

## 可視光を利用した模擬X線 CT 装置の開発

根岸 徹<sup>1)</sup>, 白石明久<sup>1)</sup>, 長島宏幸<sup>1)</sup>

小倉 泉<sup>2)</sup>, 安部真治<sup>2)</sup>, 加藤 洋<sup>2)</sup>

1) 群馬県立県民健康科学大学

2) 首都大学東京

**目的：**学生に被ばくの心配がなく、X線 CT 装置の動作原理が学べ、画像再構成が汎用パソコンで行える可視光を利用した模擬X線 CT 装置の開発を行う。

**方法：**可視光を用いた模擬X線 CT 装置を考案し作成する。そこで得られた画像データを基に、画像解析ソフトを用いて画像再構成を行った。

**結果：**模擬X線 CT 装置では、可視光の吸収が数値データとして直読できる。さらに得られた数値データをテキストイメージとして画像変換することにより、各プロジェクションデータ画像を観察することが可能となった。

**結論：**学生が被ばくの心配が無く、X線 CT 装置の構成を学べるとともに、基礎的な画像解析が行うことが可能となった。

**キーワード：**可視光, 模擬X線 CT 装置, 画像解析

### 緒 言

1972年、イギリスの G. Hounsfield らにより英国放射線学会で発表されたX線 CT (Computed Tomography) 装置は、近年の医療現場において欠かすことのできない画像情報を提供している<sup>1)</sup>。我が国において医療画像情報の高度化が進む中、現在稼働しているX線 CT 装置は OECD (Organization for Economic Co-Operation and Development) Health Data 2010によると12,000台以上が稼働しており、全世界でもトップクラスの稼働率を誇っている<sup>2)</sup>。そのため、すべてのX線 CT 装置が稼働していると仮定した場合、診療放射線技師のおよそ1/3にあたる人数が携わっていることとなり、一般撮影システムに次ぐ画像情報量を提供しているシステムであるといえ

る。このX線 CT 装置を操作する診療放射線技師は、機械的構造として高電圧発生装置、X線制御システム、X線管、ボウタイフィルタ、コリメータといったX線発生装置側や検出部、DAS (Data Acquisition System)、画像再構成部、モニタといった画像表示側などの構成や特徴など、多くのことを理解して使用しなくてはならない。そのため、診療放射線技師養成機関においてこれらの基礎を学ばなくてはならない。

しかし、診療放射線技師養成機関においてX線 CT 装置を扱った実験実習は組まれているものの、低学年時には主に放射線専門基礎の学習をおこなっており、放射線障害予防法の学習などの関係よりX線 CT 装置を扱うことが出来るのは高学年時のみという機関が少なくないと考えられる。そのため日常的にX線を出してX線 CT 装置

の勉強をすることが困難であった。これに対し、我々もX線による被ばくの影響をなくしX線CT装置の教育可能なシステムとして、さまざまな光源を用いた教育用模擬X線CT装置システムの基礎的検討をおこなってきた<sup>3,4)</sup>。しかし、現在のところ光源の取り扱いや、画像再構成法の煩雑さから学生実習へ導入に至っていなかった。またX線を用いずに生体画像計測用に光ヘテロダイナ光などを用いたCT装置の開発などが行われてきているが、まだ実用化にはいたっていない<sup>5-8)</sup>。そこで、可視光を用いることにより被ばくの心配が無く、比較的早い学年時においてX線CT装置の構成、動作原理、アーチファクトの原因究明などの学習が可能になると考えられた。そこで視覚的に原理がわかる可視光を用いた模擬X線CT装置を新たに開発し、画像解析にフリーソフトであるImage Jを用いることにより、学生が自宅でも演算処理が可能なシステムを構築した。これは本学におけるVirtual Educationにも応用可能と考える。

## 方 法

### 1 可視光を用いた模擬X線CT装置部の開発

今回、我々が開発した模擬X線CT装置の概観をFig.1に示す。また、構造模式図をFig.2に示す。X線CT装置は近年マルチスライスの時代に突入しているが、原理を初歩から学ぶため第1世

