

## ノート

## 放射線技師教育用コーンビーム CT システムの開発

寺本篤司<sup>1)</sup>・尾崎香帆<sup>2)</sup>・宮下真梨子<sup>3)</sup>・大野智之<sup>4)</sup>  
津坂昌利<sup>5)</sup>・藤田広志<sup>6)</sup>・小原 健<sup>1)</sup>

論文受付  
2011年 5 月 2 日

論文受理  
2011年 7 月 21 日

Code Nos. 131  
251 532 1070

- 1) 藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科  
2) 東名古屋画像診断クリニック  
3) セントラル病院  
4) 藤田保健衛生大学大学院保健学研究科  
5) 名古屋大学医学部保健学科  
6) 岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野

## 緒言

1970年代に登場したコンピュータ断層撮影装置 (computed tomography, 以下 CT 装置)<sup>1, 2)</sup>は, 現在の医療現場では必要不可欠な存在として広く利用されている。CT 装置にはヘリカルスキャン機構や検出器の多列化などのさまざまな改良が施され, 撮影時間や画質は日々進歩している。このような CT 装置を臨床現場で取り扱うのは診療放射線技師(以下, 放射線技師)であり, 放射線技師養成施設ではその原理や画像の特徴などを講義や実験を通じた教育を行っている。本研究では, CT 装置に関する教育用教材に注目する。

CT 装置は, 被写体にさまざまな方向から X 線を

照射し得られた投影データを元に断層像を得る。投影データから断層像を得るための画像再構成の原理は多くの書籍に記されているが, 理解にはさまざまな数学的知識を要し学生にとって難解である<sup>1~5)</sup>。特に, 近年登場した多列検出器あるいは面検出器を用いたコーンビーム CT は三次元的な演算を要するため, 従来のファンビーム CT に比べて演算が複雑化している<sup>3~5)</sup>。しかし, 放射線技師が CT 装置を使用するうえで求められることは, 厳密な数学的知識の理解ではなく, 画像再構成の大局的な原理を正しく理解することであると考えられる。そのためには直感的かつ視覚的に理解しやすい教材を併用した学習が望まれる。

## Development of a Cone-beam CT System for Radiological Technologist Education

Atsushi Teramoto,<sup>1)</sup> Kaho Ozaki,<sup>2)</sup> Mariko Miyashita,<sup>3)</sup> Tomoyuki Ohno,<sup>4)</sup>  
Masatoshi Tsuzaka,<sup>5)</sup> Hiroshi Fujita,<sup>6)</sup> and Ken Ohara<sup>1)</sup>

- 1) Faculty of Radiological Technology, School of Health Sciences, Fujita Health University  
2) East Nagoya Imaging Diagnosis Center  
3) Central Hospital  
4) Graduate School of Health Sciences, Fujita Health University  
5) School of Health Sciences, Nagoya University  
6) Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University

Received May 2, 2011; Revision accepted July 21, 2011; Code Nos. 131 251 532 1070

## Summary

For radiological technologists, it is very important to understand the principle of computed tomography (CT) and CT artifacts derived from mechanical and electrical failure. In this study, a CT system for educating radiological technologists was developed. The system consisted of a cone-beam CT scanner and educational software. The cone-beam CT scanner has a simple structure, using a micro-focus X-ray tube and an indirect-conversion flat panel detector. For the educational software, we developed various educational functions of image reconstruction and reconstruction parameters as well as CT artifacts. In the experiments, the capabilities of the system were evaluated using an acrylic phantom. We verified that the system produced the expected results.

**Key words:** computed tomography, cone-beam CT, image reconstruction, artifact, educational software

別刷資料請求先: 〒 470-1192 豊明市杏掛町田楽ヶ窪 1-98  
藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科 寺本篤司 宛

また、CT 装置に何らかの不具合が生じることにより発生するアーチファクトは、発生部位や原因によってさまざまな画像特徴を有する<sup>5)</sup>。アーチファクトは故障原因の特定に有益な情報であり、放射線技師はアーチファクトに関する深い知識と経験が求められる。しかし、信頼性の向上した今日の CT 装置においては、アーチファクトの発生を実際に経験する機会は少なくなっている。そのため、日常業務にて画像に何らかのトラブルが生じた際に、原因を特定し適切な処置を施すことができる放射線技師は少なくなりつつある。アーチファクトの画像特徴と原因を結びつけるには、アーチファクトの発生を模擬的に体験できる教材の利用が有効である。

そこで本研究では、上述した二つの課題である、CT の原理や画像特徴およびアーチファクトの原因を学習することができる、教育用 CT システムの開発を行う。本システムは簡易的なコーンビーム CT 装置と教育用ソフトウェアからなり、放射線技師養成機関での教育利用に加え、病院勤務の放射線技師を対象とした卒後教育などへの利用を想定している。

本論文では、はじめに本システムの概要について述べ、続いてコーンビーム CT 装置の機構、教育用ソフトウェア内に実装された画像再構成学習機能およびアーチファクト体験機能について述べる。検証では本システムにて収集したファントムの投影データ等を利用して、教育用機能の動作を評価した結果を示す。

