

ゲル線量計用光 CT 装置の特性 —歪みとその補正、解像度特性—

中山 和也¹⁾、大原 諒太²⁾、寺田 香織²⁾、松田 哲也²⁾、和田 拓也³⁾、武村 哲浩¹⁾

要 旨

放射線の照射量を 3 次元的に測定することを目指し、ゲル線量計用の光学 CT 装置の開発を行っている。本研究では、性能評価の 1 つである MTF を調べた。また試料を水中で測定することも検討されているが、水中での測定では像が拡大し歪むことがわかった。このため、最初にこの影響と補正方法について検討をおこなった。その結果、水中での測定では拡大率は画像の中心で 130% であった。歪み率は画像中心から 5 cm の場所で 15% であった。この歪みは、OpenCV を用いて補正することが可能である。OpenCV は様々な画像処理が含まれたライブラリであり、オープンソースである。この OpenCV を用いた補正後は画像中心から 5 cm の場所では歪み率が 5% 以下に改善された。MTF の測定にはワイヤ法（直径 0.26mm）を用いて測定を行ったところ、水中で測定したほうが、良い MTF を得られることがわかった。これは試料が拡大されて撮影されるからである。

KEY WORDS

Resolution, Distortion, Optical CT, Gel dosimeter

はじめに

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、治療効果を高めるため、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する。放射線治療は、約一ヶ月の期間で数十回の照射が行われる場合が多い。この照射（治療）時に、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（品質管理、品質保証の点で）重要である。

ゲル線量計とは、放射線感受性物質を含む水溶液をゼラチンなどのゲル化材で固化した化学線量計の一種である¹⁾。ゲル線量計にもいくつか種類がある。例えば、ポリマーゲル線量計は、放射線の照射により透明な試料が白濁化する。一方、色素ゲル線量計の場合は、色が濃くなる。ゲル線量計は、この白濁化の場所と量や色素の濃度変化を読み取ることで、照射された放射線の

量を測定している。読み取りには光学 CT（Computed Tomography）装置などが用いられるが、市販品は高額で種類が少ないだけでなく、試料を設置するチャンバーの大きさによる制約のため試料の大きさ（直径 15 cm、長さ 12 cm）が限られている²⁾。そこで我々は安価で大きさの異なる試料にも対応しやすい光学 CT を開発している³⁾。

ゲル試料を光学 CT 装置で測定する場合、空気中ではなく水中において測定することも検討されている⁴⁾。ところが実験中に、水中での撮影では画像が拡大し、歪むことがわかった。そのため、この影響と歪みの改善方法について最初に検討した。次に MTF（modulation transfer function）を測定した。空気中での撮影と水中で撮影の両方で MTF を測定し、その違いを調べた。本論文では、これらの測定方法、実験結果などについて述べる。

1) 金沢大学医薬保健研究域保健学系

2) 金沢大学医薬保健学域保健学類

3) 金沢大学大学院医薬保健総合研究科保健学専攻

実験方法

1. 光学 CT 装置の概略

本研究で取り扱うゲル試料は、直径 2 cm、長さ 7 cm のガラス瓶中に封入したものを使用した。開発中の光学 CT 装置の概略を図 1 に、写真を図 2 に示す³⁾。また、表 1 に光学 CT 装置の概要を示す。なお、カメラの感度調整には v412ucp というソフトウェアを使用し、画像再構成は、ImageJ (ver.1.50i) でサイノグラムを作製後、Octave (ver.4.2.1) で逆ラドン変換を用いておこなった。

表 1. 光学 CT 装置の主要部品

機構	規格 (メーカー名、型番)	備考
光源	富士通製モニター VL-1765E	画面サイズ: 17型 (対角43cm) 表示色最大: 1677万色、輝度: 250 cd/m ²
モータ	MERCURY MOTOR製 ST-42BYH1004-5013	基本ステップ角: 0.9度±5%
カメラ	Buffalo製 BSW50KM02	500万画素
制御コンピュータ	ラズベリーパイ財団製 Raspberry Pi 2 Model B	
水槽	30cm×30cm×30cm	アクリル製

