特　集　記　事

三次元ゲル線量計のための Optical CT の開発

帝京大学　小林 毅範*, 緒方 祐貴, 久保 匠
自治医科大学附属病院　姜 裕錫
国立がん研究センター東病院　東郷 春輝
東京医科歯科大学病院　齊藤 優樹

Gel dosimeters capable of measuring three-dimensional dose distribution have been attracting attention both in Japan and overseas as dosimeters especially for dose verification in radiotherapy. Several combinations between gels and dose reading devices are conceivable, depending on the type of gel and the method of reading the dose according to the reaction mechanism of the gel. We chose the combination of micell gel and optical CT (OCT), because of the advantages of capability of high resolution measurement as well as easy manufacturing, handling and disposal processes. Leuco Crystal Violet (LCV) is used as a dye for our gel dosimeters. The light source used in the developed OCT device has a wavelength close to the peak of the absorption spectrum of LCV. Irradiation experiments using a therapeutic X-ray device were conducted for comprehensive performance evaluation. According to the results of γ analysis, it was confirmed that the developed gel dosimeter using OCT can perform dose verification with the same accuracy as the device using semiconductors widely used in clinical practice. Finally, we introduce the latest research results using developed LCV gel dosimeter in the diagnostic X-CT field.

Keywords: Leuco crystal violet (LCV) gel dosimeter, optical CT, optical density, 3D image reconstruction, Feldkamp method, dose distribution

Development of Optical CT for 3D LCV gel dosimeter
Takenori Kobayashi*, Yuki Ogata and Takumi Kubo (*Teikyo University*), Yoosuk Kang (*Jichi Medical University Hospital*), Haruki Togo (*National Cancer Center Hospital East*), Yuki Saitoh (*Tokyo Medical And Dental University Hospital*),
〒173–8605 東京都板橋区加賀 2–11–1
TEL: 03–3964–1211, FAX: 03–3964–7052,
E-mail: kobat@med.teikyo-u.ac.jp

1　開発の経緯

我々のグループでは 10 年ほど前から放射線治療領域での治療用 X 線の三次元線量分布の測定を目標にポリマーゲルを用いた三次元ゲル線量計の開発に取り組んでいる．研究を始めてすぐにポリマーゲル特有の問題，すなわちゲルが酸化の影響を受けやすいことや，線量読み取りに使う MRI 装置（以下 MRI）の使用が制約されるといった問題に悩まされることになった．特に読み取りに高性能の MRI を使おうとすると病院の装置を使用させていただくこととなり使用できるのが通常検査終了後に制限されるうえ，現場の放射線技師に協力を求めることとなり時間的な制約が大きいことが問題となった．そこで我々はゲルの線量読み取り装置として MRI の代わりに Optical CT 装置（Optical Computed Tomography，以下 OCT）を使用することを選択しその開発に着手した．

国内外で開発されている OCT は，用いる光源によりレーザ光を用いるタイプと面光源を用いるタイプの二種類に分けることができる．1996 年に Gore らによって開発された第一世代の OCT 装置は，光源にレーザ光を使用したものだったが，レーザ走査でデータを取得するのに時間がかかってしまう問題点を抱えていた[1]．そのため Wolodzko や Doran らによってコーンビームやパラレルビームの面光源タイプが開発され，これにより撮像時間が大幅に軽減された[2,3]．我々の開発した装置と類似の面光源タイプの光学 CT 装置（e.g. Modus Medical Devices Inc., USA）[4] が市販されているが，これらを臨床的な照射に適用した例の報告は最近ではほとんどされていない．近年，rotating mirror や dual galvanometer scanning mirror などのレーザー光の反射鏡を工夫することでレーザー走査タイプ

でも撮像時間を軽減する取り組みが行われている[5–7]．Ramm らは高速レーザ走査タイプの光学 CT 装置を開発し，フリッケゲル線量計に対して臨床的な照射を行い高い線量検証性能を示して見せた[8,9]．ゲル線量計を用いて臨床的な照射を行い，既存の半導体を用いた検証用検出器やフィルムと遜色ない結果を示したのはこの論文が最初であり，我々の OCT 開発の目標ともなっている．

