

高分解能乳房専用 CT に関する初期的検討：実験用装置の開発と評価

大野 智之[†], 寺本 篤司^{††}, 鈴木 昇一^{††}, 小原 健^{††}, 津坂 昌利^{†††}, 藤田 広志^{††††}

[†]藤田保健衛生大学病院 〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪 1 番地 98

^{††}藤田保健衛生大学医療科学部 〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪 1 番地 98

^{†††}名古屋大学医学部保健学科 〒461-8673 愛知県名古屋市東区大幸南 1 丁目 1 番地 20

^{††††}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

(2012 年 5 月 1 日受付, 2012 年 5 月 31 日最終受付)

Preliminary study on a high-resolution breast CT : Development of experimental system and its evaluation

Tomoyuki OHNO[†], Atsushi TERAMOTO^{††}, Shoichi SUZUKI^{††},
Ken OHARA^{††}, Masatoshi TSUZAKA^{†††}, and Hiroshi FUJITA^{††††}

[†]Fujita Health University Hospital

1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan

^{††}School of Health Sciences, Fujita Health University

1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan

^{†††}School of Health Sciences, Nagoya University

1-1-20 Daiko-Minami, Higashi-ku, Nagoya, Aichi 461-8673 Japan

^{††††}Graduate School of Medicine, Gifu University

1-1 Yanagido, Gifu, Gifu 501-1194, Japan

(Received on May 1, 2012. In final form on May 31, 2012)

Abstract : Breast X-ray computed tomography (breast CT) has been developed in some research groups to overcome the limitations of mammography. However, the spatial resolution of the existing system is not sufficient to identify microcalcifications within the breast. The purpose of this study was to develop a prototype of high-resolution breast CT system, and to evaluate the developed system. Our prototype system consists of a micro-focus X-ray tube and a flat panel detector ; a spatial resolution of 20 μm is attained. In the experiments, we evaluated physical properties and image quality. As a result, a resolution of proposed system was better than conventional CT system used in clinical practice. As for evaluation of image quality using a breast phantom, mass lesion and microcalcifications within the phantom were clearly confirmed in 3-dimensions.

Key words : Breast imaging, Computed Tomography, High-resolution

1. 緒 言

現在、乳がんの診断にはマンモグラフィ撮影が広く用いられている。しかし、マンモグラフィは乳房を圧迫する際に痛みを伴い、さらにマンモグラフィは二次元画像であるため、腫瘍や微小石灰化が乳腺組織に重なり病変部を見落とす恐れがある。乳がんの精査には、コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography : 以下 CT) や核磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging : 以下 MRI) が利用される。さらに、乳房トモシンセシスが開発され臨床の場でも利用されつつある。これらの検査により乳腺や腫瘍の構造を三次元的に描出することができる。しかし、CT 検査は乳房だけでなく、肺などの正常組織も被ばくを受ける。MRI は放射線被ばくが無いが、石灰化の描出が困難であり、さらに強力な磁場を使用するため、体内金属が存在する患者には禁忌となる。また乳房トモシンセシスは、面内分解能は良好だがスライス方向にボケを多く含むため、三次元的な形態解析は困難である。

上述の課題を解決する新しい乳房撮影装置として、乳房専用 CT の研究開発が行われている[1, 2]。Boone らは乳房専用 CT 装置を初めて開発し、現在は開発した装置を用い

た臨床試験が行われている[1]。しかし、この乳房専用 CT は分解能が 300 μm 程度であり、乳がんの画像所見の一つである微小石灰化の描出能はマンモグラフィよりも低い。微小石灰化を描出するためには、空間分解能をさらに向上させる必要がある[2]。

そこで本研究では、乳房専用 CT の高分解能化を図ることを目的とし、その予備的検討として実験用高分解能乳房専用 CT 装置を開発し、性能評価を行う。

2. 方 法

2.1 乳房専用 CT 装置

乳房専用 CT 装置の高分解能化による有用性を確認するため、本研究では実験用の簡易的装置を開発した。ここでは、開発した乳房専用 CT 装置の概要と画像再構成処理について述べる。

2.1.1 乳房専用 CT 装置の概要

Fig.1 に本乳房専用 CT 装置全体の接続図を示す。X 線発生器と検出器などのスキャン部、それらを制御する演算制御部が X 線防護室内に配置されており、防護室外にあ

る操作用コンピュータから遠隔操作にて撮影を行う。演算制御部は、制御用コンピュータ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、操作用コンピュータからの指示に基づき、X線の制御やモータの制御および投影データの転送などを行う。