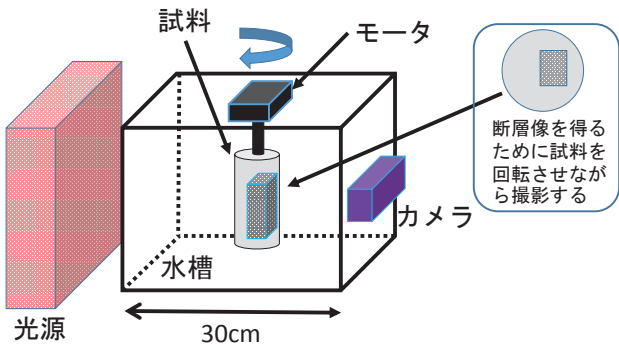


図 1. 開発した光学 CT 装置の概要

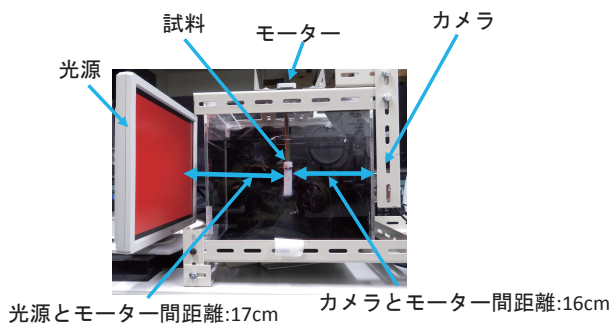
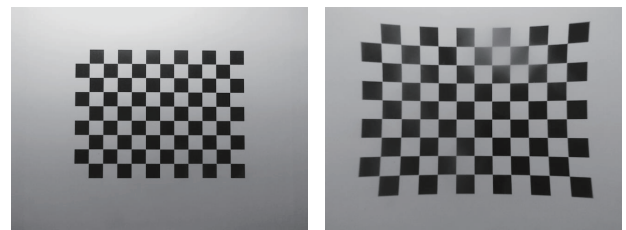


図 2. 開発した光学 CT 装置の写真

ノートパソコンからネットワークを経由し、遠隔で制御用コンピュータ (Raspberry Pi 2 Model B) を制御している。画像は大きさが 640 × 480 ピクセル、8 ビット階調の白黒画像とし、pgm 形式で保存する。本装置の材料費は 25000 円程度である。その他の仕様は参考文献 3) を参考していただきたい。モータと再構成プログラム以外は文献 3) と本研究の装置は同じである。

2. 画像の拡大と歪みの特性

前述の通り、試料を水中で測定 (撮影) することも検討されている⁴⁾。1 辺が 9 mm のチェスボードを空気中と水中で撮影した結果を図 3 に示す。このように水中で撮影すると空気中での撮影と比較して、試料が大きく見え、また周辺部分では画像が歪んでいることがわかった。そこで、図 4 に示す網目状の測定パターンを空気中と水中で撮影し、拡大率と歪み率を測定した。拡大率、歪み率とも図 4 の x、y 軸上 (図中の赤点線上) で測定した。図 4 の 1 つのマスの目は 5 mm の正方形である。図 4 に示す測定パターンを図 1、2 の試料位置に設置して測定を行った。撮影後の画像を ImageJ で読み込み、1 マスあたりのピクセル値を調べた。空気中で撮影した場合は、画像の中央や周辺部分といった場所に関係なく、1 マスは 15 ピクセルであった。水中で撮影した場合は、画像の中央付近では、1 マスは 20 ピクセルであったが、周辺部分に行くほど 1 マスあたりのピクセル値は大きくなった。



(a)空気中での撮影 (b)水中での撮影

図 3. 空気中での撮影と水中での撮影例

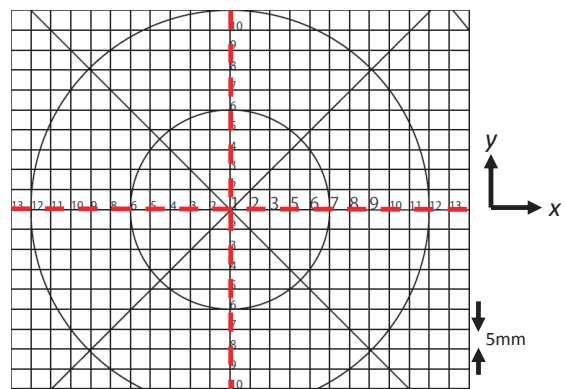


図 4. 拡大率、ひずみ率の測定に使用したパターン

そこで、拡大率は空気中での値を基準とし、水中撮影の場合どの程度マス目が拡大されるかを式 (1) より求めた。

$$\text{拡大率} = \frac{\text{水中での 1 マスあたりのピクセル値}}{\text{空気中での 1 マスあたりのピクセル値}} \times 100 (\%) \quad (1)$$