MRI に比べより高分解能の線量測定が可能な OCT の特性を生かすため，使用するゲルも光の減弱の機序が主に散乱であるポリマーゲルに代わり減弱機序が吸収であるミセル（色素）ゲルを採用することにした．ミセルゲルに使用する有機色素には拡散係数が小さい LCV（Leuco Crystal Violet）を使用している．この LCV を用いたミセルゲル線量計（以下 LCV ゲル線量計）は，横浜国立大学五東研究室の林らによって報告された組成を参考にして作製している[10]．作製したゲルは実験目的により，外径 80 mm，高さ 146 mm ないし外径 165 mm，高さ 180 mm の PET（polyethylene terephthalate）容器（壁厚 1 mm）に封入して使用している．

2　Optical CT 装置

2.1　Optical CT 装置による撮像原理

OCT による撮像原理は，基本的には X 線 CT 装置と同様である．すなわち OCT では X 線の代わりに可視光を用い，測定対象を透過してくる可視光の減弱を表す投影データを 360° にわたって収集する．それらの投影データを用いて画像再構成を行い測定対象内の各ボクセルの光学濃度（OD 値：Optical Density）を求める．この光学濃度は X 線 CT 装置における線源弱係数（μ cm^{-1}）に相当する物理量である．我々の使用した色素ゲルに関しては少なくとも 15 Gy 程度までは色素ゲルが吸収した線量と OD 値の間に線形性が確認されているので，別途測定する校正直線を用いて OD 値を吸収線量に変換することで吸収線量の分布を三次元的に画像化することができる．

2.2　装置の構成

開発した OCT では測定対象をスキャンする際，X 線 CT のように線源・受像器系を回転させる代わりに線源・受像器系を固定し測定対象の方を回転させる方法を採用している．OCT は光源，水槽・回転系，受光器で構成される．OCT の外観を Fig. 1 に示す．

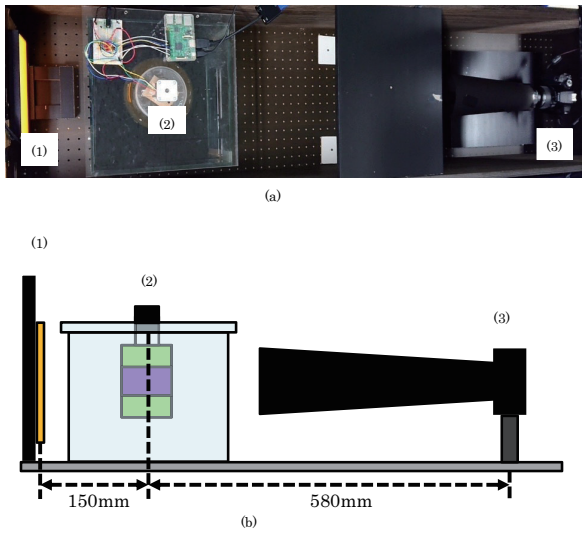

Figure 1.　Top view (a)[17] and side view (b) of the developed Optical CT device.　(1) a LED light source (peak wavelength of 593 nm). (2) a stepping motor with its controller. (3) an imaging device with a bandpass filter and a hood to reduce stray lights.

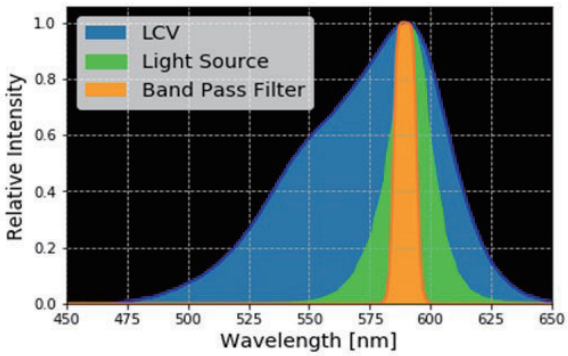

Figure 2.　Wavelength spectra of used materials.　The spectrum in blue, green, and orange represents the absorption spectrum of the LCV gel dosimeter, light source spectrum, and light spectrum through the band pass filter, respectively.

