近赤外光 CT に関する基礎的検討 ーディジタルー眼レフカメラを用いた実験装置の開発ー

大澤 慎也[†],村田 千佳^{††},橋本 二三生^{††},寺本 篤司[†],藤田 広志^{†††}

[↑]藤田保健衛生大学医療科学部 〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98
 ^{↑†}藤田保健衛生大学大学院保健学研究科 〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98
 ^{↑††}岐阜大学大学院医学系研究科 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸1番地1
 (2015年2月16日受付,2015年4月29日最終受付)

Basic study on the near-infrared light computed tomography – Development of the experimental system using a digital single-lens reflex camera –

Shinya OSAWA[†], Chika MURATA^{††}, Fumio HASHIMOTO^{††}, Atsushi TERAMOTO[†], and Hiroshi FUJITA^{†††}

[†]School of Health Sciences, Fujita Health University,
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan
^{††}Graduate school of Health Sciences, Fujita Health University,
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan
^{†††}Graduate school of Medicine, Gifu University,
1-1 Yanagido, Gifu, Gifu 501-1194, Japan
(Received on February 16, 2015. In final form on April 29, 2015)

Abstract : An optical computed tomography (optical CT) is an imaging device that acquires a tomographic image by using visible light or near infrared light. In our previous study, optical CT using visible light was developed. However, the developed system was applicable to a transparent or small object. In this study, we focused on near–infrared light, and we conducted development and basic evaluation of an experimental system of optical CT using a near–infrared light. As for the experimental system, we developed the simple structure system employed near–infrared light source, single–lens reflex camera, and rotational table. In the experiments, we investigated the imaging properties of developed system using three types of samples. Results indicate that our system may be useful to obtain the tomographic image of biological samples. **Keywords :** Optical imaging, Computed tomography, Near-infrared light

1. 緒 言

現在,臨床で用いられている断層装置には X 線 CT, PET/SPECT, MRI などがある.これらの装置は容易に生 体内の情報を取得できるため多くの検査で利用されている. しかし, X 線 CT, PET/SPECT では被ばくの影響があり, MRI では磁性体の持込ができない,磁場を常に遮蔽する 必要がある,などの問題がある[1,2].このような中,光 CT が新しいイメージング技術として注目されている[3-5]. 光 CT は X 線 CT とは異なり,主に可視光や近赤外光を用 いて断層像を取得する装置である.そのため,低コストか つ小型な装置設計が可能である.

我々は、これまで可視光を用いた透過型の光CT装置を 開発してきた[3].しかし、可視光では対象が透明物体や 微小物体に限られるという問題があった.そこで本研究で は近赤外光に着目した.近赤外光は700~1200 nm の波長 域を有する光であり、近赤外領域において生体透過性が高 いため「生体の窓」とよばれている[4].現在臨床では、 近赤外光によるイメージング技術として、拡散光トモグラ フィ (DOT)、光コヒーレンス断層画像法 (OCT)、光ト ポグラフィなどが開発されている[4].また佐々木らは光 ヘテロダイン法を用いた透過型赤外光CT装置を開発した [5].これらの技術は複雑なハードウエアやデータ解析技 術を要するため、装置が高価になり測定時間が極めて長い という課題がある.我々は,簡便かつ高速なハードウエア を用いて近赤外透過光による断層イメージングを実現する ため,入手性が良く一度に大量の投影データを収集できる 可視光・近赤外線用エリアセンサを用いた近赤外光 CT の 開発を行っている.本論文では,その基礎的検討として, ディジタルー眼レフカメラを用いた簡易的な実験装置の製 作と,それを用いて基礎的な評価を行った結果について述 べる.

2. 方 法

2.1 近赤外光を用いた簡易型光 CT 装置

近赤外光による透過型光 CT 装置の有用性を検討するため, 簡易的な実験装置を製作した.実験装置の構成図を Fig.1 に示す.装置は光源,検出器,回転ステージとそれ らを制御するコンピュータからなる.

生体透過力のある近赤外光を得るために,光源として ピーク波長940 nm,放射強度35 mW/sr(順電流50 mA 時)の近赤外線発光ダイオード(OptoSupply 製,OSI5LA 5453B)を56 個配置した赤外線投光ユニットを使用し, 乳白色の拡散板をユニット前面に取り付け面光源とした. 検出器にはディジタルー眼レフカメラ(キヤノン製,EOS Kiss Digital, EF-S 18-55 mm lens)を使用した.また,被 写体を回転させるための回転ステージの制御には,角度分 解能 0.009°のステッピングモータ(山洋電気製, 103F 7851)を用いた.コンピュータからパルスがモータードラ イバへ入力されると、ステッピングモータが一定角度回転 し、ステージが回転する.続いてレリーズを制御するため のリレーをコンピュータから ON/OFF することで投影像 の撮影が行われる.撮影した画像は順次,カメラ内のフ ラッシュカードに記録される.