## 1. 方法

本システムは、簡易的構造を有するコーンビーム CT 装置と教育用ソフトウェアからなる。ここでは、装置の概要および教育用ソフトウェアの機能について述べる。

### 1-1 簡易型コーンビーム CT 装置

簡易型コーンビーム CT 装置は機器の構造を理解するための教材として利用するほか、教育用ソフトウェアで使用する投影データを収集する際に利用する。

まず、開発した装置の機器構成および外観を Fig. 1 に示す。装置は防護室内に設置するスキャナ部と防護室外部に設置する演算制御部からなる。

スキャナ部は小型かつ簡易的構造とするため、小動物や電子機器などの微小構造を解析するために開発されたマイクロ CT と同じ構造を採用した。X 線の発生には焦点寸法  $5\ \mu\text{m}$ 、最大管電圧  $100\ \text{kV}$ 、最大管電流  $100\ \mu\text{A}$  のマイクロフォーカス X 線管(L7901, 浜松ホトニクス社製)を利用し、検出器には画素ピッチ  $50\ \mu\text{m}$ 、蛍光体に CsI を用い、CMOS プロセスで製造された  $2366 \times 2368$  画素の間接変換型フラットパ

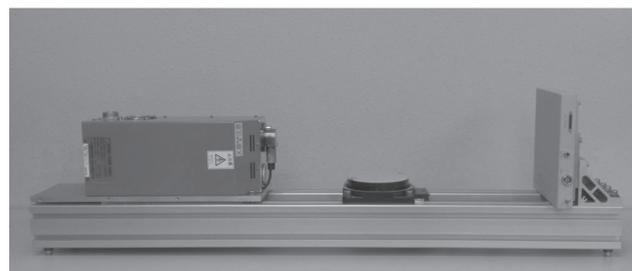
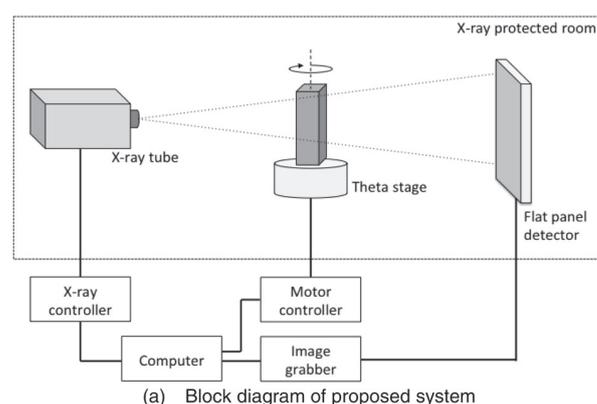


Fig. 1 Educational cone-beam CT system.

ネルディテクタ (flat panel detector; FPD) (C7942, 浜松ホトニクス社製) を使用した。

被検体は角度分解能  $0.002$  度の回転ステージに搭載し、任意の角度ステップで回転・停止を繰り返しながら投影像の収集を行う。本装置の幾何学的拡大率は、X 線管と X 線検出器の間で回転ステージの位置を移動させることで調整する。焦点-検出器間距離 (source to image receptor distance; SID) は  $500\ \text{mm}$  固定、焦点-回転中心間距離 (source to object distance; SOD) は  $50\ \text{mm}$  から  $250\ \text{mm}$  の間で可変であり、幾何学的拡大率の調整範囲は  $2 \sim 10$  倍となる。再構成後の画素分解能は幾何学的拡大率に基づき  $5 \sim 25\ \mu\text{m}$  の間で変化する。スキャナ部の重量は約  $20\ \text{kg}$  であるため 2 名で運搬可能であり、設置場所を容易に変更することができる。

演算制御部は、personal computer (PC) にステージ制御ユニット、X 線制御ユニットおよび画像取込ユニットを接続し、防護室外部から X 線の制御や回転ステージの制御および投影データの転送などを行う。

### 1-2 画像再構成学習機能

本システムは、二次元投影データを収集し、それらを用いて三次元画像を得る、いわゆるコーンビーム CT に分類される。コーンビーム CT の画像再構成アルゴリズムとしてさまざまな手法が検討されているが、本研究では臨床用装置で多く用いられている、Feldkamp-Davis-Kress 法 (FDK 法) に基づいた画像再

構成を行う。

以下、FDK 法による画像再構成の原理を簡単に述べ、続いて画像再構成の原理や特徴を学習するために実装した機能について述べる。

1-2-1 FDK 法による画像再構成処理<sup>3, 4)</sup>

ここでは、FDK 法による画像再構成原理を Fig. 2 の幾何学的配置図を用いて説明する。図中の A, B はそれぞれ、SOD, SID を示しており、臨床機では x, y 座標は面内方向を表し、z 軸は体軸方向であり検出器と発生器の回転軸を表す。

FDK 法による画像再構成処理は、フィルタ処理と逆投影処理からなる。まず、フィルタ処理は回転角  $\theta_n$  における二次元投影像  $p_n(u, v)$  に対して、周波数空間上にてフィルタ補正処理を行い、補正像  $q_n(u, v)$  を得る。ここで、 $u, v$  はフラットパネル上の空間座標である。

$$q_n(u, v) = \frac{B}{\sqrt{B^2 + u^2 + v^2}} F^{-1}(P(\omega_u, \omega_v) \cdot H(\omega_u, \omega_v)) \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $P_n(\omega_u, \omega_v)$  は投影データ  $p_n(u, v)$  のフーリエ変換、 $F^{-1}$  は逆フーリエ変換であることをさす。また、 $H(\omega_u, \omega_v)$  はフィルタ補正処理の周波数特性を示しており、理論上最適な画像を得ることができる関数は Ramp 関数  $H(\omega_u, \omega_v) = |\omega_u|$  となる。しかし、実際には CT 装置で収集するデータが離散データであることや、円錐状の X 線を利用することから周波数空間にて情報の欠落した領域が生じるので、高周波ノイズが発生しやすい。そのため、最適な画質を得るには撮影部位や撮影条件に応じてフィルタ特性のチューニングが必要になる。