2.2.1　光源

我々がミセルゲルに使用している色素 LCV は 590 nm に吸収波長のピークを持つ事が知られている（Fig. 2）．そこで光源には LCV の吸収波長に近いピー

ク波長を持つ LED 光源（Shimatec, DFKA-200×150Y）を使用している．この光源は 200 × 150 mm^2 の発光面を持つフラットパネル光源で，光源の波長ピークは 593 nm であり，FWHM は 20 nm である．この光源を使用することによってそれまで使用していた白色光源に比べ格段にノイズが低減した．

2.2.2 水槽・回転系

照射されたゲル線量計は，容器表面での屈折を抑えるため水を満たした水槽（300×300×30 mm^3）中に設置される．投影データを得るための撮像は，ゲルサンプルを磁石で水槽上部に設置された回転部に取り付けステッピングモータ（Mercury Motor，ST-42BYG506H）を使って角度毎に撮像する step and shoot 法で行う．回転および撮像の制御にはワンボードコンピュータ Raspberry Pi 3 を用い，ステップ角 0.9° で撮像を行っている．回転系の動作確認は，目盛りを付けたゲルサンプルを回転させステップごとの回転角を測定し確認した．回転開始直後には急にトルクがかかることによるコントローラの不具合（脱調）に伴う不安定期間が発生するため，データの取得は回転が安定する 10 ステップ以降に行っている．

2.2.3 受光器

受光部には一眼レフカメラ（Canon，EOS Kiss X80）の CMOS センサーを利用しており，取得する画像データはピクセル数 5202×3465 の 14 bit の raw データである．レンズ前面にはバンドパスフィルタ（朝日分光株式会社，HMZ0590）を装着させ LCV の吸収波長ピークに近い透過光のみを受光できるようにしている．バンドパスフィルタの透過波長ピークは 590 nm であり，FWHM は 10 nm である．さらにレンズ前面にはフードを取り付け迷光の混入を防いでいる．LCV の吸収波長スペクトル，光源から放出される可視光線の波長スペクトル，バンドパスフィルタの透過率スペクトルを Fig. 2 に示す．取得データがもつ波長スペクトル成分を LCV のピーク吸収波長に近づけることで線量分解能の向上を図っている．

2.3 撮像条件

撮像の際には特に次の 2 点に注意しなくてはならない．一つ目は撮像対象となるゲルサンプルがカメラの被写界深度内にあることである．カメラの被写界深度 D は次式で与えられる[11,12]．

$$D = D_\mathrm{n} + D_\mathrm{f} \tag{1}$$

$$D_\mathrm{n} = \frac{\delta F s^2}{f^2 + \delta F s} \tag{2}$$

$$D_\mathrm{f} = \frac{\delta F s^2}{f^2 - \delta F s} \tag{3}$$

ここで，D_n，D_f はそれぞれ前方被写界深度，後方被写界深度，δ はカメラに固有の許容錯乱円形，F はカメラの F 値（絞り値），s は被写体－検出器間距離，f は焦点距離である．F 値以外のパラメータは装置固有となるため被写界深度を決定するパラメータは F 値のみとなる．$D_\mathrm{n} < D_\mathrm{f}$ であるので，前方被写界深度をゲルサンプルの半径以上にとればゲルサンプル全体にピントが合った状態を作ることができる．

二つ目は，受光器に入射する最大光量の調整である．ゲルサンプルの X 線未照射部分を透過する光量に対する受光器の出力が小さいと最終的な線量分解能の低下を招くことになる．したがって，この光量を出力が飽和しない限度まで大きくすることが重要になる．この光量の調整には露出度合いを示す指標である EV（exposure value）を用いた．

$$EV = 2\log_2 F - \log_2 (SS) - \log_2 \left(\frac{ISO}{100}\right) \tag{4}$$

ここで，F は F 値（絞り値），SS はシャッタースピード，ISO は受像器の感度を表す．EV に寄与する三つのパラメータをさまざまに変化させて撮像を行った結果，EV が 7.5 前後であれば出力が飽和しない条件で十分な光量を取り込むことが出来る事を確認した．そこで，$EV \fallingdotseq 7.5$ の条件と前方被写界深度をゲルサンプルの半径以上にするという条件のもとに撮像パラメータ（$F/SS/ISO$）の最適化を行った．結果を Table 1 に示す．

Table 1. Optimized imaging parameters. These are optimized values for the LCV gel dosimeters with ϕ 80 mm and ϕ 165 mm.