歪み率は、水中撮影の中央（原点）の値を基準とし、中央から離れるにしたがってどの程度マス目が拡大されて写っているかを式（2）より求めた。

$$\text{歪み率} = \frac{\text{各点の1マスあたりのピクセル値} \cdot \text{中心の1マスあたりのピクセル値}}{\text{中心の1マスあたりのピクセル値}} \times 100 (\%) \quad (2)$$

なお、測定範囲は、 x 方向が ± 13 マス（中心から ± 6.5 cm）、 y 方向が ± 10 マス（中心から ± 5 cm）とした。

3. 解像度特性 (MTF)

参考文献 5) を参考にワイヤ法と呼ばれる方法を用いて MTF の測定を行った。ただし光学 CT 装置特有の問題があったため、参考文献 5) を、本光学 CT 装置用に改良して測定、評価を行った。以下に、具体的な実験方法及び MTF の計算方法について述べる。

直径 0.26 mm の金属ワイヤを回転中心にぶら下げて測定を行った。0.9 度刻みで、400 枚、360 度撮影した。光源色は白色とし、空気中と水中それぞれで測定を行った。400 枚の投影データをもとに ImageJ でサイノグラムを作製し、Octave を用いてサイノグラムを逆ラドン変換して断層像を得た。得られた断層像からワイヤ付近のプロファイルを調べた。プロファイルの測定には ImageJ を用いた。図 5 (a) に示すように、ワイヤを中心に x 方向に 32 ピクセル、 y 方向に 5 ピクセルの領域（黄色の長方形で囲った領域）のプロファイルを調べた（図 5 (b)）。光学 CT 装置の場合、背景が明るくワイヤが黒くなるため、図 5 (b) に示すように大きな直流成分が含まれている。そこで、図 5 (b) の $x=0$ のピクセル値（背景のピクセル値）を引き、 y 方向にシフトさせた（図 5 (c)）。さらに -1 を乗じ（図 5 (d)）、ハン窓（ハニング

窓）を乗じた（図 5 (e)）。図 5 (e) に示すプロファイルデータを Microsoft Excel 2016 を用いてフーリエ変換し、MTF を求めた。参考文献 5) では、直径 50 mm の樹脂製円筒容器の内部に水を満たし、0.2 mm 径のワイヤを張ったものを使用している。光学 CT 装置の場合は、空気と樹脂の屈折率の違いにより像が歪む恐れがあったため、おもりでぶら下げることにした。

実験結果

1. 画像の拡大と歪みの特性

水中撮影時の拡大率を図 6 に示す。 x 、 y 方向ともに中心から ± 4 マス（ ± 2 cm）の範囲では拡大率が 130% 程度であった。 ± 4 マスより周辺部分（外側）では徐々に拡大率が大きくなり、中心から 10 マス（5 cm）離れたと x 、 y 方向ともに拡大率が 150% であった。

次に図 7 に歪みの測定結果を示す。図 6 で示したよ

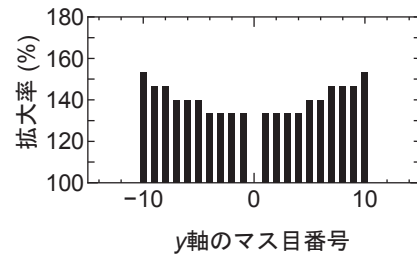
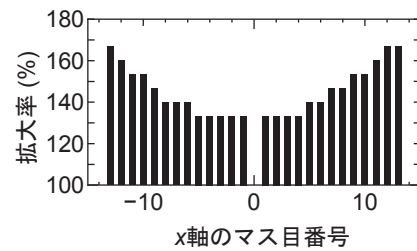


図 6. 拡大率

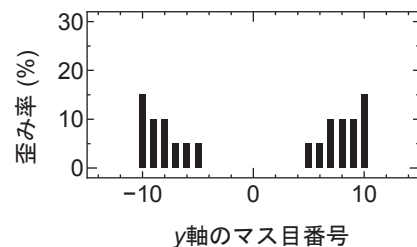
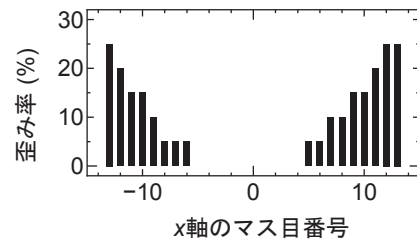


