

# ゲル線量計用光学 CT 装置の試作

## — ゲル線量計による吸収線量の三次元的評価の検討 —

中山 和也, 小林 長功\*, 和田 拓也\*, 武村 哲浩

### 要 旨

放射線の照射量を三次元的に測定することを目指し、ゲル線量計用の光CTの試作を行った。ゲル線量計は、放射線を吸収した部分が白濁化する性質を持っており、吸収線量が多いほど、より濃く白濁化する。白濁化の範囲と量が分かれば吸収線量を三次元的に推定できる。そこで、本研究でゲル線量計の白濁化の範囲と量を測定するための安価な光学 CT 装置を試作した。試作した光学 CT 装置は、試料を回転させる駆動系、試料を撮影するための光源とカメラ、これらを制御するシングルボードコンピュータなどで構成されている。本装置では、ゲルを封入した試料を 1.8 度刻みで回転させながら (200 枚) 撮影し、データを SD カードに保存する。さらに Filtered Back Projection 法を用いて撮影した画像から断層像を得ることができる。照射線量の異なる試料の断層像を比較したところ、線量による白濁化の量が異なることが確認できた。試作した装置は異なる大きさの試料にも対応させるために分解可能な構造である。しかしながら、試料の回転軸と撮影画像の中心との位置合わせがその都度必要になるなど問題点も見つかった。問題点はあるが、試作した光学 CT は比較的安価であり、ネットワーク経由で装置の制御及びデータの取得可能であるなど有益な装置が試作できたと考える。

### KEY WORDS

Optical CT, Polymer gel dosimeter, Three dimensional dose measurement, Radiation therapy, USB camera

### はじめに

がんは日本人の死因の上位にあり、その対策が急がれる。放射線治療はがん治療の 1 つであり、がん細胞に放射線を照射して、がん細胞を消滅させる (又は少なくする) 治療方法である。この治療では、放射線の照射角度や強度、コリメータなどの装置を制御し、がん細胞にできるだけ多くの放射線を照射し、正常組織にはできるだけ照射されないようにしている。治療効果 (品質) を高めるために、実際にどこにどの程度の放射線が照射されたかを確認することは極めて重要であるが、一部の例を除けば、この計測は X 線フィルムを使用した 2 次元計測が主流である。2 次元計測では奥行方向の情報が得られず、がん細胞が臓器の奥側に存在する場合、正しく奥側に照射されているか、誤って手前側に照射されているか判断できない。平面検出器を用いて 3 次元に再構成するものも存在するが、検出器列の間隔が大きい (分解能が低い) という欠点がある。そこで本研究では、3 次元の放射線線量の測定を目標とした装置の試作を行った。

具体的には、3 次元計測が可能なゲル線量計用の光 CT の試作が目的である。放射線を照射する前のゲル試料は透明であるが、放射線を照射すると放射線を吸収した部分が白濁化し、可視光は散乱しやすくなる。吸収線量が多いほど、より濃く白濁化する。白濁化の範囲と量が分かれば吸収線量を三次元的に推定できる<sup>1)</sup>。白濁化の範囲と量を確認するための手段として、X 線 CT 装置、MRI、光学 CT 装置がある<sup>2)</sup>。X 線 CT 装置は空間分解能は優れているが、コントラスト (照射部分と未照射部分の画像上での濃淡) が悪く二つの方法に劣る。MRI はコントラストが大きい、通常では空間分解能が悪く、測定に時間がかかるという欠点がある。光学 CT 装置はコントラストが大きく、空間分解能も CT より優れているという利点がある。海外では 3 次元計測が可能な光学 CT 装置もあるが、測定できる試料形状が限定されるなどの欠点がある<sup>3)</sup>。本研究では、これらの三次元評価の方法の中から光学 CT に着目し、装置の試作と性能評価を行った。なお本研究では、散乱光などの影響は無いも

金沢大学医薬保健研究域保健学系

\* 金沢大学医薬保健学域保健学類

のとし、白濁化によって光の透過量が減少するという関係を利用し、ゲルの白濁化の量を光の透過率により定量的に評価できると仮定した。以下に、試作した装置の仕様、機能や問題点などについて述べる。