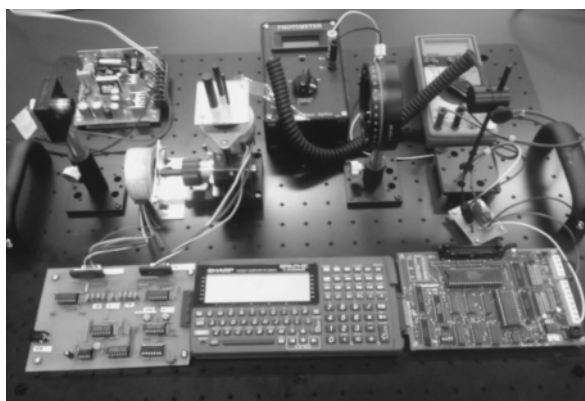


Fig. 1 模擬X線CT装置概観

代のTranslate-Rotate方式を採用した。これはX線を細いペンシルビーム状に狭めたもので受光部を1つ持つX線CT装置の基本的構成となる。

### 1-1 光源

光源として汎用的に使用されている可視光の中から半導体式赤色レーザー光源としてコヒーレントジャパン社製VLM (635nm, 1.2mm  $\phi$ , 最大出力4mW)を利用した。当初光源の安定性に優れ、光源出力調整可能な機種を複数用いることより、マルチスライス化を検討していたが、学生の初期の段階での学習ではシングルスライスが適当と考え、単一光源、同一出力のものを1つとした。また、安定性についてはコヒーレントジャパン社製専用直流安定化電源 Type: 31-1001 (5.0V, 2.0A)を用いることより、商用電源の揺らぎ成分を排除した。これより安定性については1時間連続点灯時において、輝度調整後  $1\text{mW} \pm 0.005\text{mW}$ 、再現性についても変動係数  $C=0.001$ 以下を確認して使用している。

### 1-2 ターンテーブル

ターンテーブル部の駆動にはステッピングモータを使用し、7.5°制御を行っている。今回は2ステップ毎の信号を送ることより、15°毎のテーブル回転を行い、180°方向を12方向から読み取ることとした。また、テーブルのX軸方向移動にも同様

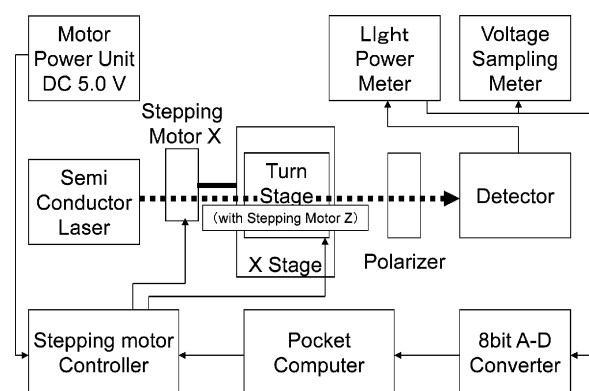


Fig. 2 模擬X線CT装置ブロック図



Fig. 3 PMMA 撮像ファントム (左：実画像, 右：ファントム概観図)

のステッピングモータを使用し、テーブル移動をギアで変速し、18ステップ回転させることによりテーブルを1mm移動させている。今回はテーブル移動幅を30mmとし、最大FOV (Field of View: 撮像範囲) を30mmとした。さらにターンテーブル部に吸収体として3mmφ、5mmφ、8mmφの黒い円柱状のPolymethylmethacrylate (以下、PMMAとする) をFig. 3に示すような配置とし、撮像ファントムを作成した。これを撮像ステージ上で回転させることにより180°方向 (15°毎) の画像データを所得した。

### 1-3 輝度調整部

当初光源出力調整可能な光源を予定していたが、手に入れることが困難なため、偏光レンズ(シグマ光機社製) を2枚利用することにより赤色レーザー光の強度を調整することとした。これにより出力を最大1mWに調整している。また、偏光レンズを利用することにより散乱光の影響も低減されているものと思われる。

### 1-4 受光部

受光部にはエドモンド社製Photo Meterを用い、受光出力最大2mWレンジに調整して使用した。また得られた値をアナログ値として出力が可能のため、この値を用いてA-D (Analog-Digital) 変換器に出力している。

### 1-5 データ変換部

受光部より得られたアナログ出力をA-D変換器 (サンハヤト社製: CT-421) により8bit出力に変換を行う。この値を確認するため、今回はデジタルボルトメータをつけて、デジタル出力値を数値データとして視覚的観察を可能とした。