逆投影処理では、 $q_n(u, v)$  を三次元空間  $f(x, y, z)$  に逆投影する。 $f(x, y, z)$  上の任意の点のボクセル値は次式により導かれる。

$$f(x, y, z) = \frac{1}{2\pi N} \sum_{n=1}^N \left( \frac{A}{A - x \cos \theta_n - y \sin \theta_n} \right)^2 \cdot q_n(u_n(x, y), v_n(x, y)) \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 $N$  は投影数であり、式中の  $u_n(x, y), v_n(x, y)$  は以下のように定義する。

$$\begin{cases} u_n(x, y) = \frac{B - (x \sin \theta_n - y \cos \theta_n)}{A - x \cos \theta_n - y \sin \theta_n} \\ v_n(x, y) = \frac{B \cdot z}{A - x \cos \theta_n - y \sin \theta_n} \end{cases} \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 $u_n(x, y), v_n(x, y)$  を用いて投影像  $q_n$  を参照する際の補間には線形補間を利用した。

以上のフィルタ処理、逆投影処理をすべての投影

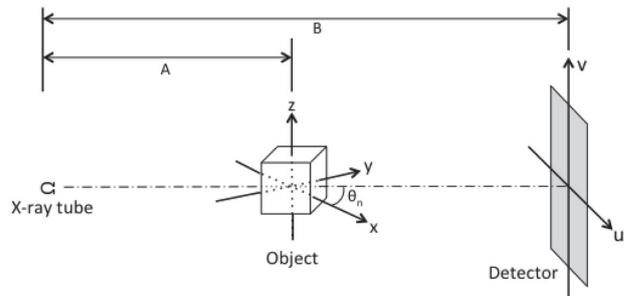


Fig. 2 Coordinate system of cone-beam CT. The x-y-z space represents the volume, and the u-v plane represents a projection plane at the FPD.

像に対して行うことで被検体の三次元画像  $f(x, y, z)$  が得られる。

1-2-2 画像再構成処理の学習用機能の実装

臨床用 CT 装置の多くは、すべての投影データに対して再構成を行った結果しか観察することができない。また、1 回のスキャンで収集する投影データ数 (投影数) も、回転速度や data acquisition system (DAS) の能力により自動的に決定される。画像再構成途中の画像を観察したり、投影数を変化させて観察したりすることは画像再構成の原理を理解するうえで極めて効果的である。そこで画像再構成を学習するための機能として、画像再構成による画像形成の過程を動画表示する機能と、投影数を任意の数に設定して画像再構成を行う機能を実装した。

また CT の画像特性は、フィルタ補正処理に用いる周波数特性 (再構成関数) に大きく依存しており、撮影部位に応じて最適な関数が選択される。再構成関数は CT 装置にプリセットとして用意されており、それ以外の関数を作成することも、プリセットとして用意されている再構成関数の詳細な特性を知ることができない。そこで、再構成関数と画質の関係を把握できるようにするため、画像再構成関数の有無やその特性による画質変化を体験できる機能を実装した。

本機能では、まず再構成関数の適用有無を指定できるようにし、再構成関数を適用する場合、主要な再構成関数 (Ramp 関数、Shepp-Logan 関数<sup>6)</sup>) を選択できるようにした。また、任意のフィルタ特性で再構成処理が行えるようにするため、Microsoft 社製 Excel などの表計算ソフトでユーザが作成した任意関数を読み込み使用できるようにした。

1-3 アーチファクトシミュレーション機能の実装

CT 装置は機器の故障やキャリブレーション不良、人為的な条件設定ミスなどにより、さまざまなパターンのアーチファクトが画像内に発生する。アーチファ

クトの画像特徴と不具合の原因は密接に関係しており、両者を結びつけて知識化することが求められている。

そこで CT 装置で発生するアーチファクトについて、原因と結果がより理解しやすくするためにアーチファクトシミュレーション機能を開発した。アーチファクトには多くのバリエーションが存在するが、ここでは主たるものとして、リングアーチファクト、ストリークアーチファクト、シャワーアーチファクトに注目した<sup>5)</sup>。以下は、それぞれのアーチファクトについて発生原因と本システムで採用したアーチファクトの擬似的な発生方法について述べる。

### 1-3-1 リングアーチファクト

リングアーチファクトは、検出器の特定の素子が本来の検出値よりも高い値あるいは低い値を出力することによって発生する。あるいは、特定の素子が常時同じ値を出力することもある。このような不良によってリング状のパターンが画像に現れるため、リングアーチファクトとよばれている。このアーチファクトを擬似的に再現するには、正常に収集されたすべての投影像に対し、常時同じ位置(ドットあるいはライン上)に一定の値を加算するか、一定値に置換すればよい。