## 試作した光学 CT 装置

### 1. 仕様

試作した光学 CT 装置の概要を、測定の概要、説明に用いる座標系とともに、図 1 に示す。また図 2 に試作した装置を示す。装置の主な仕様は次の通りである。A. 測定対象は、直径 2 cm 程度、長さ 10 cm 程度の円柱（ピン）状試料とする。B. 試料の撮影は、空気中又は水中で行えるようにする。C. 装置は分解可能とし、今後異なる大きさの試料も測定できるようにする。D. 試料はステップモータを用いて、1.8 度刻みで回転させる（一回転の撮影で 200 撮影する）。E. シングルボードコンピュータでカメラやモータなどを制御する。F. シングルボードコンピュータは得られた画像を保存し、保存された画像から断層像を再構成することができる。G. シングルボードコンピュータはネットワーク経由で制御可能とする。以上の仕様を満たし、安価に作製することを目標とした。

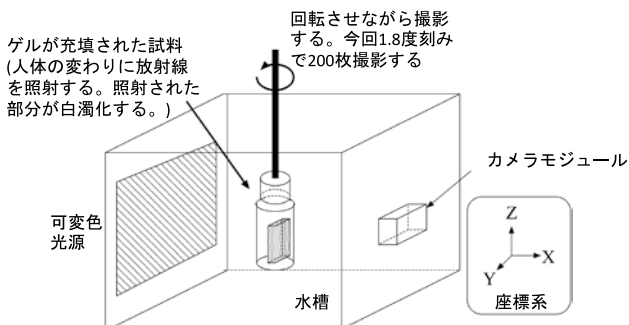


図 1 光学 CT 装置の概要

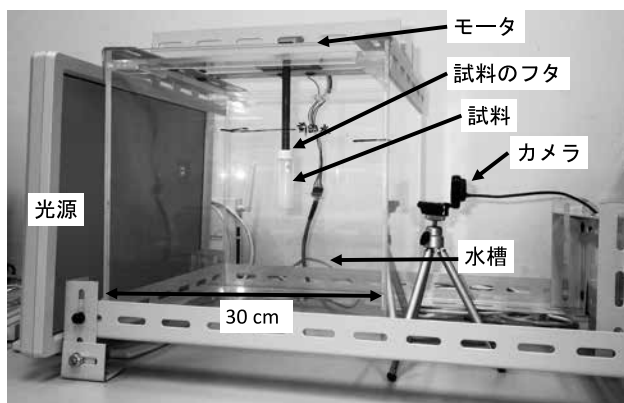


図 2 試作した装置（水槽の一辺は 30cm である）

### 2. 試料駆動部

今回は試作ということもあり比較的小さな試料を測定対象とした。断層像を得るためには試料を回転させながら撮影する必要がある。水中での撮影も考慮し、試料をモータ軸に直結して、つるすようにした。今回試料としてフタ付のピンを使用した。モータに取り付けた軸の先端に試料のフタを取り付けてあり、試料の交換が容易に行えるようにした。駆動用モータには、MERCURY MOTOR 製の ST-42BYG020 を使用した。制御が容易なユニポーラタイプのモータであり、静トルクは 1.6 kgf・cm である。基本ステップ角度は 1.8 度 ± 5% である。今回簡単のためにフルステップで駆動しており、1 回転（360 度）で 200 枚の撮影となる。1 回転（360 度、200 枚）の撮影で約 3 分程度かかる。1 ステップ毎に回転しながら撮影をおこなうが、1 ステップ（1.8 度）回転した後の振動（ぶれ）の影響を考え、1 ステップ回転後しばらく待ってから撮影を行っている（待ち時間を設けている）ため、撮影に 3 分程度の時間を必要とした。今回、リアルタイム処理はおこなっておらず（割り込み動作を禁止していない）、この待ち時間は厳密には一定ではないが、おおよそ 1 秒程度の待ち時間になるようにした。また試作ということもあり、各部の動作テストも兼ねている。そのため待ち時間を非常に長くしてある。この待ち時間を最適化（短縮）すれば、撮影時間の短縮は可能である。なおモータドライバは自作した。