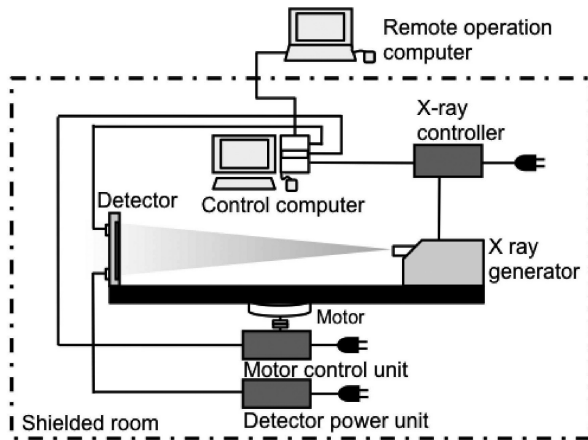


Fig.1 Schematic of experimental system

本乳房専用 CT 装置は撮影対象に対して拡大撮影を行うことで、高い空間分解能の画像を出力する。スキャン部には、拡大撮影に適した焦点寸法 $5\ \mu\text{m}$ の微小焦点 X 線管（浜松ホトニクス社製，L7901）と、画素ピッチ $50\ \mu\text{m}$ の間接変換型フラットパネルディテクタ（Flat Panel Detector：以下 FPD）（浜松ホトニクス社製，C7942）を用いた。本装置の外観図を Fig.2 に示す。アルミフレーム上に X 線発生器と FPD が対向するように取り付けられており、それらを回転させるためのサーボモータが支持台に固定されている。モータの回転軸を中心に、X 線発生器と FPD が回転することで全方位から投影データを収集する。本装置の幾何学的拡大率は 2.5 倍であり、空間分解能は $20\ \mu\text{m}$ となる。

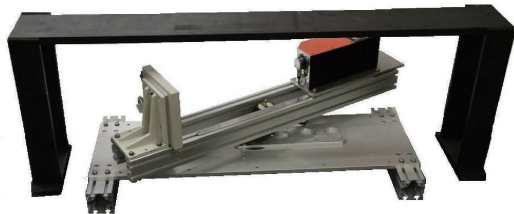


Fig.2 Photograph of experimental system

2.1.2 画像再構成処理

三次元画像再構成処理としてさまざまな手法が検討されているが、本研究では医用 CT 装置で多く用いられている、Feldkamp - Davis - Kress 法（以下 FDK 法）に基づいた画像再構成を行う[3]。

FDK 法による画像再構成処理は、投影像に対するフィルタ補正処理と逆投影処理からなる。これらの処理を収集した全ての投影像に対して行うことによって、 $2048 \times 2048 \times 2048$ 画素の三次元画像が得られる。なお、再構成演算プログラムの開発には Visual C++ 2010 ならびに Intel C++ コンパイラを使用し、8つの演算コアを有するコンピュータ（XEON 2.66 GHz 2 CPU）にて並列処理が行われるように再構成アルゴリズムを最適化した。

2.2 性能評価

開発した乳房専用 CT の性能を評価するため、解像特性の評価と乳房ファントムによる視覚評価を行った。ここでは、その評価方法について述べる。

2.2.1 解像特性の評価

開発した装置の解像特性を評価するため、変調伝達関数（Modulation Transfer Function：以下 MTF）の測定を行った。測定には、Fujita らが考案したプリサンプルド MTF を用いた[4]。まず、Fig.3 に示す専用の MTF 測定用ファントムを作成した。このファントムの銅箔部を本装置の X 線の光軸に対して約 3° 傾けた状態に設置し CT 撮影を行った。そして、得られたスライス画像から、サンプリング間隔を $1/20$ 程度に小さくしてエアアシングを含まない合成 LSF を作成し、それをフーリエ変換することでプリサンプルド MTF を算出した。撮影の際に使用した諸条件を Table 1 に示す。

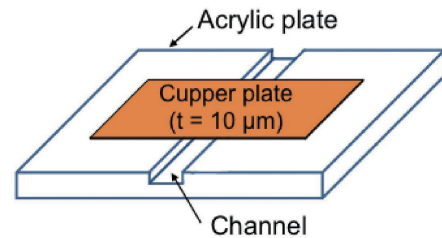


Fig.3 Phantom for measuring presampled MTF

Table 1 Imaging parameters of experimental system

Tube voltage [kV]	80
Tube current [μA]	100
Target / Filter	W / Al
Number of projection	720
Spatial resolution [μm]	20
Reconstruction matrix [pixel]	$2048 \times 2048 \times 2048$