図 7. 歪み率

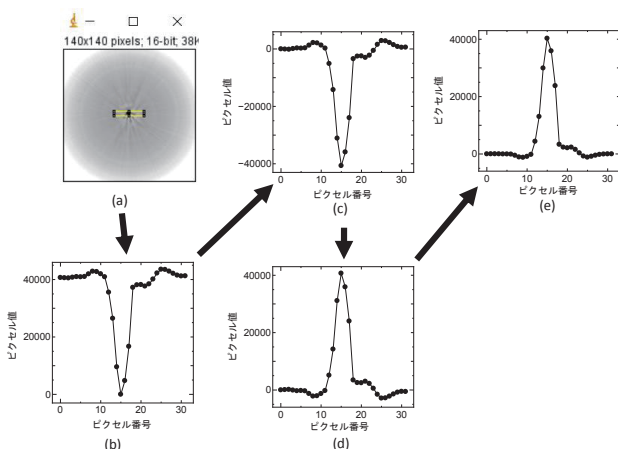


図 5. 光学 CT 装置の MTF を求める手順。(a) 断層像、(b) (a) の黄色で囲んだ部分のプロファイル、(c) (b) のプロファイルから横軸が 0 の点のピクセル値を減じたプロファイル、(d) (c) を反転させたプロファイル、(e) (d) にハン窓を乗じたプロファイル。

うに水中撮影では中心と周辺部では拡大率が異なるため、周辺部分で歪んでしまう。x、y方向とも中心から±4マス(±2 cm)の範囲で歪みは観測されなかったが、これ以上外側になると歪みが観測された。例えば中心から10マス(5 cm)離れると15%歪んでいることがわかった。なおx方向とy方向で若干異なる値になったが、拡大率の結果と同様に、読み取り誤差が主要因であると思われる。

2. 解像度特性 (MTF)

図8にMTFを示す。実線(黒色、丸)が空気中での測定、点線(橙色、四角)が水中での測定結果である。水中での測定では歪みの影響がないように、歪みが観測されなかった部分の断層像を使用してMTFを求めた。図8からわかるように、水中での測定結果が若干良い結果が得られた。これは水中では空気中よりも拡大されて撮影されるためだと考えている。

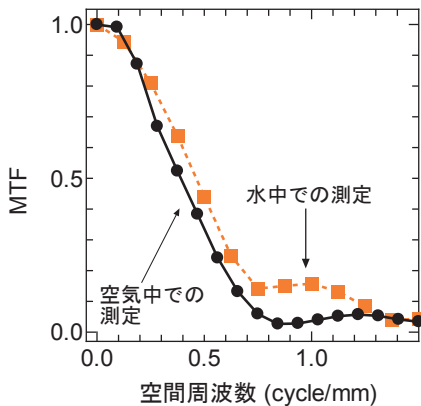


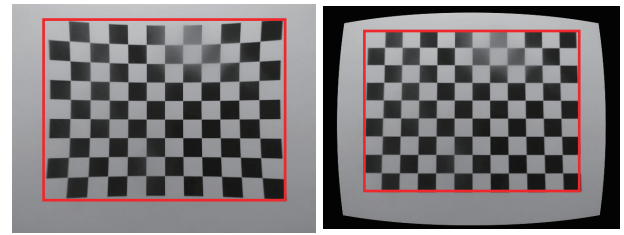
図 8. MTF

考察

1. 画像の拡大と歪みの特性

拡大率の変化はx、y方向で若干異なる。例えば中心から9マス目では、空気中での撮影ではx、y方向ともに15(ピクセル/マス)であるが、水中での撮影では、x方向が23(ピクセル/マス)、y方向は22(ピクセル/マス)であった。この違いは読み取り誤差が主要因であると思われる。光学CT装置の場合、画像の画質(特に解像度)はカメラのフォーカス調整が非常に重要である。本研究で使用したカメラのフォーカス調整の精度が悪く、これが主要因と考えている。

歪み率もx方向とy方向で若干異なる値になったが、拡大率の結果と同様に、読み取り誤差が主要因であると思われる。画像の歪みは3次元線量計として問題であるため、OpenCV(ver. 2.4.11)⁶⁾を用いてこの歪みの改善を試みた。OpenCVとは様々な画像処理、画像解析機能を集めたライブラリであり、C++やpythonなどの