### 3. 撮影部

試料の撮影には、Buffalo 製の USB カメラ BSW50KM02 を使用した。UVC (USB Video Class) 対応で、500 万画素の CMOS センサーを内蔵し、最大解像度は 2592 × 1944 ピクセルであるが、今回 640 × 480 ピクセル、8 ビット階調で撮影した。これはデータ量（保存するファイルの大きさ）を削減するためである。また本カメラはマニュアルフォーカスである。図 1、図 2 に示すようにカメラと試料間の水槽壁が存在する。自動フォーカスの場合、この水槽壁に焦点があう恐れがあったため、マニュアルフォーカスのカメラを使用した。本研究では、ゲイン調整と明るさのみを後述する手法で制御した。その他の例えば露光時間などは簡単のため自動調整のままにした。また今回使用したシングルボードコンピュータでは、他の UVC 対応カメラも利用できる。なお光源には、富士通製 17 インチモニター VL-176SE を利用した。通常のデスクトップコンピュータ用のモニターであり、光源色の変更可能である。モニターにノートパソコンを接続し光源色を制御している。具体的には、Microsoft 製パワーポイントのスライドショーを利用している。またこのモニターを使用す

ると図2に示すように、水槽の壁面のほぼ全面を照らすことができる。モニタを光源とすることでちらつきが心配されたが、ちらつきは認められなかった。

### 3. 制御部

制御用のシングルボードコンピュータには、イギリスのラズベリーパイ財団によって開発された、Raspberry Pi 2 Model B<sup>4)</sup>を使用した。本コンピュータはマイクロSDカードが利用でき、SDカードにOSやプログラム、取得したデータなどを保存する。OSはDebian (Raspbian) 8.0を使用した。モータ制御、撮影制御、断層像の再構成などのプログラムは、Debian 付属のGCC 4.9.2 (g++ 4.9.2) とOpenCV 3.0<sup>5)</sup>を使用し作成した。なお、カメラの感度などはv4l2ucp<sup>6)</sup>というアプリケーションで調整した。モータは本コンピュータにあるIO端子を使用して制御している。本コンピュータにはUSB端子が4個、ネットワーク用の端子、Display用端子も備え付けられている。そのため、本コンピュータのみでモータ駆動、撮影、画像の保存、断層像の再構成の全ての処理が可能である。さらにネットワークを経由したりリモート操作も可能である。撮影した画像もネットワーク経由で他のコンピュータに取り込むこともできる。そのため断層像を得るための再構成など時間がかかる処理は高性能な他のコンピュータ上で実施することも可能である。

## 結果

### 1. 撮影準備

撮影開始前に、図3の示すような画像が表示されるようなプログラムを作成した。これは図1の座標系のY-Z平面像に相当する。図3は実際の試料ではなく、説明用

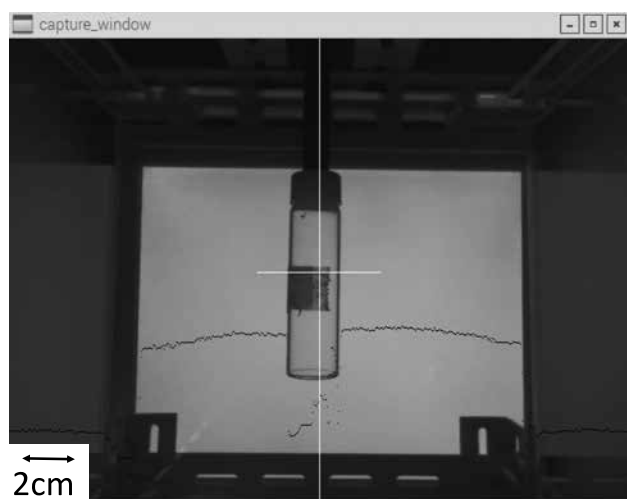


図3 撮影準備中の映像。説明のため、からのピンにテープをはってある。(ガラス瓶の直径は2cmである)

に空のびんにテープを貼った模擬試料である。撮影した画像から断層像を得るが、撮影した画像の中心とモータ回転軸の中心を一致させる必要がある。今回の試作機ではカメラ位置を調整し画像中心と回転中心を一致させる。そこで図3に示すような画面中央を表す白十字を表示させるようにした。また、黒の点線は白十字の横線上(画面中央の横一ライン上)のピクセル値を示している。黒の点線が画面の上に行くほどピクセル値が大きく、明るいことを示している。例えばテープを貼っている箇所は暗い(黒い)ため、点線が画面の下部にある。v4l2ucpを使用してカメラの感度を調整する時に、このピクセル値をみながら手で感度などを調整している。本研究では、カメラ感度と明るさのみ調整し他の項目は自動とした。