### 1-6 ポケットコンピュータ部

ポケットコンピュータ (POCKET COMPUTER PC-G850S: SHARP社製) より出力した信号にてターンテーブル部の駆動部であるステッピングモータを制御している。また、受光部から送られてきた出力データもストレージし、画像データ取得後、汎用パーソナルコンピュータ (Endeavor Na01 mini: EPSON DIRECT社製: 以下、汎用PCとする) にデータ転送を行っている。

## 2. 画像再構成部

汎用PCにインストールしてあるMicro Soft社製Excel (表計算ソフト) とImage J (画像解析ソフト) 用いて、CT画像の再構成を行った。また学生実習用資料を附録1に示す。

### 2-1 Excel データ処理

ポケットコンピュータにストレージしてある画像データをテキストデータとして呼び出し、Excel上で角度ごとに分類しサイノグラム (sino-

gram) データとして表記する。角度ごとにシートを分類し、30×30のデータに分割した後テキストデータで保存した。

2-2 Image J データ処理

Image J を用いて、各角度に分割された画像を開き、角度情報ごとに画像を回転させておく。得られた画像を積み重ね処理 (stack) を行うことにより、画像をまとめておく。その後、単純逆投影像を作成することにより断層画像を作成した。

結 果

1. 画像データ取得

画像データをデジタル値で収集するため、受光部で得られた測定値をアナログ出力で A-D 変換機に送信する。画像数値データは 8 bit のデジタルデータとして取り扱うため撮像ファントムにより可視光遮断時は 0 になり、吸収体が無い場合は 255 を示す。この様子はデータ変換部につけたデジタルボルトメータにて同時に観察が可能である。この画像数値データはポケットコンピュータ内にテキスト形式で保管されるので、汎用 PC の OS である Windows (Microsoft 社製) のアクセサリ

にある通信のハイパーテキスト機能を用いてテキストデータを読み出し、表計算ソフト Excel (Microsoft 社製) に、Y 軸に角度 15° ずつ、X 軸に 8 bit 化された可視光の出力データを移す。この出力データを Fig. 4 に示す。すでにこの状態で取得した CT 画像のサイノグラムデータとなる。このデータを Fig. 5 に示すように、角度ごとの投影データを作成し、テキストデータで保存した。

動作時間は 1 mm 毎のデータを 1 秒間測定しており、角度ごとのスキャン時間は 30 秒となり、角度移動時の時間を含めると 1 回のスキャン時間はおよそ 6 分 30 秒であった。

2. 画像再構成

1. で得られたテキストデータを、Image J をもちいて画像を開く。このとき Fig. 6 に示すように、角度情報ごとに画像を回転させておく。そのほかのテキストデータも同様に処理を行う。このときの 12 方向の画像例を Fig. 7 に示す。この 12 枚の画像を積み重ね処理を行い、単純逆投影法を行うことで可視光によって得られた画像データから Fig. 8 に示すような断層画像を得ることが可能となる。また、学生実習への応用解析として Fig. 9 に示すように投影画像データを少なくすること

**X Stage Data**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	
1	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	5	181	239
2	245	244	242	243	242	239	242	235	90	2	2	149	244	242	243	243	186	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	2	144	238	242
3	238	238	241	239	239	244	181	2	1	64	241	239	242	245	242	154	2	2	2	2	1	1	1	1	10	202	242	245	242	243	239
4	245	245	245	245	245	244	238	116	1	1	127	239	238	221	14	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	8	171	242	242	245	244
5	245	242	245	244	239	245	202	5	2	42	94	1	2	1	1	1	1	1	18	55	1	1	2	1	10	199	244	245	245	248	
6	250	239	242	245	245	243	244	245	154	1	2	1	1	1	1	2	165	242	245	164	2	1	1	1	1	114	242	245	245	245	
7	242	246	245	245	245	113	1	1	1	2	2	2	1	14	224	248	250	245	242	147	1	1	2	2	1	122	243	250	245	245	
8	250	250	250	245	106	1	1	1	1	2	1	2	1	113	245	246	246	246	223	14	1	1	2	1	42	237	242	246	245	245	
9	245	230	26	1	1	1	1	1	1	1	58	242	110	2	1	138	248	229	26	2	2	2	2	2	32	231	245	247	245	247	245
10	248	238	71	2	2	2	2	1	2	1	26	231	247	250	250	106	1	2	1	2	2	1	1	103	250	250	247	248	248	248	
11	240	64	2	2	1	1	1	1	1	23	231	245	250	250	234	36	1	1	2	1	23	229	250	250	250	250	250	250	247	250	
12	250	250	212	5	2	1	1	1	1	1	1	106	247	242	83	2	1	1	1	1	1	5	186	247	250	250	247	250	250	245	
13																															
14																															
15																															
16																															
17																															
18																															
19																															
20																															