### 1-3-2 ストリークアーチファクト

ストリークアーチファクトはライン状パターンが出現するアーチファクトの総称であり、さまざまな原因によって引き起こされる。例えば、スキャン中に一部の検出素子から異常値が出力された場合などに発生する。このアーチファクトは、正常な投影像の中から指定した投影角の投影像を取り出し、投影像内の指定した座標の信号値に任意の異常値を加算、あるいは指定した座標の信号値を任意の異常値に置換することによって生成することができる。

### 1-3-3 シャワーアーチファクト

シャワーアーチファクトは、1-3-2のストリークアーチファクトよりも多数のライン群が画像全体に生じる。主な原因としては DAS の不良、特定の投影角にて X 線出力が停止した場合などが考えられる。シャワーアーチファクトの擬似的な生成方法として、本研究では DAS の不良を想定し、指定した  $\theta$  の範囲にて投影データ  $p_n(u, v)$  を指定した標準偏差のホワイトノイズ画像に置換し、画像再構成する方法を用いた。

### 1-3-4 コーンビームアーチファクト

コーンビーム CT は、コーンビーム状に発生した X 線束を利用して投影像の収集を行う。回転中心である  $z=0$  平面以外の領域は斜め方向に X 線が入射し、その結果再構成画像において被検体の形状に歪みや CT 値の低下が生じる。この現象はコーンビームアーチファクトとよばれ、その度合いは X 線の入射角(被

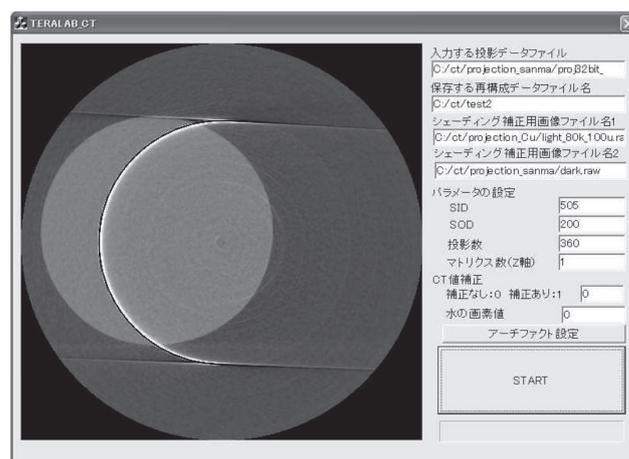


Fig. 3 An example screen from the educational software.

検体の  $z$  座標と X 線焦点を結ぶ直線と光軸のなす角を示し、一般にコーン角とよばれる)と深い関係がある。本システムでは、最大コーン角が  $5.85^\circ$  であり、実験では限られた範囲でしかアーチファクトの性質を解析することができない。そこで、数値データから作成したボリュームデータ(円盤状や球状の幾何学的形状)に対し、指定したコーン角で X 線を仮想的に照射して得た投影像を算出する機能を持たせた。そして、この投影像を用いて画像再構成を行うことで、任意のコーン角で撮影したときのコーンビームアーチファクトを含むボリュームデータを得ることができる。

## 1-4 学習用ソフトウェア

前節までに述べた学習用機能を Microsoft 社製 Windows 上で動作するアプリケーションに実装した。開発には同社製 Visual C++2010 を用いた。ソフトウェア上の操作はマウス操作と数値入力によって行うようにし、実験実習を行う学生にも扱い易いように配慮した。Fig. 3 に学習用ソフトウェアの操作画面を示す。

本ソフトウェアは、前述の FDK 法によって画像再構成を行うため多数スライスからなるボリュームデータを内部では扱うが、操作画面にはボリュームデータ中央の 1 スライス分を表示する。処理途中あるいは終了後の三次元画像はハードディスクへ記録することができるため、必要に応じてボリュームレンダリング(Volume rendering; VR)などを行うことで三次元的な観察が可能となる。なお、学習用ソフトウェアは、予め投影データを収集しておけば、CT 装置と接続しない状態での単独動作も可能である。

## 2. 検証

### 2-1 検証条件

本システムの有効性を確認するため、アクリル製

Table 1 Scan parameters for experiments

Parameter name (unit)	Value
X-ray tube voltage (kV)	80
X-ray tube current ( $\mu$ A)	125
X-ray source to image-receptor distance (mm)	500
X-ray source to object distance (mm)	250
Spatial resolution ( $\mu$ m)	25
Number of projections	360
Image integration time per projection (s)	1

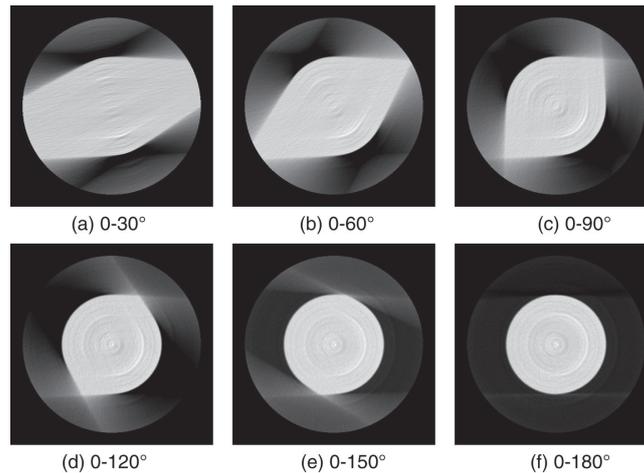


Fig. 4 Slice images of the progressive image reconstruction for various ranges of projection angles.