### 2. 撮影

本研究で撮影した試料の概要を以下に示す<sup>7)</sup>。ゲル試料(ポリマーゲル線量計)としてiPAGAT<sup>8)</sup>を使用した。作成後は冷蔵庫にて保管した。ゲル試料を作製した翌日に直線加速器(Elekta, Elekta Synergy)で10 MVのX線を、500 MU/minの線量率で0~1000MUの範囲で均一照射した。照射野は15 cm四方である。水中5 cmの深さに試料を設置して照射した。照射後は光CTで撮影するまでの間、冷蔵庫にて保管した。その他の撮影条件などは参考文献<sup>7)</sup>を参照されたい。

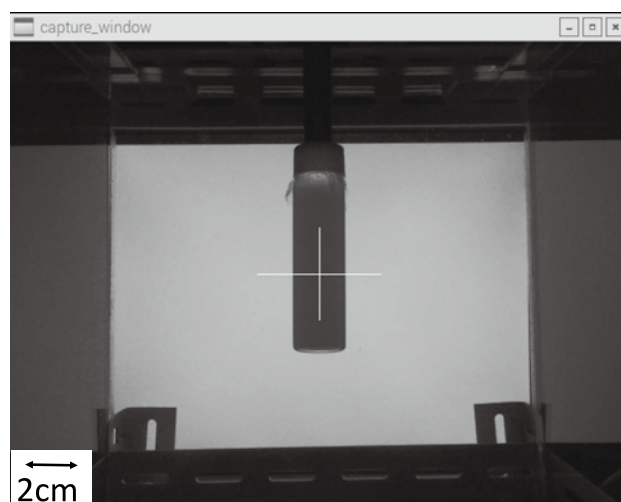


図4 撮影中の映像(ガラス瓶の直径は2cmである)

試料を回転させながら撮影している様子を図4に示す。OpenCVのライブラリを利用して、USBカメラで撮影した画像(640×480ピクセル、8ビット階調)を取得している。画像はPGM形式で保存する。一度の撮影(360度分)で200枚の画像が得られ、合計60 Mbyte程度のデータがSDカードに書き込まれる。

### 3. 断層像の作成

断層像を得るための再構成法として、Filtered Back Projection 法を使用し<sup>9)</sup>、高域強調フィルタとして Shepp-Logan フィルタを用いた。撮影した 200 枚の画像から得た断層像を図 5 に示す。処理時間を短縮するために断層像の大きさは 400 × 400 ピクセルとした。また断層像作成時に、サイノグラムも得るようにした。得られたサイノグラム（横が 200 ピクセル、縦が 400 ピクセル）を図 6 に示す。図 6 は図 3、4 の横線部分のサイノグラムを示す。図 6 の横軸が角度（1.8 度毎に 200 枚の撮影）で、縦軸が図 3、4 の横線部分のピクセル値を示している。Raspberry Pi 2Model B を用いると 1 分ほどで断層像とサイノグラムが得られる。図 5 でも画面中央の横一ラインのピクセル値が黒の点線で表示されている（表示させないこともできる）。