2.2 ディジタル一眼レフカメラ

通常のディジタルー眼レフカメラでは撮像素子の前に赤 外光カットフィルタがついており,そのままでは赤外光を 検出することができない.そこで,赤外光を検出できるよ うに赤外光カットフィルタを取り除いた.上述の光源を用 いて撮影画像の画素値を評価したところ,フィルタの除去 により近赤外光に対する感度が約700倍向上していること を確認した.ここで,ディジタルー眼レフカメラの感度特 性を確認するため,赤外領域にて高い感度と直線性を有す るフォトダイオード(浜松ホトニクス社製, S2387)の出 力とカメラの画素値を比較した.光源から同一の距離に フォトダイオードとカメラを設置し,赤外線の強度を変化 させながらフォトダイオードの電流値と撮影画像の画素値 を測定した.

さらに赤外光カットフィルタを取り除いたカメラが近赤外 光に対し, どのような特性を持っているかを評価するため 試料(ハム)を用いて実験を行った.一枚あたり1.25 mm の試料1~13枚を透過した光を暗室内で測定し,得られた 投影データの中央に100×100 画素の関心領域を設定し, 平均画素値より特性曲線を作成した.なお,試料には脂肪 と赤身が混在していたため,赤身のみを切り出し使用した.

2.2 画像再構成法

製作した光 CT 装置にて取得した投影データを用いて画 像再構成を行う.投影像は2次元だが,個々の投影像から





Fig.1 Experimental system of the near-infrared light CT (a) Schematic of experimental system (b) Photograph of experimental system

画像中央の1ラインを取り出しサイノグラムを作成する. サイノグラムは,水平方向が投影データ,垂直方向が投影 角度を表している.投影像はカラー画像であり,サイノグ ラムにもカラー情報が含まれる.投影像を確認したところ, RGB成分のうち,近赤外に近いR成分が最も高い値を示 していたため,R成分のみを取り出したものをサイノグラ ムとした.

画像再構成はフィルタ補正逆投影法を用いる方法が一般 的であるが[6]本装置で得られる投影像は光の散乱が多く 不完全な投影データであったため充分な画質が得られな かった.そこで、本研究ではフィルタ補正を省略した単純 逆投影にて画像再構成を行うことで断層像を得ることとし た.なお、これらの処理はVisual C++2012ならびにOpen CV Ver 2.4 [7]を用いて開発したプログラムにより行った.

3. 結 果

3.1 ディジタルー眼レフカメラの特性評価 ディジタルー眼レフカメラの感度特性を Fig.2 に示す. 両者はほぼ比例の関係にあることが確認された.



Fig.2 Relationship between the current value of photo diode and the pixel value of captured image

次に,カメラの入出力特性を判断する目的で測定した特性曲線をFig.3 に示す. 画素値は試料の厚みが増すにつれて指数関数的に低下することが確認された. また,今回測定した試料の厚さ(t=1.25~16.5 mm)において検出器から得られた画像の画素値は減衰傾向を維持していることから,撮像系はおよそ15 mm 程度の透過能力を有することが確認された.



Fig.3 Characteristic curve of digital single-lens reflex camera

3.2 ファントムによる評価

可視光が透過しない対象に対して赤外光による撮影が有 効かどうかを評価するためにファントムを作成し撮影した. 評価用ファントムは, 直径 14 mm のアクリル円筒容器の 中央に墨汁を入れた直径 2 mm のアクリル円筒を配置し, 外側のアクリル容器の表面を黒色の油性塗料を塗装したも のとした.その断面を表したものを Fig.4 に示す.この ファントムを可視光と赤外光でそれぞれ撮影し, 画像を比 較した.撮影条件を Table 1 に示す.なお, 可視光を用い る場合の光源には医療用シャウカステンを利用した.



Fig.4 Cross-sectional model view of the phantom

Table	1	Imaging	narameters
Iable		inayiny	parameters

Parameter	Value
Source image receptor distance [cm]	40
Source object distance [cm]	18
ISO speed	100
F value	22
Shutter speed [s]	0.3
Projection pitch [degree]	2

ファントム撮影で取得した近赤外光と可視光のサイノグ ラムをそれぞれ Fig.5 と Fig.6 に、断層像を Fig.7 に示す. なお、Fig.5 および 6 に示したサイノグラムの画素値は、 X線 CT のサイノグラムとは異なり、赤外光の透過強度を 表している. Fig.7(a) より赤外光は塗料を塗ったアクリ ル容器部分を透過するが、コロイド粒子である墨汁は近赤 外光も透過しないため断層像は Fig.4 に示したファントム の模式図と同様の断層像が確認された.一方、可視光で撮 影して得られた Fig.7(b) の断層像は、塗料を塗ったアク リル容器部分を透過しないため断層像の内部は黒くなり、 アクリル容器内の墨汁は確認されなかった.