Fig. 4 サイノグラムデータ  
 X 軸方向：模擬 CT 装置により得られた 1 mm 毎の吸収率 (0 ~ 255)  
 Y 軸方向：角度情報 (15° ~ 180° まで 12 view, 15° 間隔)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
1	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
2	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
3	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
4	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
5	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
6	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
7	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
8	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
9	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
10	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
11	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
12	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
13	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
14	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
15	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
16	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
17	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
18	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
19	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
20	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
21	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
22	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
23	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
24	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
25	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
26	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
27	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
28	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
29	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
30	238	245	241	242	245	242	241	239	154	1	1	90	241	226	26	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	5	181	239
31																														
32																														
33																														

Fig. 5 投影データの一例 (15°におけるテキストデータ)  
 1 スライス面の縦・横はマトリクス (画素) 数とその数値データを示している。

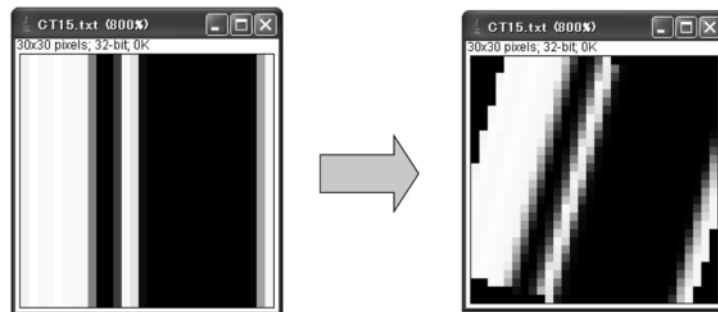


Fig. 6 Image J により開いた画像 (左: 基画像, 右: 15°回転画像)

で、X線 CT 画像の変化も理解可能となった。

この画像処理にかかる時間は Image J の操作時間が主であり、附録 1 に添付した実験解説書を参考にしながら実験を行うことで、およそ 1 時間程度で画像処理を行うことが可能となった。

### 考 察

1. 可視光を用いた模擬 X 線 CT 装置の開発を行うことにより、X 線が吸収体で減弱されるのと同様に、可視光が減弱される様子が視覚的に偏光レンズの反射を覗いてみることや、観測用デジタルボルトメータの数値データより理解が可

能となった。さらに受光部より得られたデータを、A-D 変換して画像再構成部に送り出す行程が、コンピュータで通信作業を行うことが、X 線 CT 装置にて DAS (Data Acquisition System) にて行われている動作であることを理解させることが容易となった。今後、偏光レンズの変調機能を活用することにより、可視光の強度を変化させ画像上に発生するノイズ計測も可能となり線量と画質への理解度の向上が見込まれる。また、得られた画像データのサイノグラムデータ上に欠損データを作成することにより、シャワー状アーチファクトやストリーク状

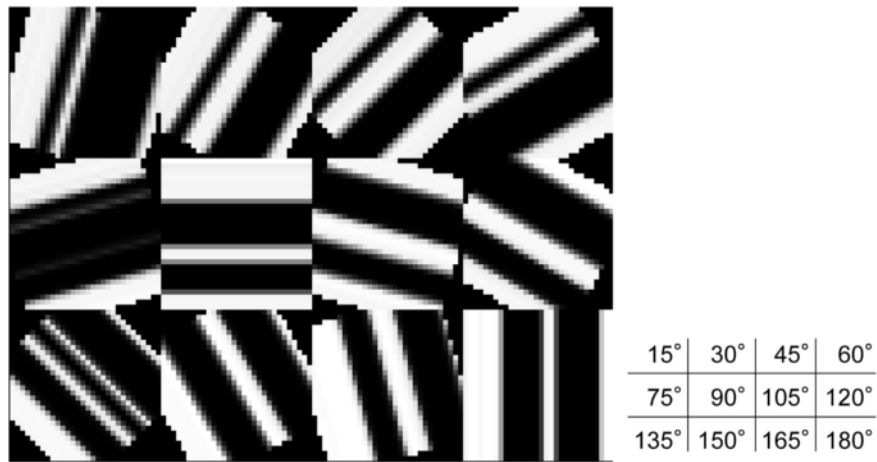


Fig. 7 各角度における投影画像一覧 (12投影方向)

