第 2 報）．
3) がん・放射線療法 2017 改訂第 7 版，大西 洋，唐澤 久美子，唐澤 克之，学研メディカル秀潤社，東京，2017.
4) M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, J. F. Williamson, Med. Phys., 31 (2004) 633.
5) T. P. Hellebust, C. Kirisits, D. Berger, J. Pérez-Calatayud, M. De Brabandere, A. De Leeuw, I. Dumas, R. Hudej, G. Lowe, R. Wills, K. Tanderup, Radiother. Oncol., 96 (2010) 153.
6) Prevention of High-dose-rate Brachytherapy Accidents. ICRP Publication 97, ICRP, Ann ICRP, 35, 2005.
7) G. J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinstein, G. K. Svensson, M. Weller, L. Wingfield, Med. Phys., 21 (1994) 581.
8) R. Nath, L. L. Anderson, J. A. Meli, A. J. Olch, J. A. Stitt, J. F. Williamson, Med. Phys., 24 (1997) 1557.
9) A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment (ESTRO Booklet No. 8), J. Vanselaar, J. Pérez-Calatayud, ESTRO, Brussels, 2004.
10) D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy, Med. Phys., 25 (1998) 656.
11) M. McJury, P. D. Tapper, V. P. Cosgrove, P. S. Murphy, S. Griffin, M. O. Leach, S. Webb, M. Oldham, Phys. Med. Biol., 44 (1999) 2431.
12) Y. De Deene, N. Reynaert, C. De Wagter, Phys. Med. Biol., 46 (2001) 2801.

13) P. Kipouros, G. Anagnostopoulos, A. Angelopoulos, D. Baltas, P. Baras, A. Drolapas, P. Karaiskos, E. Pantelis, P. Papagiannis, L. Sakelliou, I. Seimenis, Z. Med. Phys., 12 (2002) 252.
14) O. Senkesen, E. Tezcanli, B. Buyuksarac, I. Ozbay, Med. Dosim., 39 (2014) 266.
15) Y. Watanabe, S. Mizukami, K. Eguchi, T. Maeyama, S. Hayashi, H. Muraishi, T. Terazaki, T. Gomi, Phys. Medica, 57 (2019) 72.
16) H. Tachibana, Y. Watanabe, S. Mizukami, T. Maeyama, T. Terazaki, R. Uehara, T. Akimoto, Brachytherapy, 19 (2020) 362.
17) P. Papagiannis, E. Pappas, P. Kipouros, A. Angelopoulos, L. Sakelliou, P. Baras, P. Karaiskos, I. Seimenis, P. Sandilos, D. Baltas, Med. Phys., 28 (2001) 1416.
18) P. Kipouros, P. Papagiannis, L. Sakelliou, P. Karaiskos, P. Sandilos, P. Baras, I. Seimenis, M. Kozicki, G. Anagnostopoulos, D. Baltas, Med. Phys., 30 (2003) 2031.
19) S. Hayashi, F. Fujiwara, S. Usui, T. Tominaga, Radiat. Phys. Chem., 81 (2012) 884.
20) S. Hayashi, H. Kawamura, S. Usui, T. Tominaga, J. Phys.: Conf. Ser., 444 (2013) 012094.
21) S. Hayashi, H. Kawamura, S. Usui, T. Tominaga, Radiol. Phys. Technol. 11 (2018) 375.
22) Y. De Deene, N. Reynaert, C. De Wagter, Phys. Med. Biol., 46 (2001) 2801.
23) T. Maeyama, S. Hase. Radiat. Phys. Chem., 151 (2018) 42.
24) T. Maeyama, A. Kato, A. Mochizuki, N. Sato, Y. Watanabe, S. Mizukami, Sens. Actuators A-Phys., 298 (2019) 111435.
25) Y. Watanabe, T. Maeyama, A. Mochizuki, S. Mizukami, S. Hayashi, H. Takei, T. Terazaki, H. Muraishi, T. Gomi, T. Simono, Phys. Med. Biol., 65 (2020) 175008.
26) A. Thomas, J. Bowsher, J. Roper, T. Oliver, M. Dewhirst, M. Oldham, Phys. Med. Biol., 55(2010) 3947.
27) J. M. Warman, M. P. de Haas, L. H. Luthjens, T. Yao, J. Navarro-Campos, S. Yuksel, J. Aarts, S. Thiele, J. Houter, W. In Het Zandt, Polymers, 11 (2019) 1729.

〈著 者 略 歴〉

渡邉 祐介： 北里大学医療衛生学部 講師，博士（医科学），1997 年 4 月–2010 年 3 月まで診療放射線技師として北里大学東病院にて勤務．2010 年 4 月より北里大学医療衛生学部にて，主に放射線治療に関する科目を担当．