3.3 生体試料撮影

次に, 生体試料を実験装置により撮影した. 試料には鶏肉(手羽先)を使用し, 直径 5 mm の支柱に固定したものを撮影した(Fig.8). 撮影条件は Table 1 と同じ条件を使用した.

生体試料撮影で取得されたサイノグラムと断層像をそれ ぞれ Fig.9, 10 に示す. Fig.10 の画像より,不鮮明ではあ るものの固定用の支柱(A)と肉の中にある骨の形状(B) を断層像上で確認することができた.

4. 考察

ディジタル一眼レフカメラの特性評価において, Fig.2 に示したフォトダイオードの電流値と投影画像の画素値は 比例の関係があることが確認された.また, Fig.3 に示し たカメラの入出力特性では, 試料の厚みが増すにつれて画 素値が指数関数的に減衰し, 少なくとも 15 mm の大きさ の試料まで本システムで計測できることが明らかとなった. ディジタルー眼レフカメラは近赤外線計測用のカメラより も安価であり, さらに2次元情報を1回の撮影で得ること



Fig.5 Sinogram obtained by near-infrared light



Fig.6 Sinogram obtained by visible light



Fig.7 Tomographic images obtained by near-infrared light (a) and visible light (b)



Fig.8 Appearance of a biological sample



Fig.9 Sinogram of biological samples



Fig.10 Tomographic image of biological samples

ができる.検証の結果よりディジタル一眼レフカメラは近 赤外線 CT の投影像を収集するための検出器として有用で あると思われる.

ファントム撮影の結果では,近赤外光は可視光で透過し なかったアクリル容器を透過していることが断層像より確 認できたことから,本手法により可視光では得られない物 体の内部情報が画像化できることがわかった.また,生体 試料を用いた実験では,近赤外光を用いて生体試料の断層 像を取得できた.しかし,生体試料撮影では物体の境界が 不明瞭となった.この原因として,第一に近赤外光はX 線よりも散乱・吸収の割合が多いため,得られた投影デー タが不完全であること,第二に,この不完全性により,画 像再構成アルゴリズムをフィルタ補正逆投影法ではなく, ボケの多い単純逆投影法を用いたことが挙げられる.今後 は,逐次近似再構成など,不完全な投影データに対しても 良好な画像が得られる画像再構成アルゴリズムを利用し, 画質の向上を図る必要がある.

本論文の実験では入手性の良い食品を試料として利用し たが、今後はより定量性の高い試料を用いて有効性の評価 を行う必要がある. 簡易的な近赤外光 CT 装置の開発を目的としディジタル 一眼レフカメラを用いた実験装置の製作と検証を行った. 検証では、検出器として用いた一眼レフカメラの諸特性 を評価し、続いて近赤外光による CT 撮影の有効性を評価 するためにファントム撮影と、生体試料の撮影を行った. カメラの諸特性の評価結果より検出器にディジタル一眼レ フカメラを使用する妥当性が示され、ファントム撮影の結 果より近赤外光は可視光よりも透過力があることが確認さ れた.また生体試料を撮影したところ、近赤外光で生体の 断層像が得られることが確認された.

今後は画像再構成アルゴリズムを改良し,画質の向上を 図り,有効性の評価を進める予定である.

参考文献

- [1] 藤田広志,石田隆行,桂川茂彦:実践 医用画像解析 ハンドブック,初版,361-364,オーム社,東京,2012.
- [2] 石田隆行,桂川茂彦,藤田広志:医用画像ハンドブック,初版, 619-986,オーム社,東京, 2010.
- [3] 村田千佳: ディジタル一眼レフカメラを用いた簡易カ ラー光 CT 装置の開発,日本写真学会誌,77(2),83-86,2014.
- [4] 小川誠二, 上野照剛 他: 非侵襲・可視化技術ハンド ブック,初版第2刷, 317-324, 339-342, 360-374, エ ヌ・ティー・エス, 東京, 2007.
- [5] 佐々木芳彰,後藤昌樹,高橋亮他:近赤外領域透過型光CTシステムの光ファイバアレイによる実現, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 22(5), 259-268, 2004.
- [6] 石田隆行,桂川茂彦,藤田広志:医用画像ハンドブック,初版,651-663,オーム社,東京,2010.
- [7] 奈良先端科学技術大学院大学 OpenCV プログラミン グブック製作チーム: OpenCV プログラミングブック, 株式会社毎日コミュニケーションズ,東京都, 2007.