Dosimeter size	F	SS	ISO	EV
ϕ 80 mm	13	0.5	200	7.40
ϕ 165 mm	8	0.2	200	7.32

3　画像再構成

画像再構成に必要な投影データを得るために，まず未照射 LCV ゲル線量計と照射された LCV ゲル線量計を 1 ステップごとにそれぞれ撮影し，ピクセルサイズを $1\times1\,\mathrm{mm}^2$ になるように binning 処理を行った後，以下の式を用いて投影データ $P(\theta)$ を作成した．

$$P(\theta) = \ln \frac{I_0(X,Y,\theta)}{I(X,Y,\theta)} \tag{5}$$

ここで，$I_0(X,Y,\theta)$ は角度 θ における未照射 LCV ゲル線量計の画像，$I(X,Y,\theta)$ は角度 θ における照射された LCV ゲル線量計の画像を示している．この投影データを角度ごとに並べることでサイノグラムを作成した．作成したサイノグラムから Feldkamp 法を用いて画像再構成を行った[13]．

Feldkamp 法による三次元画像再構成は，使用するビームの等方性が前提となっている．すなわちサンプルに照射されるコーン状のビーム内に物体を置いた場合，この物体の受像面における射影の縦横比は物体の場所によらず 1:1 となる必要がある．X 線の場合にはこれは明らかに成り立つと考えられるが，円筒状の容器を通過してくる可視光の場合には自明ではない．そこで Fig. 3(a) に示すように直径 5.0 mm の鋼球を LCV ゲル線量計中に設置し，取得された三次元透過率分布 $T(X,Y)$ から 2 方向に関して画素値のプロフィルをとり測定された半値幅を用いて鋼球の縦横比（aspect ratio）を調べた．鋼球を置いた範囲は当面の利用で使用する可能性の高い範囲をできるだけカバーできるように選んだ．すなわち容器の高さ方向には中心から 50 mm 程度の利用が想定されるので，その範囲をカバーできるように選んだ．半径方向に関しては，容器壁付近で屈折によるアーチファクトが存在するため半径の約 80 % の範囲（$r \lesssim 65$ mm）を解析領域と考えているが，容器蓋の部分が狭く設置が困難であったため高さ方向と同じ中心から 50 mm の点に設置した．

LCV ゲル線量計の辺縁部に設置した鋼球の縦横比の角度分布および LCV ゲル線量計中心からの距離を横軸，縦横比を縦軸としたグラフを Fig. 3(b) に示す．この結果から，縦横比はほとんどが 1 : 1 近くを示しており，光学 CT 装置の受光部に入射する可視光線は，等方性を保ちイメージセンサに収束すると考えられる．したがって，開発した OCT においても三次元画像再構成法である Feldkamp 法を用いて画像再構成を適用可能である．ただし，この装置の光学系は，X 線 CT 装置のファンビームとは異なり，線源と検出器を入れ替えた逆ファンビームとして画像再構成を行っている．再構成された画像中のボクセルサイズは $1\times1\times1\,\mathrm{mm}^3$ である．

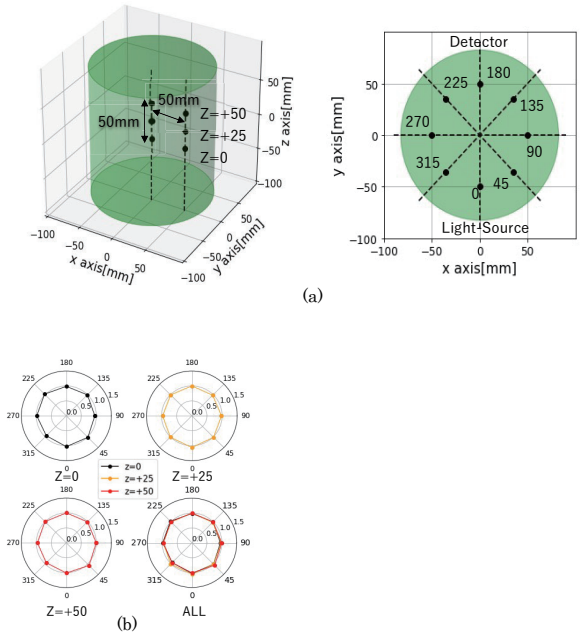

Figure 3.　Test to confirm the absence of position dependence of aspect ratio. (a) Placement of steel balls used for confirmation test. (b) Aspect ratio obtained in each plane.

