

干渉性散乱 CT の基礎的なコントラスト特性の評価

寺部 充昭^{†,††}, 五味 勉^{†††}, 岡本 博之^{††}, 島田 秀樹[†],
宮地 利明^{††}, 越田 吉郎^{††}

[†]豊橋市民病院放射線技術室 〒441-8570 愛知県豊橋市青竹町字八間西 50 番地

^{††}金沢大学医学系研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

^{†††}北里大学医療衛生学部医療工学科診療放射線技術科学専攻 〒228-0829 神奈川県相模原市北里 1-15-1

(2009 年 1 月 13 日受付, 2009 年 4 月 21 日最終受付)

Evaluation of Basic Contrast Properties of Coherent-Scatter Computed Tomography

Mitsuaki TERABE^{†,††}, Tsutomu GOMI^{†††}, Hiroyuki OKAMOTO^{††}, Hideki SHIMADA[†],
Toshiaki MIYATI^{††}, and Kichirou KOSHIDA^{††}

[†]Department of Radiology, Toyohashi Municipal Hospital, 50, Hakken-nishi, Aotake-cho, Toyohashi, Aichi, 441-8570, Japan

^{††}Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, 5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942, Japan

^{†††}Radiological Technology Course, Department of Medical Engineering and Technology, School of Allied Health Sciences, Kitasato University, 1-15-1, Kitasato, Sagami-hara, Kanagawa, 228-0829, Japan

(Received on January 13, 2009, In final form on April 21, 2009)

Abstract : Coherent-scatter computed tomography (CT) is a technique that produces images based on low-angle X-ray coherent scatter. The number of coherent-scatter photons corresponding to the scattered angles is sensitive to the molecular structure, and hence, their contrast properties on CT images are expected to be higher at specific angles. However, very few studies have reported such image contrasts. Therefore, we attempted to evaluate and compare the contrast properties of coherent-scatter CT images with those of conventional CT images. First, simulation studies using coherent-scatter distributions were performed with monoenergetic beams of 30, 60, and 90 keV, and a polyenergetic beam of 40 kV. This was followed by an experimental study using coherent-scatter CT images with a plastic phantom measuring 6 cm in diameter radiated by a polyenergetic beam of 40 kV. The relative contrast in coherent-scatter CT images at a low-scatter angle was higher than that in conventional CT images. This result suggests that coherent-scatter CT is useful in the detection of low-contrast lesions.

Key words : coherent scatter, computed tomography, relative contrast, Monte Carlo simulation

1. はじめに

干渉性散乱は古典的に、X 線による電場と物質における電荷分布による電場の相互作用といわれている。X 線が電子に入射すると、エネルギーを受け取った電子は振動し、その後同じ波長の散乱 X 線を放射し、安定化する。結晶性を持つ物質の場合、異なる電子から放射された同波長の X 線は互いに干渉し、その結果、物質に特有の X 線回折パターンを生成する[1]。

生成された回折パターンは、物質内の原子の種類と配置に依存するので、X 線回折は、従来から結晶などの構造解析に利用されてきた。しかし近年、X 線回折の利用は結晶性を持つ物質にとどまらず、生体への利用に十分可能性を持っていることが指摘されている。例えば、乳房組織からの小角度干渉性散乱分布が、脂肪組織、癌組織、正常乳腺組織で異なることが示され[2-5]、それを利用した解析方法が研究されている[6, 7]。また、骨病変の診断のために、ハイドロキシアパタイト、コラーゲン、脂肪成分、水の干渉性散乱角度分布を利用して各組織の分布を CT 画像として構築し、骨成分の定量解析が行われている[8]。この方法は、尿管結石の成分解析にも応用されており[9]、干渉性散乱 CT と呼ばれる画像化方法である[10]。