(a) 補正前 (b) 補正後

図 9. 歪みがある画像と歪みを補正した結果

言語で使用可能である。歪んだ画像を補正するライブラリ(カメラキャリブレーション)⁷⁾も含まれている。本研究では、Visual studio 2013(Microsoft社製)を使用し、OpenCVのサンプルコード⁷⁾を用いて補正効果を調べた。歪み補正前後の画像を図9(a)、(b)にそれぞれ示す。本研究では、図9に示すように9×12個、1マス9.0mmのチェスボードパターンを撮影した画像10枚をもとに補正を行った。OpenCVのカメラキャリブレーションライブラリは、このチェスボードパターンのコーナーを検出し、その結果から歪みなどに関する係数を求めて補正を行っている。詳細は、参考文献7-8)を参照していただきたい。図9中の赤枠はわかりやすいように後から追加したものである。図9を見てわかるように、歪みが改善されたことがわかる。次に図4に示す網目状の測定パターンを用いて歪み率を測定した。図7が補正前で、図10が補正後の歪み率であり、補正により歪みが改善されたことがわかる。補正後はx方向では観測範囲の下限-13マス(-6.5 cm)から+10マス(+5 cm)の23マス(11.5 cm)の範囲、y方向では-7マス(-3.5 cm)から観測範囲の上限+10マス(+5 cm)の17マス(8.5 cm)の範囲では歪みが観測されなかった。また観測された歪み率は5%である。歪みの無い部分が1マスあたり20ピク

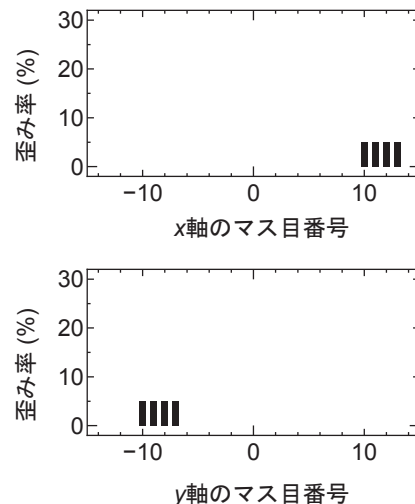


図 10. 歪み補正後の歪み率

セルである。補正後に歪みが観測された場所は、1マスあたり21ピクセルの値であった。フォーカスの調整精度がよくなかった（画像がボケている）こともあり、読み取り誤差も含まれている。そのため詳細な補正効果を調べるには、フォーカス調整が容易で精度が高いカメラ（レンズ）を使用して測定を行う必要がある。本研究では図2に示す、光源、試料、カメラの幾何学的な位置関係は変えていない。この位置関係を可変して歪み率の関係も今後調べる必要があると考えている。また図10を見ると上部の左右の端では歪みがまだ見られる。そのため、装置の幾何学的な配置、OpenCVの補正で使用する画像の種類や枚数、OpenCV以外の補正方法も今後検討したいと考えている。

2. 解像度特性 (MTF)

前述の通り、図8より水中測定時のMTFの値が若干良い結果が得られた。これ以外の特長として、水中での測定時に、0.7から1.2 cycles/mm付近でわずかにMTFが増加していることがわかる。得られた断層像を確認すると、ワイヤ（画像では黒くなる）近傍の背景の一部が他よりも明るく（白く）なっており、コントラストの急激な変化が一部の領域で観測されていた。そのため高周波領域で若干大きな値を示した。理由は不明であり今後の課題である。

本研究では、直径0.26 mmのワイヤを使用した。図4の1マス（1辺5 mm）は、空気中の撮影では15ピクセルであり、水中での撮影では20ピクセルであった。これより、カメラの解像度は、空気中の撮影で0.33 mm/pixel、水中撮影で0.25 mm/pixelと見積もることができる。そのため直径0.26 mmのワイヤは1から2ピクセルで撮影されるはずだが、サイノグラムを見ると、像がボケて3ピクセル程度に写っている箇所もあった。本研究で使用したカメラは5Mピクセルであるが、広角タイプでレンズが交換不可能でありカメラの解像度を活かしてきれていない。フォーカス調整の操作性も良くなく、フォーカスが甘くなりがちであった。単に高解像度なカメラが重要なのではなく、撮像範囲（視野角）を最適化でき、フォーカス調整が容易なカメラ（やレンズ）が重要である。これまで報告されている光学CT装置のMTFは、ビーム上の光源と受光器としてフォトダイオードを用いた装置⁹⁾や、CCDカメラを用いた装置に対する報告¹⁰⁻¹¹⁾があり、いずれも高性能（高額）な検出器を使用している。本研究で開発している装置は、安価な機材を使用していることもあり、参考文献9-11)よりもMTF特性は悪い。再構成手法が異なり直接の比較はできないが、これもカメラのフォーカスが最も大きな原因と考えている。例えば、参考文献11)では、2MピクセルのCCD