4　総合性能評価

LCV ゲル線量計に実際の放射線治療を模擬した照射を行い，開発した装置の総合的な性能評価を行った．具体的には脳転移腫瘍に対する定位放射線治療（SRT: stereotactic radiation therapy）を想定し，ゲル容器の中心に想定された直径 2.5 cm の球状の腫瘍に対し 3 方向から強度を変調させながらアイソセンタに 14 Gy を処方する計画を立てた．照射された LCV ゲル線量計を開発した OCT によってスキャンし，再構成により得られた線量分布と治療計画装置で得られた線量分布の比較および同様の照射を実際に臨床で使われている半導体検出器に対して行った場合に得られる線量分布との比較を行った．治療計画の立案および実際の照射には帝京大学医学部附属病院の治療計画装置（RaySearch, RayStation）および放射線治療装置（Elekta, Versa HD）を使用した．

LCV ゲル線量計で得られた線量分布と治療計画で想

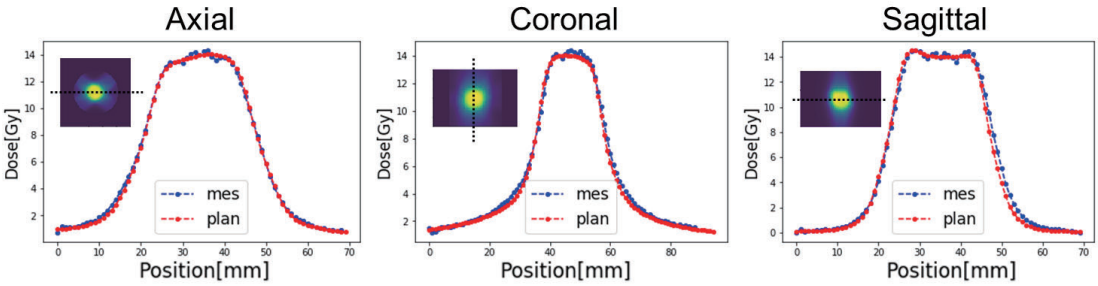

Figure 4. Line profiles on the 3-orthogonal planes of the LCV gel dosimeter. The red line represents the planned line profile, and the blue line represents the line profile measured with LCV gel dosimeter.

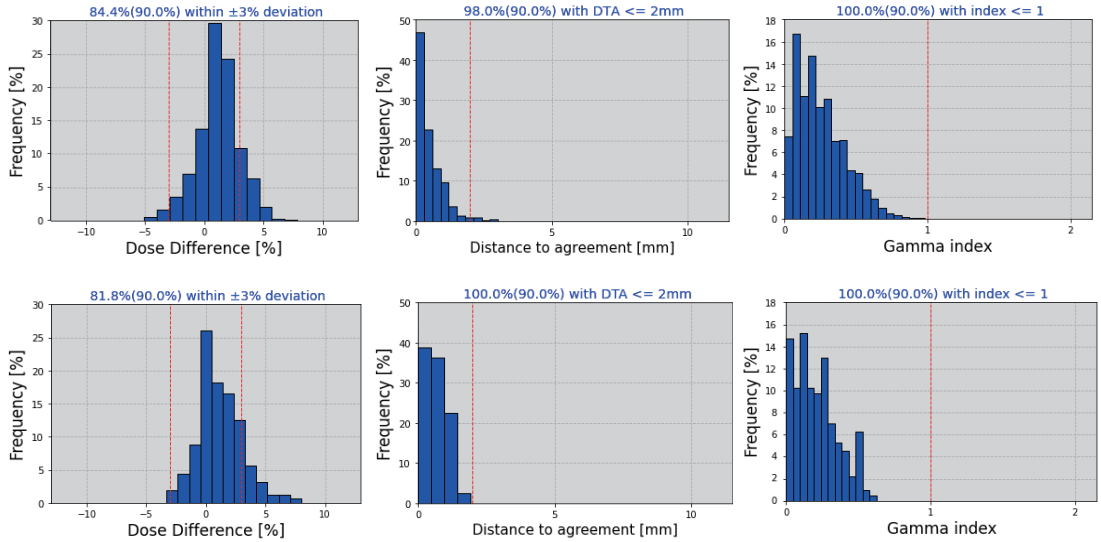

Figure 5. Comparison of gamma analysis results for LCV gel dosimeter (upper) with Delta4 (lower). The resulting pass rate reached 100% for both detectors with a 3%/2 mm criterion.