干渉性散乱 CT は散乱角度の変化に伴い画像の輝度に変化するため、その変化の特徴から物質を特定でき、上述の

ように病変の質的診断への利用が期待されている。また、物質の違いによって角度ごとの輝度に変化することは、ある散乱角度で再構成された干渉性散乱 CT 画像における物質間の輝度の差、つまりコントラストが従来の CT と比較して高くなることを予想させ、乳腺に隠れた腫瘍のように低コントラスト病変の検出に有効ではないかと考えた。画像化において、ある組織が“見える”ためにはコントラストが必要条件、空間分解能が十分条件であるといわれている[11]にもかかわらず干渉性散乱 CT においてはこの点について検討されていない。そこで本研究では、干渉性散乱 CT のコントラスト特性に着目し、従来 CT のコントラスト特性と比較することで、その基礎的な検討を行うことを目的とした。

2. 方法

干渉性散乱 CT のコントラスト特性をシミュレーションと実験とにより評価する。シミュレーションでは単色 X 線と白色 X 線とを用いる。実験においては、実際に臨床で使用されている X 線管を用いて白色 X 線での測定を試みる。これにより、実現可能なレベルでの干渉性散乱 CT のコントラスト特性を評価する。なお、シミュレーションでは干渉性散乱線量の角度分布のみでのコントラスト評価を行い、実験では干渉性散乱線量の角度分布の評価を行う

とともに実際に干渉性散乱 CT 画像の構築を行い、そのコントラストを測定する。

2.1 コントラスト特性の評価方法

Westmore ら[10]によれば、従来型 CT の投影データが (1) 式のように線減弱係数 $\mu(l)$ の物体を通る経路 l に沿った線積分であるのに対し、干渉性散乱 CT の角度ごとの散乱投影データは (2) 式のように線干渉性散乱係数 $\gamma[l, x(\theta)]$ の線積分として表される。

$$P = \int_l \mu(l) dl \quad (1)$$

$$Q_i = \int_l \gamma[l, x(\theta_i)] dl \quad (2)$$

ここで x は、入射光子の波長 λ と散乱角 θ により、次のように定義される。

$$x = \frac{1}{\lambda} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (3)$$

なお、干渉性散乱 CT は、1 投影方向ごとに i 個の散乱投影データが得られ、再構成は散乱角 θ_i ごとに行うことが可能である。

従来型 CT 画像は線減弱係数 μ の分布像であり、干渉性散乱 CT 画像は線干渉性散乱係数 γ の分布像であるため、コントラストは、各物質間の μ または γ の差として表される。ここでは、両者のコントラストを比較するために、それぞれ水の係数を基準として以下に示す相対コントラスト C を用いた。

$$C_{conventional} = \frac{|\mu_m - \mu_w|}{\mu_w} \quad (4)$$

$$C_{coherent} = \frac{|\gamma_m - \gamma_w|}{\gamma_w} \quad (5)$$

$C_{conventional}$, $C_{coherent}$ はそれぞれ従来型 CT, 干渉性散乱 CT の相対コントラストを示し、添え字の m は対象となる物質, w は水を示す。

2.2 シミュレーションによる干渉性散乱線量の角度分布の取得

シミュレーションはモンテカルロ法を用いて、水と Polymethyl methacrylate (PMMA) の 2 物質について干渉性散乱線量の角度分布での検討を行った。モンテカルロコードは高エネルギー加速器研究機構 (KEK) から提供されている Electron Gamma Shower version 5 (EGS 5) [12] を使用した。本研究では、干渉性散乱の角度分布を扱うため、物質データを生成するコード Preprocessor for EGS (PEGS) において、散乱線の干渉効果をシミュレーションに含めるための設定を行った。また、その設定に伴い必要となる水と PMMA の干渉性散乱断面積、形状因子は EGS 5 に付属のデータを使用した。

シミュレーションの配置図を Fig. 1 に示す。30, 60, 90keV の各単色エネルギーと Birch ら[13]の式を用いて計算した管電圧 40 kV のエネルギースペクトル (Fig. 2) を用いて、ペンシルビームの光子を 1 cm 厚の水および PMMA にそれぞれ入射させ、光子が各物質を透過した場合のみ、その時点での光子の飛跡情報から散乱角度ごとの光子数を集計した。なお、シミュレーションでは、非干渉性散乱成分を除くことが可能であるが、実験系との条件を合わせるため、非干渉性散乱成分を含めて行った。入射光子数は 10^7 個で行い、得られた結果より散乱角 0 度の光子数を透過一次光子数として、1 cm あたりの線干渉性散乱係数を計算し[10]、