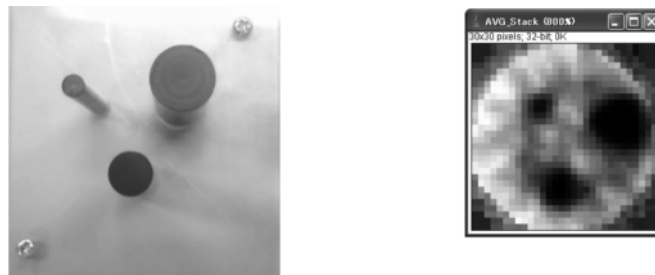


Fig. 8 PMMA 撮像ファントムと単純逆投影画像の比較

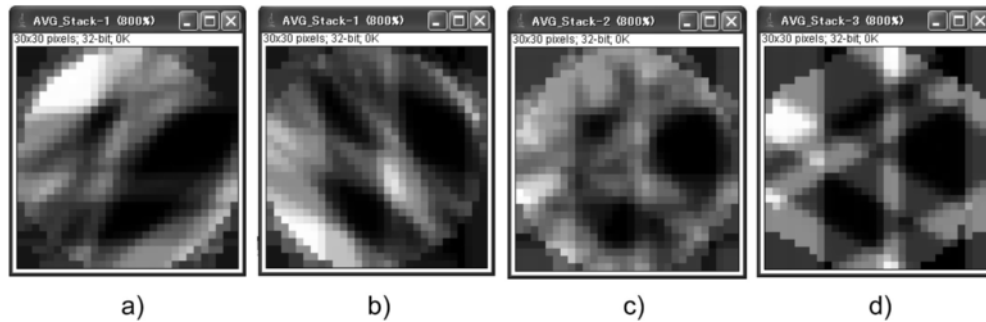


Fig. 9 投影画像数を変化させたときの単純逆投影画像

- a) 投影画像を15°~90°まで6画像単純逆投影した画像
- b) 投影画像を105°~180°まで6画像単純逆投影した画像
- c) 投影画像間隔を30°~180°まで30°間隔で6画像単純逆投影した画像
- d) 投影画像間隔を60°~180°まで60°間隔で6画像単純逆投影した画像

アーチファクト、リングアーチファクトなどのX線CT装置側の検出異常により発生するアーチファクトの出現原理の理解も可能となると推測される。今後、光源と受光部を2~4対に増加し、マルチスライスに対応した模擬X線CT装置の開発につなげる予定である。

2. フリーソフトウェアである画像解析ソフトのImage Jを用いることにより、単純逆投影法の仕組みを視覚的に学ぶことが可能となった。再構成画像のPMMAファントムのFWHMは3 mm  $\phi$  で4.2mm  $\phi$ 、5 mm  $\phi$  で5.9mm  $\phi$ 、8 mm  $\phi$  で9.6mmであり、画素サイズを1mmで設定してい

ることからおおむね良好な値であると考えられ、今後、各投影画像に対し辺縁強調画像処理などを行うことでさらに鮮鋭性が向上するものと考えられた。また、画像再構成における使用画像枚数による影響などのシミュレーションなども可能となった。さらに、フィルタ補正逆投影法の画像処理や、プラグインソフトによりラドン変換も配布されていることから、サイノグラムデータより断層画像を作成することも可能である。これらの処理については今後の検討課題となる。

### 結 論

今回、X線を使用せず、放射線を扱うことが不可能な学生にも使用可能な可視光を用いた模擬X線CT装置と断層画像解析を行うシステムの開発を目標に掲げ、実際に臨床現場で使用されるX線CT装置の構成の理解、および断層画像の画像再構成方法の把握が可能な模擬X線CT装置を開発した。これにより、放射線機器工学分野、ならびに画像情報学分野において学習効果の向上が期待される。最後に本研究は度群馬県立県民健康科学大学共同研究費（平成21年度）の助成を受けて実施した。記して感謝を表します。