定した線量分布の比較を Fig. 4 に示す．図はアイソセンタ断面の各軸上の線量プロファイルを示している．3 方向とも治療計画装置による線量計算値とのよい一致が見られた．次に，現在多くの施設で線量分布検証に標準的に用いられているガンマ解析を使って LCV ゲル線量計と半導体検出器を使った三次元線量検証装置（ScandiDos，Delta4）を使った場合の線量検証を比較した．線量誤差 3%，位置誤差 2 mm の設定で両者とも pass rate は 100% となり (Fig. 5)，LCV ゲル線量計と OCT の組み合わせで，市販の半導体検出器を用いた検証装置と同等の結果を出せることが示せた．

以上の結果より，使用できる容器の大きさや，最大線量に対する制限など改善すべき点は残されているが，我々の開発した OCT による線量読み取りにより，LCV ゲル線量計による線量分布の三次元測定が十分に可能であることが確認できた．

5 最近の研究

最後に簡単に OCT を用いた最近の我々の研究成果を紹介する．ゲル線量計に関する研究はこれまで内外を問わず主に放射線治療の分野で盛んに行われてきたが，我々は LCV ゲル線量計を診断領域でも利用したいと考え千葉大学医学部附属病院の CT 部門と共同研究を行っている．

X 線 CT 検査は被ばく線量が高く放射線感受性の高い臓器の被ばく線量管理が重要となる．その中でも頭部 CT 検査は，高線量の照射および 1.0 未満のピッチ

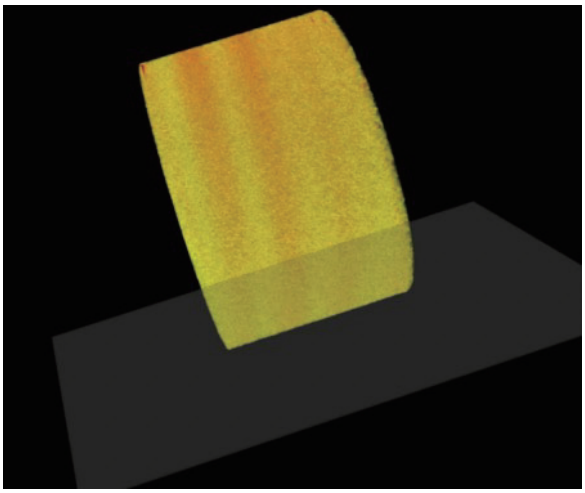

Figure 6. 3-dimensional dose distribution obtained by the LCV gel dosimeter.

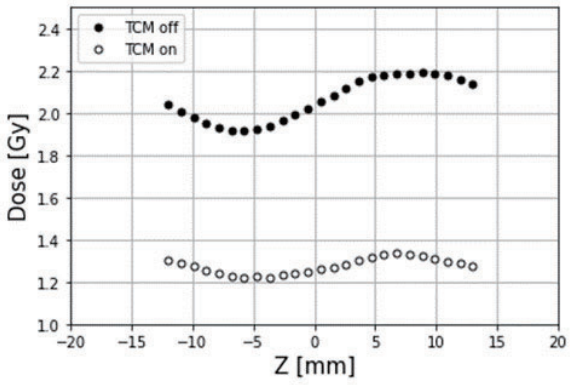

Figure 7. Dose profiles along the body axis with and without TCM[17]. These dose profiles were obtained parallel to the body axis in the region located in 12 mm from the surface. In the overlap region the dose increase of about 15% was found without TCM compared to the non-overlap region, whereas the dose increase was suppressed to about 10% with TCM.