の円柱ファントム(直径 20 mm)を用いて再構成処理学習機能とアーチファクト体験機能の評価を行った。

Table 1 に撮影条件を示す。画像再構成で利用するフィルタ関数は、すべての検証において Ramp 関数を利用した。なお、学習用ソフトウェアの実行には、Core i7 2.8 GHz、メモリ 4 G バイトの PC を利用し、アーチファクト生成結果の VR 表示には Osirix<sup>7)</sup> を使用した。

## 2-2 検証結果

### 2-2-1 再構成過程の出力結果

まず、円柱ファントムを回転中心に設置し、再構成途中の画像を出力した。Fig. 4 にボリュームデータの中央スライス画像、Fig. 5 に同じデータを VR 表示した結果を示す。なお、本システムでは投影角が  $0^\circ$  から  $360^\circ$  までの再構成途中のボリュームデータを動画として出力するが、ここでは  $30^\circ$  ごとにデータをピックアップして示した。再構成に使用した投影数が増えるに伴い、物体外部の画素値が低下し、物体形状が復元されていく様子が観察できる。

### 2-2-2 投影数による画質変化

次に、投影数と画像の関係について評価を行っ

た。Fig. 6 に投影数を 4, 8, 12, 16, 32, 360 と変化させた際のボリューム中央のスライス画像を示す。なお、少数投影時のアーチファクトが多く VR 表示では物体形状が明瞭に描出できなかったため、本機能はスライス画像で観察の方が良いことがわかった。同図の結果から、投影数が 16 以下では画像背景部分に多くのアーチファクトが観察される。また、4 投影では円柱が四角形、8 投影では 8 角形、12 投影では 12 角形に観察されており、投影数と得られる物体形状に関連性があることが把握できる。16 投影以上の投影数では形状再現性が高まり、(f) の 360 投影の画像では少数投影で発生していたライン状のアーチファクトも存在せず実際に近い形状が得られていることがわかる。

### 2-2-3 再構成関数による画質の変化

Fig. 7 は円柱ファントムを用いてフィルタ補正の有無による画像の変化を確認した結果である。同図(a)はフィルタ補正を行わない場合のファントム中央部のスライス画像であるが、円柱内部および周辺にボケが生じている。同図(b)はフィルタ補正処理(再構成関数: Ramp 関数)を有効にした結果であり、輪郭が明瞭となりサンプル断面の形状が再現されていることがわかる。

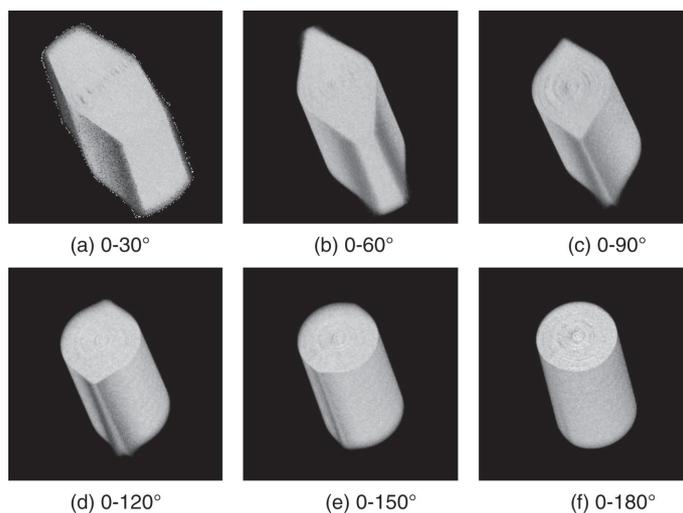


Fig. 5 Volume-rendered images of the progressive image reconstruction for various ranges of projection angles.

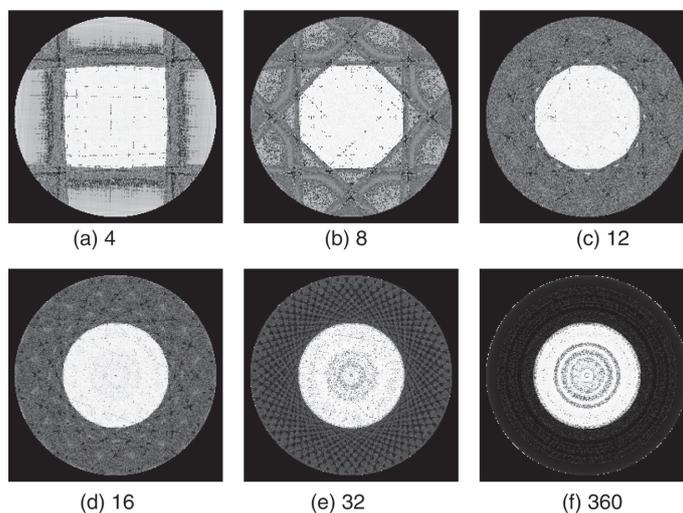


Fig. 6 Slice images corresponding to the number of projections. The numbers denote the number of projections.