2.2.2 乳房ファントムによる視覚評価

Fig.4 に示した乳房ファントム（CIRS 社製，Model 013）を用いて、デジタルマンモグラフィ装置（SEIMENS 社製，Mammomat Novation DR）と、開発した乳房専用 CT 装置にて撮影を行い、画質の比較を行った。

乳房ファントムは、乳腺密度が 40% となるように素材の密度が調整されており、内部に模擬腫瘍と微小石灰化クラスタを含んでいる。このファントムを 2つの装置で撮影した画像において、模擬腫瘍と微小石灰化クラスタの描出能を目視評価した。

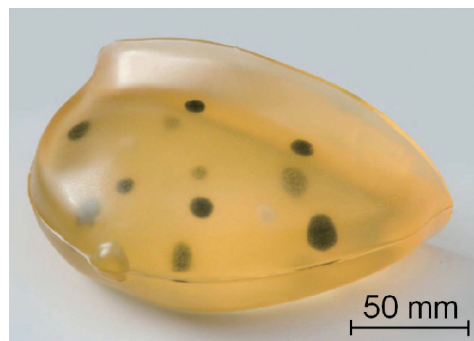


Fig.4 The breast phantom

デジタルマンモグラフィ装置では、ファントムの全体像を把握するために頭尾方向撮影（Cranio Caudal：以下 CC）を行い、加えて、開発した装置に近い分解能で比較するために拡大撮影を行った。デジタルマンモグラフィ装置で使用した撮影条件を Table 2 に示す。

Table 2 Imaging parameters of mammography

	Normal image (CC view)	Magnification image
Tube Voltage [kV]	28	28
Current-time product (mAs)	65.6	41.9
Target / Filter	Mo / Mo	Mo / Mo
Spatial resolution [μm]	70	42.2

3. 結果

3.1 プリサンプルド MTF 評価結果

MTF 測定ファントムの再構成像を Fig.5 に示し、銅箔部から得た合成 LSF を用いてプリサンプルド MTF を求めた結果を Fig.6 に示す。

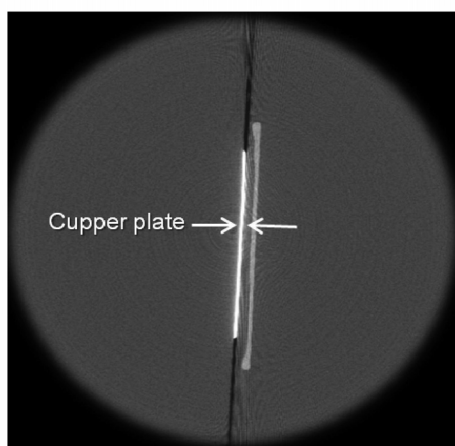


Fig.5 Slice image of the MTF phantom

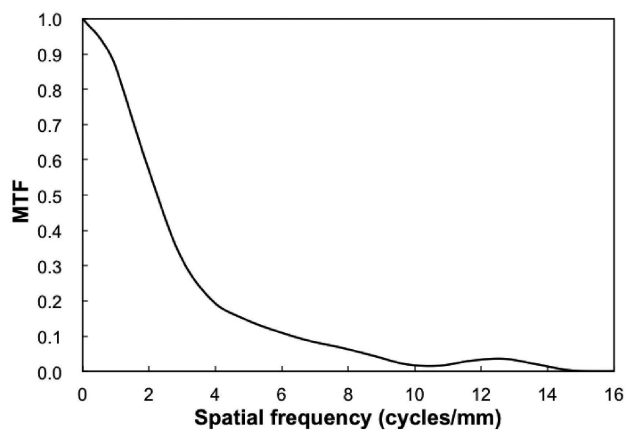


Fig.6 Result of presampled MTF

3.2 乳房ファントムによる視覚評価結果

デジタルマンモグラフィ装置を用いて撮影した乳房ファントムの撮影像 (CC 像) を Fig.7 に示し、拡大撮影像を Fig.8 に示す。次に開発した乳房専用 CT 装置を用いて撮影した乳房ファントムの再構成像を Fig.9 に示し、得られた三次元画像を画像処理ソフトウェアである OsiriX を用いてボリュームレンダリング表示した結果を Fig.10 に示す。なお、これらの画像は微小石灰化クラスタ部のみを拡大表示したものである。

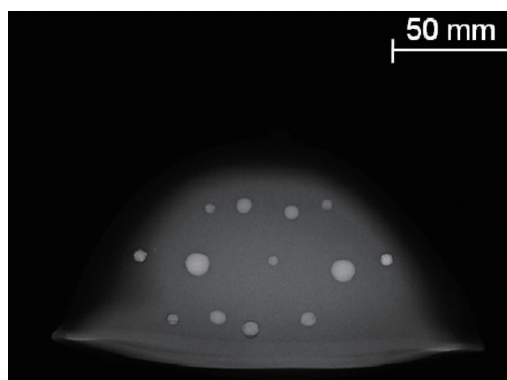


Fig.7 Mammographic image (CC view)