ファクタ条件下でのヘリカルスキャン方式が採用されているため，被ばく線量が高く，目の水晶体の確定的影響の誘発が懸念される．このような影響を軽減し患者の体表面における被ばく線量を低下させる機能として X 線 CT 装置には管電流変調機能（TCM: tube current modulation）が備わっているものがある[14]．この機能による線量低減効果は電離箱やフィルムを使用して報告されているが[15,16]，ヘリカルスキャン時に発生する重複領域や非重複領域のような特定の領域における線量低減効果を評価する事はこれらの測定器では難しい．そこで，三次元線量分布の測定ができるゲル線量計を用いてヘリカルスキャンによる重複領域の螺旋軌道の同定や照射領域全体の線量低減効果の評価を試みた．結果の一部を Fig. 6，Fig. 7 に示す．重複領域の螺旋軌道が確認され TCM による重複部における線量低減効果を明らかにすることができた[17]．

6 まとめ・今後の展望

本稿では我々の開発してきた OCT についてその構成・性能について紹介してきた. 我々は開発した OCT の総合性能評価として，LCV ゲルに対して放射線治療の領域で近年行われるような複雑な形状かつ大きな線量勾配を持つような照射を行い，OCT を用いてその線量分布の読み取りを行った．その結果，我々の開発したゲル線量計システムによっても現在多くの放射線治療施設で線量検証に使われている半導体を用いた線量検証装置で得られるγ解析の結果と同等な結果が得られることを証明できた．

しかしながら，放射線治療の領域ではすでに半導体を用いた線量検証装置を用いた線量検証が確立されており，これからゲル線量計を日常的な線量検証に用いられれるようにするのはそう容易ではないことは想像に難くない．特に照射範囲が大きな治療計画に関しては半導体を用いた検証装置ではすでに 30 cm を超える範囲をカバーできるが，ゲル線量計の場合今すぐに大型化を図るのは難しい状況である．しかし逆に小さな腫瘍に高線量を投与するような治療計画ならば，離散的に配置した半導体から線量分布を推定する検証装置より真の三次元分布を測定できるゲル線量計が優位性を発揮できる可能性がある．また，方向依存性がある線源からの線量分布測定などの分野でゲル線量計の特徴を生かせる可能性があると考えている．

さらに本稿の最後で紹介したように，ゲル線量計を診断領域の線量分布測定に利用することに注目している．この領域では世界的に見てもゲル線量計を用いた研究の例はほとんどない．我々は千葉大学のグループと協力してヘリカルスキャン時の X 線重複部の線量増加が管電流変調機構によりどの程度低減されるかについて調べ結果を発表することができた[17]．ヘリカルスキャン時の重複部分がどこに発生するかは一般にスキャンごとに異なるため，今回得られた結果は他の検出器では得られない（フィルムでも得られるがそれは

1 曲面上のみ情報である）ゲル線量計の優位性を利用できた例であり，今後も診断領域において OCT を用いた研究を継続させていきたいと考えている．ただしそのためには解決すべき課題も多い．診断領域でゲル線量計を利用する際の最も大きな課題はその感度の低さにある. 紹介した研究の際にはスキャンを多数回繰り返し線量が 1 Gy–2 Gy 程度になるように調整しなければならなかった．この点に関しては高感度のゲルの開発が待たれる．またゲル線量計の大型化は放射線治療領域だけでなく診断領域でも大きな課題である. 現在我々の解析できる線量計の大きさは直径約 16 cm であり，これは X 線 CT で用いられる頭部用ファントムの大きさである．腹部用ファントムは直径 32 cm であり，これと同じ範囲を測定するには光源の大型化等の OCT の改良が不可欠となる．また，このサイズになると必要となるゲルの量も 10 L を超えることになり，作製するのも保管するのも今のままでは困難である．さらに現在のゲル線量計では使用したゲルは 1 回ごとに使い捨てであり，これだけ大型化すると金銭面のコストだけでなくマンパワー的な面でのコストも無視できない．この点で砂川や林らの開発している再生利用可能な PVA ゲルの実用化に大きな期待をしている[18,19]．改良すべき点や課題はたくさんあるが，今回紹介したヘリカルスキャンの軌道同定のように三次元線量計であるゲル線量計ならではの未知の領域での研究成果も期待できるので，今後ゲル線量計を用いた研究が一層盛んになることを期待する．本稿が OCT 開発およびゲル線量計を用いた研究に興味のある研究者の一助となれば幸いである．

〈謝　辞〉

OCT の開発にあたって必要となる LCV ゲルの作成に関しては横浜国立大学の五東先生をはじめとする皆さんに大変お世話になりました．感謝申し上げます．また，X 線照射に当ってご協力をいただいた帝京大学医学部附属病院中央放射線部および千葉大学医学部附属病院放射線部の諸兄に感謝申し上げます．最後に日頃よりゲル研究会でお世話になり今回本稿の執筆の機会を与えて戴いた広島国際大学の林先生に感謝いたします．