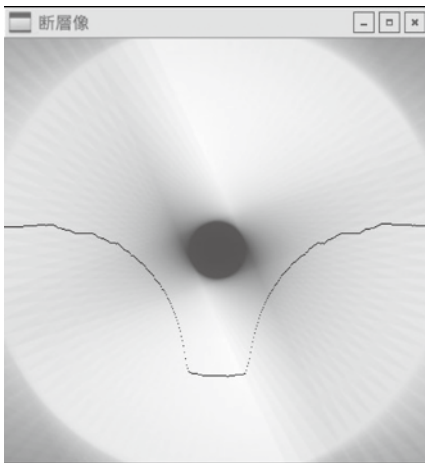


図 5 断層像



図 6 サイノグラム

### 考察

試作した光 CT の材料費は 25000 円程度と安価で作製できた。図 2 に示すように水槽、モータなどは L 角度で固定されており、これが安価に作製できた理由の一つでもある。さらに L 角度の使用により、各部の取り外し（交換）も容易となったため、異なる形状（大きさ）の試料への対応も容易である。今回、ガラス瓶にゲルを充填しているが、ガラス部分の影響（ガラスの屈折率の影響）により正しい断層像が得られない可能性があった<sup>10)</sup>。この影響を低減するために、水槽に油や水で満たした測定も検討している。そのため L 角度を使用し、水槽が取り外しやすい構造とした。しかしながら前述のとおり、モータの回転軸と撮影画像の中心軸がずれると正しい画像が得られない。そのため、試料交換毎に回転軸と撮影画像の中心軸の調整が必要なことは欠点の一つである。今回、カメラとモータ固定具との位置を手動で調整し回転中心軸と撮影画面の中心を一致させているが、手動での細かな調整は困難であった。そこで撮影後に使用する再構成プログラムで、1 ピクセル単位で擬似的に調整できるようにした。これにより断層像を作成する段階で微調整は可能ではある。今後は、モータとカメラの位置を固定する方法や、断層像作製時に回転軸と画像中心を自動的に一致させるようなアルゴリズムの開発が必要である。

なお前述の通り、断層像は Raspberry Pi 2Model B を用いると 1 分ほどで得られる。これをノート型パーソナルコンピュータ（東芝製、dynabook R73、CPU:Core i3-4100M, 2.5GHz）を用いると、25 秒程度でおこなえた。ただし、プログラムは OpenCV 2.4 を用いて Visual Studio 2013 でコンパイルした結果である。多数の試料を測定する場合にはより高速なコンピュータを使用したほうがもちろん時間の短縮につながるが、測定する試料の数が少ない場合は、撮影したデータを別のコンピュータにコピーするなどの手間を考えると、ワンボードマイコンである Raspberry Pi 2Model B で撮影から再構成までの作業をすべて行ったほうが早いと思われる。

MU 値と得られた断層画像の中央のピクセル値の関係を図 7 に示す。図 7 は水槽を水道水で満たし、光源色として黄色を使用した場合の結果である（光源としてモニターを使用したため、実際は赤色光と緑色光の合成光の結果となる）。ピクセル値が大きいほど、画素は明るい。図 7 より照射線量の増加に伴いピクセル値が減少していることがわかる。本研究では、カメラの設定など撮影条件の設定、散乱線の影響を考慮していない点など克服すべき課題があるため、すぐに定量評価はできない。しかしながら、得られた結果より、断層像のピクセル値から



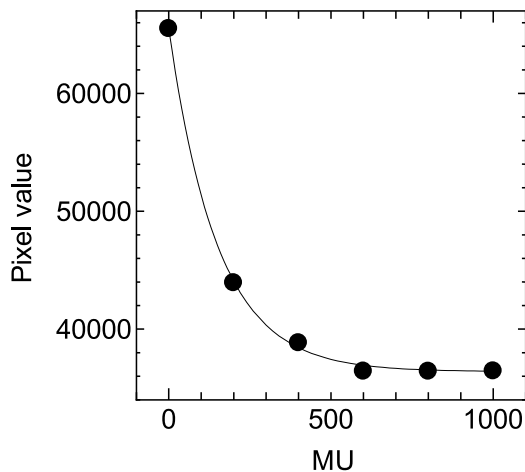


図7 ピクセル値と MU 値の関係

照射線量の定量評価がおこなえる可能性は得られたと考えている。また、測定器として使用する場合、図7に示す、ピクセル値と MU 値の関係が飽和せず、できるだけ広い範囲で相関があるほうが良い。今回、光源強度、カメラ感度、光源と試料との距離などの最適化はおこなっていない。これらの点の最適化やゲル試料の組成の再検討などをおこなうことで、図7の関係は飽和せず、より大きな MU 値まで相関をもつようにできると思われる。

本研究では、可視光の透過量を測定し、断層像を得ている。実際は試料（ガラス瓶との境界部分）や白濁化した部分の内部などで、光の散乱が発生する可能性がある。この散乱は、画像上ではアーチファクトの原因であり、照射線量を推定する上では誤差の原因となる。今後は、撮影時の光源色、試料を入れる容器の材質の検討（主に光の屈折率の検討）、水槽中に入れる水溶液の種類（主に光の屈折率や散乱の検討）や散乱する光の除去フィル