カメラが使用されている。本研究では5Mピクセルのカメラであるが、レンズが広角でフォーカス調整の精度も悪いため、MTFも悪かったと思われる。この点からもカメラ本体の性能も重要であるがレンズの性能も重要だと考えている。高解像度の測定は好ましいのだが、得られるデータ量が増加するという問題がある。測定と後処理の都合もあり、現在一度の測定で、500Mバイト程度のデータが得られる。今後はこのデータ量の削減を検討する必要がある。

フォーカス以外にも注意すべき点がある。1点目は得られる投影像の背景が明るく、ワイヤが暗く撮影されることである。背景が明るくワイヤが暗いため、図5(b)に示すように、ベースラインが大きな値（背景のピクセル値が大きな値）を示すことである。図5(b)をそのままフーリエ変換すると、大きな直流成分が観測されるため、測定対象であるワイヤに由来する成分の観測が困難になってしまう。そこで、ベースラインを0にする必要がある。図5(a)に示すように、背景とワイヤとのコントラストが良好な場合は、背景の輝度も均一であるので、図5(c)のような背景部分のピクセル値を減ずれば良い。本研究ではプロファイルの作製に使用した図5(a)の黄色の枠の一番左端のピクセルの値（背景のピクセル値）を減じた。さらにハン窓を使用することで境界（周期的境界条件）が滑らかになるように処理した。2点目は背景とワイヤのコントラストである。図11は光源色を赤色にした場合の水中での測定結果である。この場合、光源の輝度が低く背景とワイヤとのコントラストが良好ではなかった。図11(a)が断層像、図11(b)が図5(b)に相当するプロファイルである。図11(c)は図5(e)

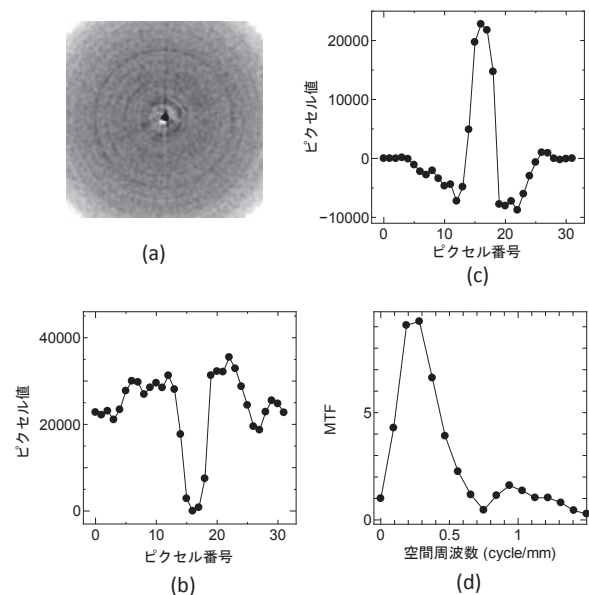


図11. 背景とワイヤのコントラストが悪い場合のMTF

に相当するプロファイルで、図 11 (b) のプロファイルから背景のピクセル値を減じた後、-1 を乗じて反転させ、さらにハン窓を乗じたプロファイルである。図 11 (c) の MTF が図 11 (d) である。このように背景とワイヤとのコントラストが良好でない場合は、図 11 (d) に示すようにワイヤ由来の成分以外が観測され、MTF の評価が困難になる。また光学 CT 装置の場合、屈折率の違い、例えば水中での測定では、空気と水の屈折率の違いからモアレが発生することがある。モアレが発生すると背景の輝度 (ピクセル値) がより不均一になるため、さらに MTF の測定が困難であった。そのため本研究ではモアレが発生しない条件で測定を行った。光源色はゲルの組成によって変更した方が良い場合もある。また試料が大きい場合、水槽も大きくなり、特に水中測定では (光源色にもよるが) 光源の輝度が不足する恐れがある。光源輝度が不足すると背景の輝度の均一性も悪くなることが予想され、正確な測定に支障が出る恐れがある。そのため光源の輝度、水槽の大きさ、光源と試料とカメラの距離も重要であると考えている。