〈参 考 文 献〉

1) J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski, R. J. Schulz, Phys. Med. Biol., 41 (1996) 2695.
2) G. Wolodzko, C. Marsden, A. Appleby, Med. Phys., 26 (1999) 2695.
3) S. J. Doran, K. K. Koerkamp, M. A. Bero, P. Jenneson, E. J. Morton, W. B. Gilboy, Phys. Med. Biol., 46 (2001) 3191.
4) Vista™16 Optical CT Scanner for 3D Dosimetry, https://modusqa.com/products/vista-16-optical-ct-scanner-for-3d-dosimetry/.
5) M. J. Maryanski, M. K. Ranade, Proc. SPIE, 4320 (2001) 764.
6) T. Van Doorn, M. Bhat, T. P. Rutten, T. Tran, A. Costanzo, Australas. Phys. Eng. Sci. Med., 28 (2005) 76.
7) N. Krstaji, S. J. Doran, Phys. Med. Biol., 52 (2007) N257.
8) D. Ramm, Phys. Med. Biol., 63 (2018) 045019.
9) D. Ramm, Phys. Med. Biol., 63 (2018) 045020.
10) K. Hayashi, M. Nemoto, T. Takanashi, Y. Kang, H. Togo, J. Kotoku, T. Kobayashi, M. Mihashi, S. Hayashi, H. Gotoh, J. Phys.: Conf. Ser., 1305 (2019) 012040.
11) 左貝 潤一, 光学の基礎, コロナ社, 1997.
12) 桑嶋 幹, 最新レンズの基本と仕組み, 第 3 版, 秀和システム, 2020.
13) W. Aarle, W. Palenstijn, J. Cant, E. Janssens, F. Bleichrodt, A. Dabravolski, J. Beenhouwer, K. J. Batenburg, J. Sijbers, Opt. Express, 24 (2016) 25129.
14) W. Fu, G. Sturgeon, G. Agasthya, W. Segars, A. Kapadia, E. Samei, J. Med. Imaging, 4 (2017) 031208.
15) J. Ota, H. Yokota, H. Takishima, A. Takada, R. Irie, Y. Suzuki, T. Nagashima, T. Horikoshi, Y. Masuda, T. Ueno, Eur. J. Radiol., 119 (2019) 108651.
16) M. Lungren, T. Yoshizumi, S. Brady, G. Toncheva, C. Anderson, C. Lowry, X. Zhou, D. Frush, L. Hurwitz, Am. J. Roentgenol., 199 (2012) W65.
17) J. Ota , H. Yokota , T. Kobayashi , Y. Ogata , T. Kubo , K. Chida , Y. Masuda , T. Uno, Med. Phys. 49 (2022) 1964.
18) T. Sunagawa, Memoirs of Fukui University of Technology, 47 (2017) 105.
19) S. Hayashi, K. Ono, K. Fujino, R. Kurihara, J. Phys.: Conf. Ser., 2167 (2022) 012014.

〈著 者 略 歴〉

小林 毅範： 1987 年東北大学大学院原子核理学専攻博士課程後期修了，理学博士．Rensselaer Polytechnic Institute を経て 1995 年帝京大学講師，2007 年帝京大学医療技術学部診療放射線学科教授（現職）．専門：放射線物理．趣味：散歩．

緒方 祐貴： 2021 年帝京大学大学院 医療技術学研究科 診療放射線学専攻 博士前期課程修了．

久保 匠： 2022 年帝京大学大学院 医療技術学研究科 診療放射線学専攻 博士前期課程（在学中）．

姜 裕錫： 2019 年帝京大学大学院 医療技術学研究科 診療放射線学専攻 博士前期課程修了．2019 年自治医科大学附属病院 放射線治療部 診療放射線技師（現職）．

東郷 春輝： 2020 年帝京大学大学院 医療技術学研究科 診療放射線学専攻 博士前期課程修了．2020 年国立研究開発法人国立がん研究センター東病院 放射線技術部 診療放射線技師（現職）．

齊藤 優樹： 2018 年帝京大学大学院 医療技術学研究科 診療放射線学専攻 博士前期課程修了．2018 年東京医科歯科大学病院 放射線部 診療放射線技師（現職）．