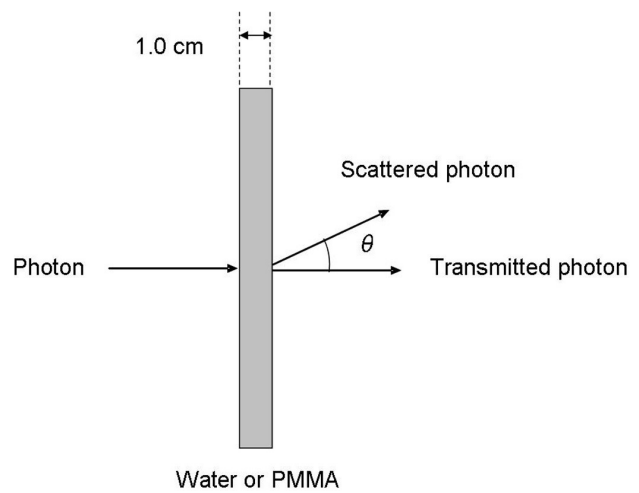


Fig.1 Geometry of the Monte Carlo simulation.

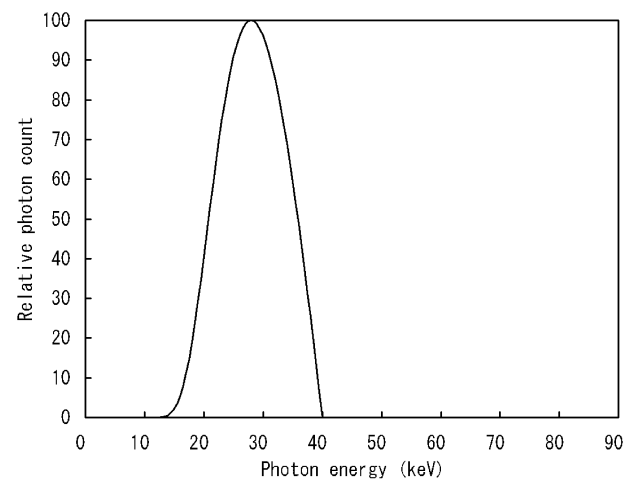


Fig.2 X-ray spectrum used for the simulations.

(5) 式より散乱角度ごとの相対コントラストを算出した。

2.3 実験による干渉性散乱および従来型 CT 画像の構築

本研究では、Westmore ら[10]の行ったペンシルビームを用いた方法をもとに検討を進めたが、ペンシルビームではデータ収集に非常に時間がかかるため、ファンビームでのデータ収集を試みた。ファンビームを用いた場合問題となるのは、ファン角の補正が必要であることと、検出器のチャンネル方向に対する干渉性散乱データの重畳の影響と非干渉性散乱線の影響である。ファン角の問題は従来型 CT と同様に補正を行うことが可能であり、後二者の影響については検出器前面にファンビームの広がり方向に直交した隔壁を有する集束型コリメータを配置することで低減できる。ファンビームへの応用と再構成は Schneider ら[14-19]によって行われているが、この点について、コリメータを配置することで空間分解能が向上すると述べられており[18]、本研究では、比較的小さいファントムによる実験を行うことで、コントラストの評価への影響は少なくできると考えられたこと、また、X 線量子ノイズの低減のためにコリメータの配置を行わなかった。

実験配置図を Fig. 3 に示す。X 線高電圧発生装置は UD 150 L (株式会社島津製作所) を、X 線管装置は CIRCLEX 0.6/1.2 P 33 DK (株式会社島津製作所) を用いた。検出器にはイメージングプレート ST-VI (富士フィルムメディカ