なお、本研究では画像の歪みやその補正効果の影響を防ぐため、歪みが観測されなかった画像の中心 (回転中心) 部分で MTF を求めた。画像の中心以外では、解像度の低下など異なる結果が得られることも予想される。

この点については今後の課題である。

まとめ

放射線の 3 次元的な線量分布を調べるため、ゲル線量計用の光学 CT 装置を開発している。ゲル試料を水中に設置して測定することが検討されているが、この時、試料が拡大され、また歪んで撮影されることがわかった。そこでこの拡大率と歪み率を測定したところ、画像中心では、拡大率は 130% であった。歪み率は画像中心から 5 cm 離れた場所で 15% であった。この歪みを改善するために、OpenCV を用いたところ、画像中心から 5 cm 離れた場所の歪み率が 5% 以下に低減できた。

また性能評価として、MTF を測定した。試料を水中に設置して測定した場合、空気中と比べて、若干良い MTF が得られた。これは水中では試料が拡大されて撮影されるためだと考えている。

謝辞

本装置の開発に際してご協力頂いた、小林長功氏、測定にご協力頂きました岡本博之先生に感謝いたします。

またこの研究の一部は、科研費 基盤研究 (C)(18K12101) による助成を受けている。

参考文献

- 1) 林 慎一郎：放射線治療のための 3 次元ゲル線量計の開発と臨床応用, RADIOISOTOPES, 66:595-600, 2017
- 2) Optical CT scanner Vista Web サイト, <https://modusqa.com/optical-ct/vista>
- 3) 中山 和也, 小林 長功, 和田 拓也, 他：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 -, Journal of wellness and health care 42:137-142, 2017
- 4) 和田 拓也, 武村 哲浩, 中山 和也, 他：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 5 回 3 次元ゲル線量計研究会要旨集, 29-30, 2016.
- 5) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 他：CT における金属ワイヤによる MTF の測定法, 日本放射線技術学会雑誌, 64:672-680, 2008
- 6) OpenCV Web サイト, <https://opencv.org/>
- 7) OpenCV を用いたカメラキャリブレーションサンプルコード Web サイト, http://opencv.jp/sample/camera_calibration.html
- 8) OpenCV v2.1 ドキュメント (カメラキャリブレーションと 3 次元再構成) Web サイト, http://opencv.jp/opencv-2.1/cpp/camera_calibration_and_3d_reconstruction.html
- 9) Oldham M, Siewerdsen J, Kumar S, et al : Optical-CT gel-dosimetry I: Basic investigations. Medical Physics 30 : 623-634, 2003
- 10) Chen L, McGinty J, Taylor H, et al : Incorporation of an experimentally determined MTF for spatial frequency filtering and deconvolution during optical projection tomography reconstruction. Optics Express 20 : 7323-7337, 2012
- 11) Huang W, Chen C, Hung C, et al : Implementation of a parallel-beam optical-CT apparatus for three-dimensional radiation dosimetry using a high-resolution CCD camera. Nuclear Instruments and methods in Physics Research A 784 : 590-596, 2015

Characteristics of optical CT for gel dosimeters - distortion and its calibration and resolution -

Kazuya Nakayama¹⁾, Ryouta Ohara²⁾, Kaori Terada²⁾, Tetsuya Matsuda²⁾,
Takuya Wada³⁾, and Akihiro Takemura¹⁾

Abstract

We have developed and evaluated a prototype optical computed tomography (CT) for polymer gel dosimetry that measures the amount of irradiation in three dimensions. We investigated the modulation transfer function (MTF) to evaluate performance. The sample was placed underwater and measured. The image of the sample underwater was shown to be distorted. First, we studied the influence of this distortion and developed a calibration method. The magnification power was 130% at the center of the image when the sample was underwater. The image distortion was 15% at a point 5 cm from the center of the image. We corrected for this distortion using OpenCV, an open source computer vision and machine learning software library. After calibration using OpenCV, the rate of distortion improved and became $\leq 5\%$ at the point 5 cm from the center of the image. Next, we measured MTF of the prototype optical CT using a wire 0.26 mm in diameter. The results indicated that MTF became more visible when the sample was placed underwater, because the sample looked larger.