#### 2-2-4 アーチファクト生成結果

本システムを用いてアーチファクトを擬似的に生成した結果を示す。まず、投影像  $p(u, v)$  において、 $v$  軸と平行なライン状の故障パターンを作成し、リングアーチファクトを擬似的に発生させた。Fig. 8 は再構成が行われる過程のスライス画像を示し、Fig. 9 はそのボリュームレンダリング表示である。両図にて(a)の0-90°の再構成結果では、全投影データの25%しか利用されていないため円柱ファントムの形状はまだ完全に復元されていない。このとき Fig. 9(a)にて矢印で示したアーチファクト成分は、中心角90°の円弧状に観察される。より多くの投影データを用いて再構成を行っていくと同図(b)(c)(d)に示したようにサンプルの形状が復元されていき、それと同時にリングアーチファクトも円柱形状に近づいていくことがわかる。

Fig. 10 は、ストリークアーチファクトを発生させた

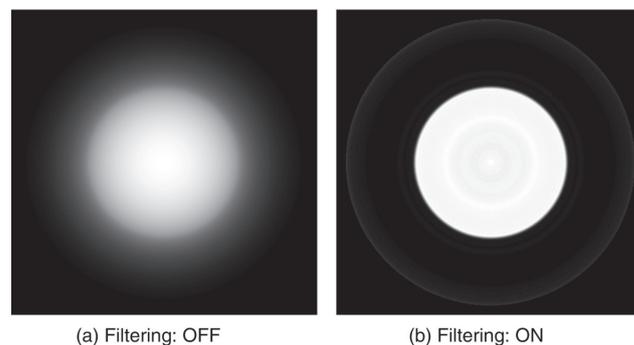


Fig. 7 Filtered and non-filtered back projection images.

結果である。従来のファンビーム CT ではストリークアーチファクトは画像を横断するライン状に観察されるが、コーンビーム CT の場合、同図(a)に示したスライス画像では部分的なラインとして観察された。同

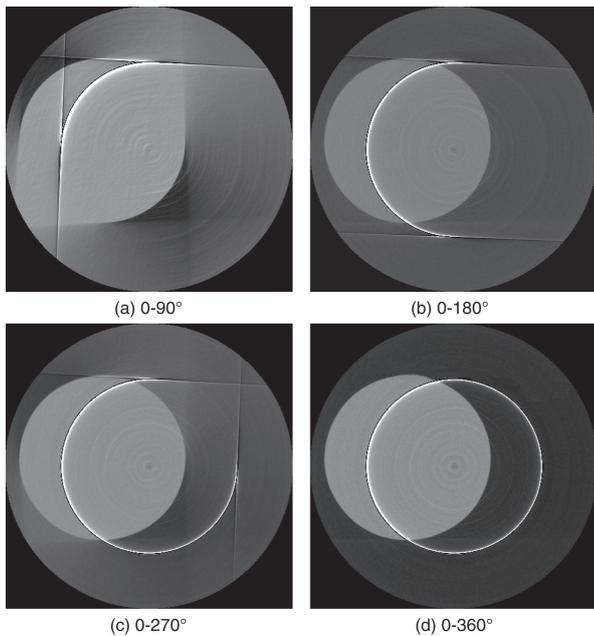


Fig. 8 Slice images of the progressive image reconstruction with ring artifacts for various ranges of projection angles. The white ring is the artifact.

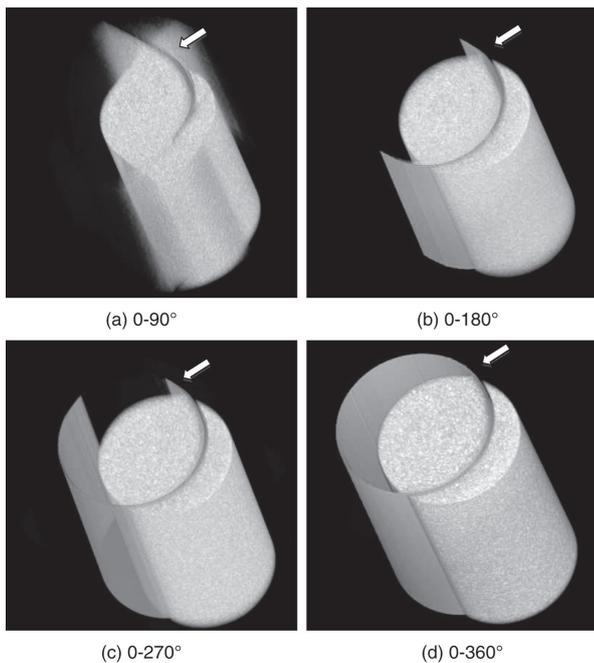


Fig. 9 Volume-rendered images of the progressive image reconstruction with ring artifacts for various ranges of projection angles. The arrows point to the artifacts.

図(b)のようにVR表示することによって、三次元的に走行するラインであることが確認できた。

次に、シャワーアーチファクトを擬似的に発生させた際のスライス画像とVR表示した結果をFig. 11に示す。同図は投影角 $\theta$ が $90^\circ$ のときに投影像をノイズ画像に置換して再構成した画像であり、画像全体にシャワー状のアーチファクトが観察された。

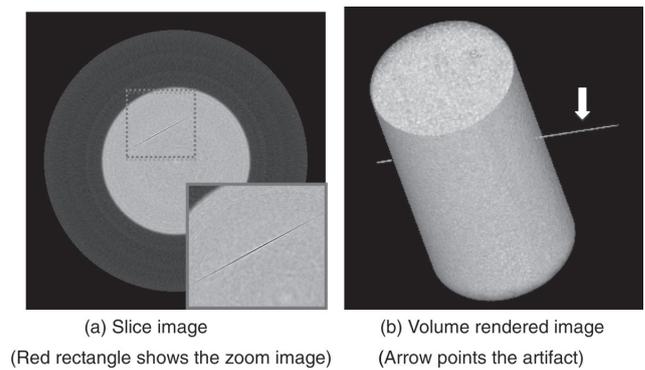


Fig. 10 CT images with streak artifacts.