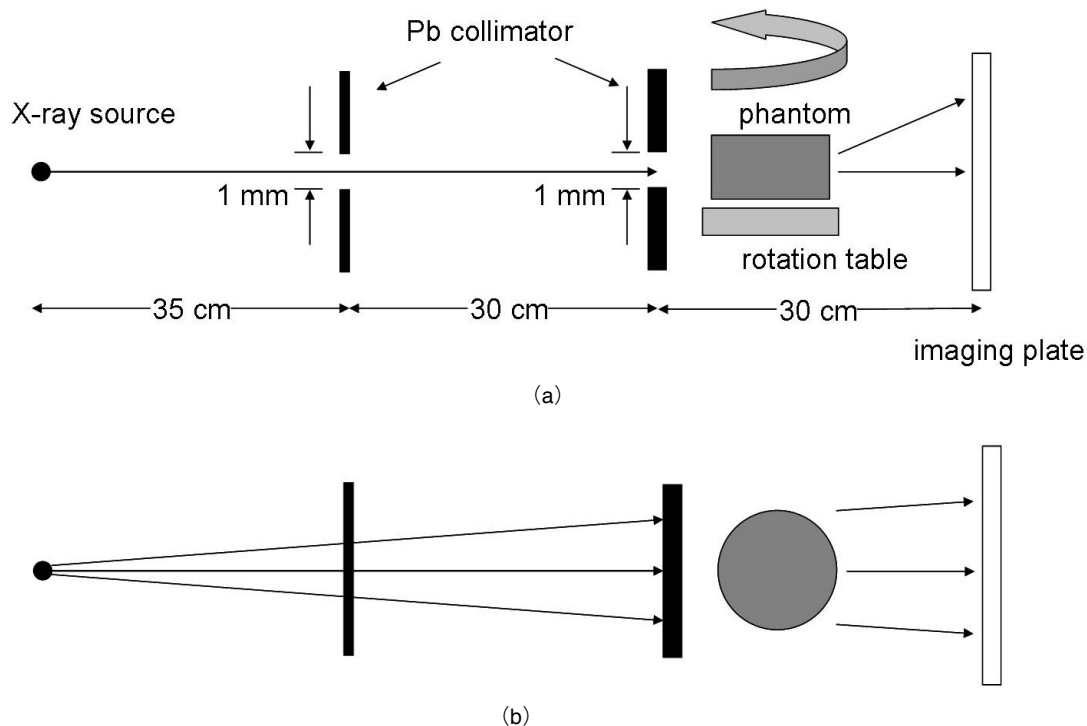


Fig.3 Experimental setup for coherent-scatter computed tomography : (a) side view, (b) top view.

株式会社)を用い, FCR PROTECT CS (富士フィルムメディカル株式会社)にて $150\mu\text{m}$ の読み取りピッチで画像の読み取りを行った. X線管焦点から 35 cm, 65 cm の位置にそれぞれ 2 mm, 4 mm 厚の自作鉛コリメータを配置し, スリット幅は 1 mm とした. 2 番目のコリメータの 4 cm 後方にファントム中心およびファントムを乗せた自作回転台の中心を配置した. ファントム中心から 26 cm 後方にイメージングプレートを設置した.

干渉性散乱 CT は, 対象物体が大きくなると, 散乱角度の誤差が大きくなるため[1], 正確なデータが得られない. そこで, 今回は比較的小さなファントムを作成した. ファントムの断面図を Fig. 4 に示す. 外径 6 cm, 2 mm 厚の PMMA 円筒内に直径 2 cm の PMMA 円柱を 1 本, 外径 2 cm, 2 mm 厚の PMMA 円筒を 3 本配置した. 3 本の PMMA 円筒内には, Nylon, Polyacetal (POM), 水をそれぞれ配置した.