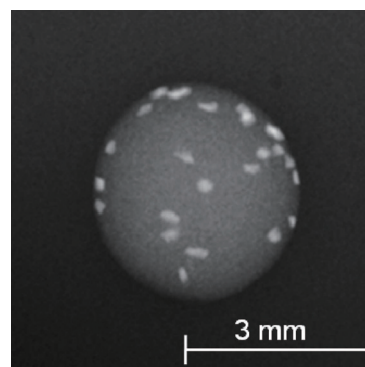


Fig.8 Mammographic magnification image

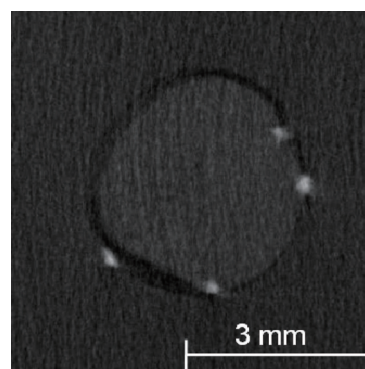


Fig.9 Slice image of our experimental system

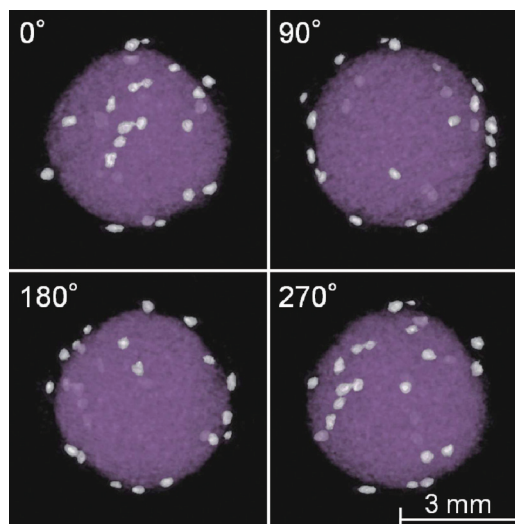


Fig.10 Volume rendered images. Numbers represent the viewing angle of volume rendering

4. 考 察

プリサンプルド MTF の評価において、MTF 値が 0.1 における空間周波数は約 6.0 cycles/mm となった。この数値は医用 CT の結果[5, 6]に比して高い値となっており、良好な分解能が得られていることが確認された。なお、MTF の測定結果において、13.0 cycles/mm 付近の MTF 値が上昇しているが、この原因としてスライス画像中に含まれるノイズの影響が考えられる。

また、乳房ファントムを用いて行った画質評価の結果、本装置によって得られた画像はマンモグラフィの拡大撮影像と同様に微小石灰化の形状を把握でき、さらに、模擬腫瘍と微小石灰化の重なりが生じず、三次元的位置関係が把握できることが確認された。これは、本装置が既存の乳房撮影手法の課題となっていた組織の重なりと解像度の問題をともに解決できることを示唆している。

5. 結 論

乳房専用 CT の高分解能化を図ることを目的とした実験用乳房専用 CT 装置を開発した。性能評価の結果、開発した実験用乳房専用 CT 装置は、マンモグラフィと同等の空間分解能にて三次元構造を得ることができ、乳房内の微小

石灰化の観察に有効であることが確認された。今後は、臨床上の有用性を評価するために、組織標本などの生体組織を本装置で撮影し微小石灰化の形態解析等を行うとともに、他の装置との画質比較や被ばく線量の評価を行う予定である。

参考文献

- [1] Boone JM, Nelson TR, Lindfors KK, et al. : Dedicated breast CT : Radiation dose and image quality evaluation, *Radiology*, 221, 657-677, 2001.
- [2] Tornari MP, McKinley RL, Bryzmiakiewicz CN, et al. : Design and development of a full 3D dedicated x-ray computed mammotomography system, *Proc. of SPIE Medical Imaging*, 5745, 189-197, 2005.
- [3] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW : Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am.*, 1(6), 612-619, 1984.
- [4] Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. : A simple method for determining the modulation transfer functions in digital radiography, *IEEE Trans.*, MI-11(1), 34-39, 1992.
- [5] Boone JM : Determination of the presampled MTF in computed tomography, *Med.Phys.*, 28(3), 356-360, 2001.
- [6] 市川勝弘, 村松禎久 : 標準 X 線 CT 画像計測, 24-79, オーム社, 東京, 2009.