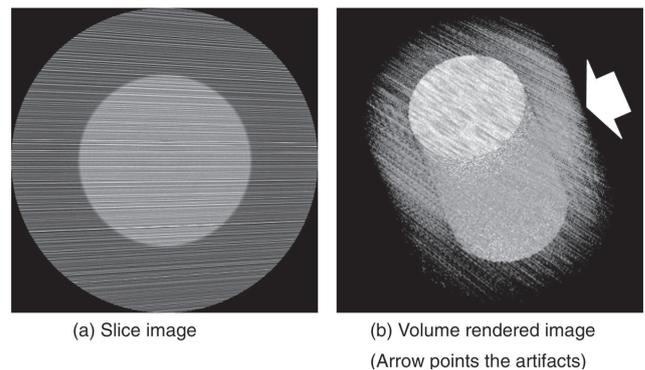


Fig. 11 CT images with shower artifacts.

次にコーンビームアーチファクトを擬似的に発生させた結果を示す。ここでは、ボリュームデータ内にx-y平面に対し水平に円盤状ファントムを設置し実験を行う。Fig. 12は、円盤状ファントムへのX線入射角を $0^\circ$ 、 $3^\circ$ 、 $6^\circ$ 、 $9^\circ$ と変化させたときに得られた投影像である。Fig. 13は各条件にて画像再構成を行って得られたボリュームデータをOsirixに読み込み、多断面再構成(multi planar reformation; MPR)機能によってデジタル表示した結果である。結果から、入射角が $0^\circ$ すなわち回転中心面では正しい円盤の断面が得られているが、入射角が増加するにつれ円盤に膨らみが生じていることが観察された。

### 3. 考察

本研究では、CTの原理を理解するための簡易的なコーンビームCT装置と、それにより収集されたデータを用いて各種実験を行うための教育用ソフトウェアを開発した。

開発したコーンビームCT装置は機構部がカバーで覆われていないため、その幾何学的配置などの構造が初学者にも理解し易いと思われる。さらに、データ収集は一定の角度ピッチでサンプルを回転させた後、静止状態にして投影像を撮影しているため、動作中の様子が把握しやすい。

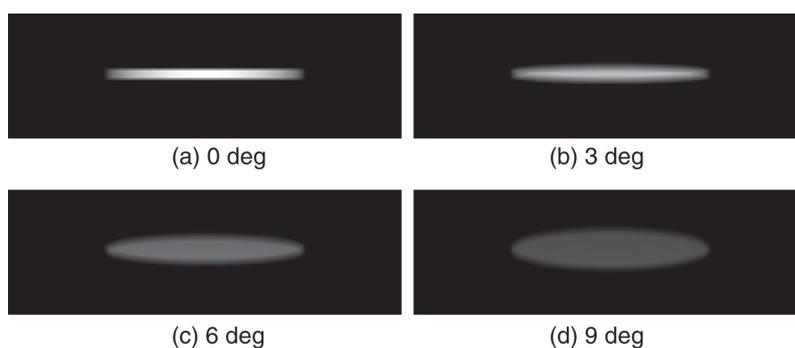


Fig. 12 Projection images for various directions of X-ray incidence.

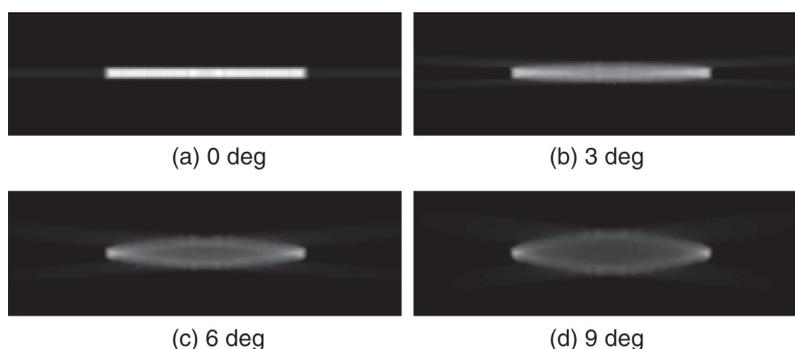


Fig. 13 Sagittal MPR images reformed from reconstructed volume data for various directions of X-ray incidence.