照射条件は, 管電圧 40 kV, 管電流 100 mA, 1 投影方向あたり照射時間 2 sec で, 32 方向 180 度のデータ収集を行った. 得られた 32 のチャンネル方向×散乱角度方向 (マトリクスサイズ 300×256) の 2 次元散乱投影画像データは, 相対露光量に変換し, チャンネルごとに透過一次 X 線量で除した. 今回, 散乱角は 1 度ごとに 1 度から 14 度までとしたため, 散乱角度方向の 256 ピクセルは, それぞれ対応する角度ごとに積算し, 1 投影方向あたり 14 本の散乱投影データとした. また, チャンネル方向のデータは, 投影方向数に合わせ 32 ピクセルにリサンプリングした. 最後に, 散乱角度ごとに 32×32 マトリクスのサイノグラムを構築し, ファン角の補正後, Ramp フィルタを用いて filtered back-projection (FBP) 法で再構成[20]を行い, 14 枚の干渉性散乱 CT 画像を得た. また透過一次 X 線の投影データを同じように再構成し, 減弱係数の分布を表す従来型 CT 画像を得た. なお, 今回の実験で 15 度以上の角度のデータは収集しなかった. その理由は, 使用したエネルギースペクトルで最大の頻度を示す 28 keV において, 散乱角 1 度から 14 度までの x の値は, およそ $0.02 \times 10^{10} \text{m}^{-1}$

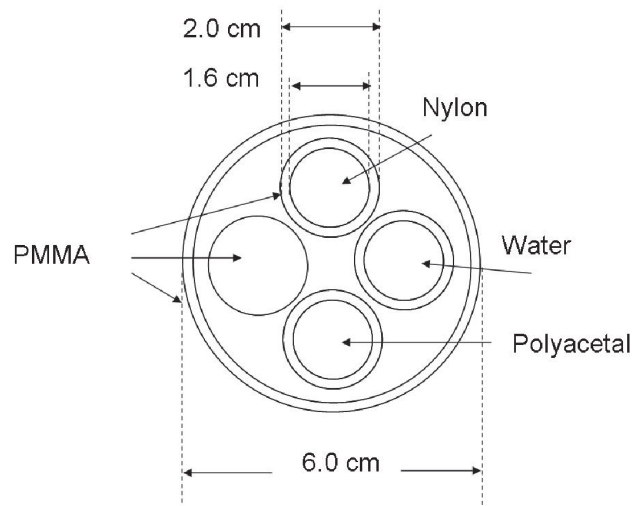


Fig.4 Cross-sectional view of the experimental phantom.

から $0.28 \times 10^{10} \text{m}^{-1}$ であり, 散乱線の干渉効果が現れる x の範囲[10]を十分含んでいるためである.

2.4 実験画像を用いた相対コントラストの測定

従来型 CT 画像と散乱角度の異なる 14 枚の干渉性散乱 CT 画像に対し, 水と PMMA 部分に 5×5 ピクセルの矩形 ROI を設定し, 平均ピクセル値を求め, (4), (5) 式より相対コントラストを計算した.

2.5 実験によるペンシルビームを用いた干渉性散乱線量の角度分布の取得

2.3 において, チャンネル方向の散乱線の低減を行わないファンビームでのデータ収集を行ったが, この方法によるコントラストへの影響は明らかではない. そこで我々はペンシルビームでのコントラストを測定するため, 2.3 と同様の実験配置で, コリメータサイズを $1 \times 1 \text{mm}$ に絞り,