### 引用文献

- 1) 立入 弘, 山下一也, 速水昭宗ほか(1985) : 診療放射線技術, p100-110, 南光堂, 東京
- 2) OECD Health Data 2010
- 3) 小倉 泉, 乳井嘉之, 根岸 徹ほか(2005) : レーザー光を用いた教育用模擬CTシステム開発に関する基礎的検討, 電気学会計測研究会資料IM-05-48 : 27-30
- 4) 小倉 泉, 乳井嘉之, 根岸 徹ほか(2007) : レーザー光を用いた教育用模擬CT装置の基礎的検討, 日本保健科学学会誌, 10(1) : 43-50
- 5) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉ほか(1990) :

- 生体画像計測のためのヘテロダイン方式CT法の基礎的研究 (I), 光学 19(7) : 447-453
- 6) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉ほか(1990) : 生体画像計測のためのヘテロダイン方式CT法の基礎的研究 (II), 光学 19(8) : 529-537
- 7) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉ほか(1990) : 生体画像計測のためのヘテロダイン方式CT法の基礎的研究 (III), 光学 19(11) : 776-786
- 8) 小倉 泉, 乳井嘉之, 根岸 徹ほか(2008) : 光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CT装置システムの構築, 日本保健科学学会誌, 11(2) : 80-86





附録 1

**データの保存**

ここをクリックすると新しいフォルダが作成される

わかりやすい場所に(今回はデスクトップ)新しくフォルダを作成し名前をつけておく(ex:CTdata)

ファイルの種類はテキスト(タブ区切り)を選択

ファイル名は角度情報を入れ(今回は「CT15」)保存します。同様に残りの11枚も保存します。

Image J で画像を開き  
CT 画像を作成する

ImageJを起動しFileを開く  
File ⇒ Import ⇒ Text Image

まず角度の小さい15° のデータから開く

このように小さい画像が出てくるので画像を確認しながら作業をする場合、見やすい大きさに拡大しておく

ここをクリックしてから画像を左クリックすると拡大

6回ほどクリックすると見やすい画像になる

附録 1

### 画像の回転

このようなRotateのボックスが出てくるので、Angleに画像の角度を入力する。このときInterpolateをチェックしておく。

残りの11枚の画像も同様に処理する

### 画像の集約

### 画像の確認

15°	30°	45°	60°
75°	90°	105°	120°
135°	150°	165°	180°

### 画像計算

Image ⇒ Stacks ⇒ Z Projection  
 Start slice : 1 (あとで変更します)  
 Stop slice : 12 (あとで変更します)  
 Projection Type : Average Intensity  
 を選択します。

### 画像計算

見やすい大きさに拡大

単純逆投影が完成！

### 画像データ数を変化させると画像がどのようになるか考察する。

Projection : 1-6    Projection : 7-12    30° 間隔 : 6view    60° 間隔 : 3view  
 Stop Projection を6    Start Projection を7

逆にデータ数が増えた場合、どのような画像になるか考察しなさい。

## **Simulated X-ray Computed Tomography System Using Optical Visible Light**

Toru Negishi<sup>1)</sup>, Akihisa Shiraishi<sup>1)</sup>, Hiroyuki Nagashima<sup>1)</sup>

Izumi Ogura<sup>2)</sup>, Shinji Abe<sup>2)</sup>, You Kato<sup>2)</sup>

1) Gunma Prefecture College of Health Sciences

2) Tokyo Metropolitan University

**Purpose :** To minimize student radiation exposure while teaching the theory of X-ray computed tomography and develop a simulated X-ray computed tomography system using optical visible light allowing image reconfiguration to be performed with a general-purpose PC.

**Methods :** We created a simulated X-ray computed tomography system using optical visible light. Based on the provided image data, we reconstituted images using image analysis software.

**Results :** With the simulated X-ray computed tomography system, absorption of optical visible light is read directly as digital data. Furthermore, we were able to observe each projected data image by transforming the digital data into a text image

**Conclusion :** Using the simulated X-ray computed tomography system that we developed, there is no concern about student radiation exposure, and the theory of X-ray computed tomography can be learned safely.

**Key words :** Optical visual light, simulated X-ray computed tomography system, imaging