コーンビーム CT 装置によるデータ収集後は、一般のコンピュータ上で教育用ソフトウェアの単体動作が可能であり、画像再構成を含むすべての教育用機能を実行することができる。そのため、講義など装置を持ち込めない環境において補助教材として利用することや、学生が別々の PC を利用して実験を行うなど、教育現場での利用が期待できる。

教育用ソフトウェアには、再構成途中のスライス画像を表示する機能に加え、再構成途中のボリュームデータをファイル出力する機能を実装した。これによって 3D ワークステーションなどを利用した VR 表示が可能となった。臨床機の中には再構成途中のスライス画像が表示されるものもあるが、ボリュームデータ全体の様子は確認できないため、本システムによってコーンビーム CT の画像形成が理解しやすくなることが期待される。現在、VR 表示は外部ソフト (Osirix) によって行っているが、今後は VR 表示機能を教育ソフトウェアに搭載し、再構成途中の様子を VR 表示できるように拡張する予定である。

また、フィルタ補正の有無と種類、投影数を指定する機能については、コーンビーム CT に限らず CT 全般を学ぶために開発した機能である。これら機能は、フィルタ補正の必要性、フィルタ特性と得られる

画像の関係、投影データ数と画質の関係の理解を促進するツールとしての利用が期待される。本システムでは、画像再構成の根幹に関わる処理についての教育用機能を実装したが、今後は臨床機で搭載されているビームハードニング補正や散乱線補正などの補正機能を実装する予定である。また、これらの補正機能の効果が確認しやすいファントムを検討し製作する必要がある。

アーチファクト体験機能については、先に述べた再構成過程の動画表示機能を併用することでアーチファクトが形成される様子が観察できる。書籍などは再構成後のスライス画像が示されているが、その過程が観察できることで理解が深まることが期待される。また、本システムではコーンビーム CT 特有のアーチファクトの性質を学ぶことができ、大学での講義だけでなく放射線技師の卒後教育や企業 (医療系、工業系) における CT の研修教材などにも活用できると思われる。現在の臨床機では、本論文で取り上げた典型的な機器故障によるアーチファクトに加え、キャリブレーション不良や画像補正機能の設定不良などでアーチファクトが生じることもある。そのため、今後はキャリブレーション不良などのアーチファクトを体験できる機能を実装する予定である。

## 4. 結 語

本研究では診療放射線技師教育で活用することを目的とした、CT装置の原理やアーチファクトの発生原因と画像特徴の関係を理解するための教育用CTシステムを開発した。本システムは簡易型コーンビームCT装置と学習ソフトウェアからなる。前者については、マイクロフォーカスX線管と間接変換型フラットパネルディテクタを利用して小型で簡易的構造を有するコーンビームCT装置を開発した。教育用ソフトウェアには画像再構成処理に加え、再構成原理の理

解を促すための学習機能と、アーチファクトシミュレーション機能を実装した。検証では、再構成関数や再構成条件による画質変化、そしてアーチファクトが形成されていく過程などを算出し、それぞれの機能にて期待した画像が得られていることを確認した。

今後は、前節で述べた機能拡張を行うとともに、本システムを自施設の学生を対象とした教育に利用し、ブラッシュアップした後に他施設へ展開する予定である。

## 参考文献

- 1) Shepp LA, Kruskal JB. Computed tomography: the new medical X-ray technology. *Am Math Mon* 1978; 85: 420-439.
- 2) 岡部哲夫, 小倉敏裕. 新医用放射線科学講座—診療画像機器学—. 医歯薬出版, 東京, 2010.
- 3) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984; 1(6): 612-619.
- 4) 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志. 医用画像ハンドブック. オーム社, 東京, 2010: 679-686.
- 5) 辻岡勝美. CT自由自在. 東京: メジカルビュー社, 2002.
- 6) 高木幹雄, 下田陽久. 新編 画像解析ハンドブック. 東京大学出版会, 東京, 2004: 968-972.
- 7) Rosset A, Spadola L, Ratib O. OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *J Digit Imaging* 2004; 17(3): 205-216.

## 図表の説明

Fig. 1 教育用コーンビームCTシステム

- (a) システムのブロック図
- (b) システム外観図

Fig. 2 コーンビームCTの幾何学的座標系

$x$ - $y$ - $z$ は再構成される空間の三次元座標系を示し、 $u$ - $v$ 平面はFPDにおける投影面の二次元座標系を示す。

Fig. 3 教育用ソフトウェア

Fig. 4 再構成途中のスライス画像

(a)~(f)の数値は再構成に使用した投影データの角度範囲を示す。

Fig. 5 画像再構成途中のボリュームレンダリング像

(a)~(f)の数値は再構成に使用した投影データの角度範囲を示す。

Fig. 6 投影数を変化させて再構成した場合のスライス画像

(a)~(f)の数値は投影数を表す。

Fig. 7 フィルタ補正処理を有効にした場合と無効にした場合のスライス画像

- (a) フィルタ補正: 無効
- (b) フィルタ補正: 有効

Fig. 8 リングアーチファクトを付加させた場合の再構成途中のスライス画像

(a)~(d)の数値は再構成に使用した投影データの角度範囲を示し、白いリング状パターンがアーチファクト成分を示す。

Fig. 9 リングアーチファクトを付加させた場合の再構成途中のボリュームレンダリング画像

(a)~(d)の数値は再構成に使用した投影データの角度範囲、図中の矢印で示した箇所はアーチファクト成分を示す。

Fig. 10 ストリークアーチファクト付加画像

- (a) スライス画像. 赤色の矩形は拡大画像を表す。
- (b) ボリュームレンダリング画像. 矢印はアーチファクト成分を示す。

Fig. 11 シャワーアーチファクト付加画像

- (a) スライス画像
- (b) ボリュームレンダリング画像. 矢印はアーチファクト成分を示す。

Fig. 12 X線入射角を変化させたときの投影像

(a)~(d)の数値はX線入射角を示す。

Fig. 13 X線入射角を変化させたときのサジタル像

(a)~(d)の数値はX線入射角を示す。

Table 1 検証に利用したスキャン条件