タの検討などを通して、これらの点についても改良を加える必要がある。

また3次元的な評価を行うには、図3、4の横線1ライン分だけでなく全体の断層像が必要である。本研究で開発したプログラムでは、時間をかければ全体の断層像を作成することができ、3次元的な情報は得られる。しかしながら中心から離れるほどアーチファクトが発生する恐れがある。このアーチファクトに関する影響は評価（考慮）しておらず、今後の課題である。

#### まとめ

放射線の照射量を3次元的に測定するゲル線量計用の光CTの試作を行った。25000円程度の費用で作成した本装置を使用すると、試料を1.8度刻みで回転させながら200枚撮影し、撮影した画像から断層像を得るまでの一連の測定が実行できる。ゲル線量計は、放射線を吸収した部分が白濁化する性質を持っており、吸収線量が多いほど、より濃く白濁化する。実際に得られた断層像も照射線量に従って画素値が減少した。試料交換時に、カメラの位置調整が必要な点、カメラの感度調整が不十分などの課題もあるが、安価に3次元的な照射線量の推定が可能な装置が開発できた。

#### 謝辞

試作機の作成に際し、ご指導ご助言頂きました金沢大学准教授の岡本博之先生、試作機の改良にご協力頂いた金沢大学医薬保健学域保健学類放射線技術科学専攻卒業論文、18:166-170, 2017。

またこの研究の一部は、科研費 基盤研究 (C) (26460724) による助成を受けている。

#### 引用文献

- 1) 林慎一郎:3Dゲル線量計入門(2016)、第5回ゲル線量計研究会要旨集、第1部1番目2016。
- 2) Oldham M, Siewerdsen J.H, Kumar S, Wong J and Jaffray DA : Optical-CT Gel-Dosimetry I : Basic Investigations, Med. Phys. 30:623-634 2003.
- 3) 日本バイナリー株式会社 web サイト、<http://www.nihonbinary.co.jp/Products/Medical/Radiotherapy/BangGel/index.html>
- 4) ラズベリーパイ財団 web サイト、<https://www.raspberrypi.org/>
- 5) OpenCV web サイト、<http://opencv.org/>
- 6) v4l2ucp web サイト、<http://v4l2ucp.sourceforge.net/>
- 7) 石原翔太:ゼラチンの種類がポリマーゲル線量計の特性に与える影響の評価、第18回(2016年度)金沢大学医薬保健学域保健学類放射線技術科学専攻卒業論文、18:166-170, 2017。
- 8) Hayashi S, et al : Effect of inorganic salt on the dose sensitivity of polymer gel dosimeter, Radiat. Phys. Chem. 81 (7) 884-888, 2012.
- 9) 市川勝弘:CT super basic、オーム社、p. 20、2015。
- 10) 和田 拓也:光学CTを用いたポリマーゲル線量計の撮影条件の検討、第18回(2016年度)金沢大学医薬保健学域保健学類放射線技術科学専攻卒業論文、18:171-176, 2017。

## Optical CT for polymer gel dosimetry: three-dimensional measurement of absorbed dose using a polymer gel dosimeter

Kazuya Nakayama , Takenori Kobayashi\* , Takuya Wada\* , Akihiro Takemura

### Abstract

We have fabricated and evaluated a prototype optical CT for a polymer gel dosimeter that measures the amount of irradiation of radiation in three dimensions. The unirradiated gel was virtually transparent, but became increasingly opaque (milky white) with irradiation dose as the number density of scattering microparticles increased. The absorbed dose could be estimated in three dimensions by quantifying the opaque region. Here, we discuss basic characterization and performance studies of the prototype optical CT scanning system for polymer gel dosimetry. The prototype optical CT consists of a drive system that rotates the gel sample, a USB camera, and a single-board computer that controls these devices. The gel sample is rotated  $1.8^\circ$  per step. The single-board computer takes a picture (projection image) of the sample at every step using the USB camera. A micro-SD card can record all projection images. Tomographic images (2D maps of optical attenuation coefficients) can be obtained from the projection images using the filtered back projection. It was confirmed that the pixel value of the tomographic image depends on quantity of radiation. Each part of the prototype optical CT can be removed to measure samples of various sizes. However, adjustment of the sample and the USB camera position are important problems to be resolved in future studies.