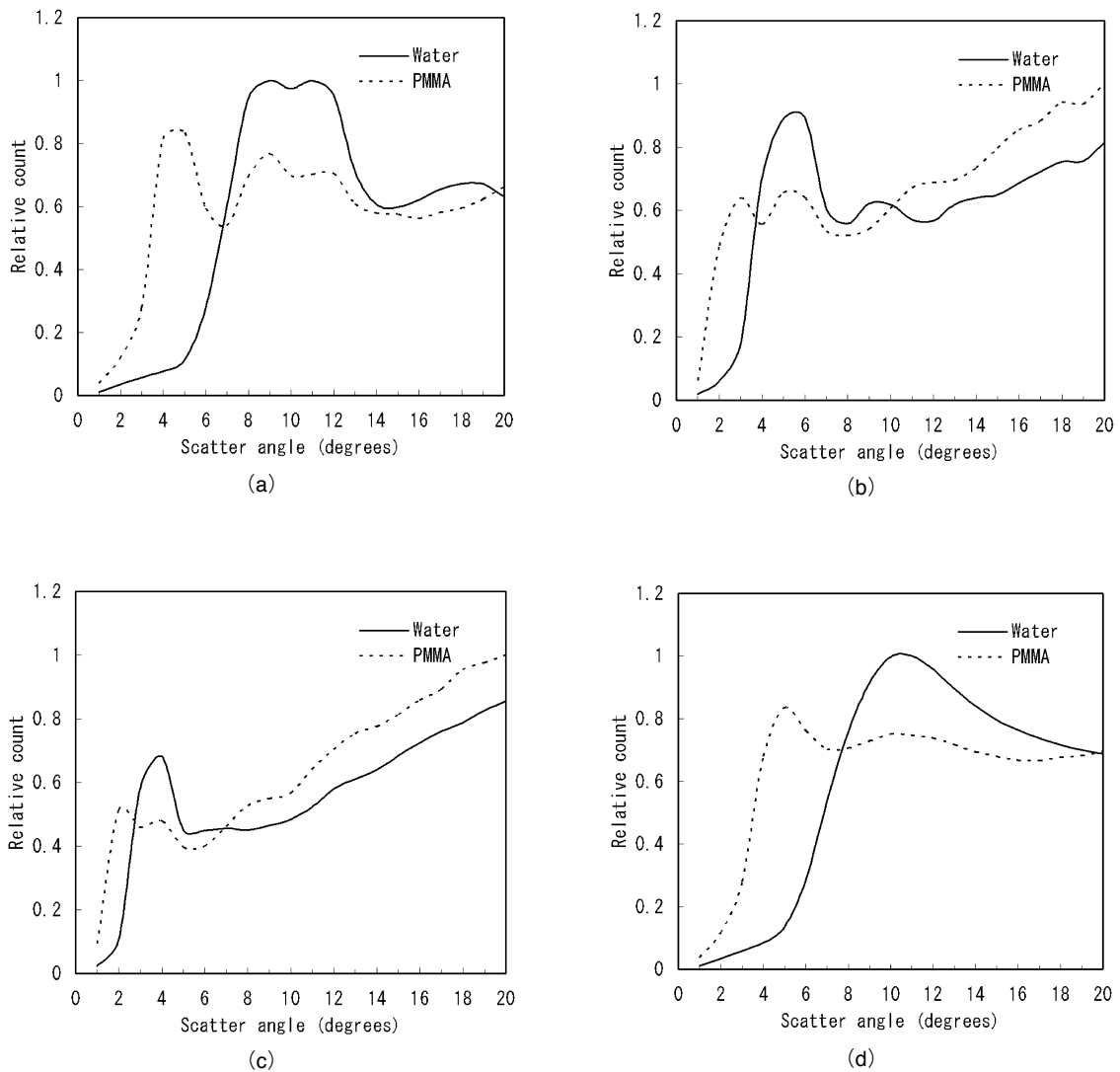


Fig.5 Coherent-scatter distributions as a function of scatter angle for water and PMMA in the simulation studies. Photon energies were (a) 30 keV, (b) 60 keV, and (c) 90 keV with (d) a tube voltage of 40 kV.

外径 2 cm, 2 mm 厚の PMMA 円筒内に水, 直径 1.6 cm の PMMA 円柱をそれぞれ配置し, 透過一次 X 線と干渉性散乱線量の角度分布を得た. 外枠となる PMMA の円筒のみを用いたデータも取得し, 差分処理によりこの外枠の影響を除去した. これらから, 計算により 1 cm あたりの線減弱係数と線干渉性散乱係数を求め, それぞれ相対コントラストを算出した.

3. 結果

3.1 シミュレーション

Fig. 5(a)–5(d) は, それぞれ 30, 60, 90 keV の単色 X 線と, 管電圧 40 kV の白色 X 線の水と PMMA とにおける散乱角度分布を示した. 散乱角度ごとの光子数は, それぞれ散乱角 0 度の透過一次光子数で除し, 最大値で正規化している. 水, PMMA とともに入射光子のエネルギーが高くなると, ピークが現れる散乱角度が小さくなった. 水の散乱角度ピークは, PMMA に対して角度が大きくなり, それぞれのピークが現れる角度の差はエネルギーの上昇に伴い小さくなった. また, エネルギースペクトルが幅を持つ白色 X 線では, 散乱角度分布も広がり, ピークがなだらかとなった.

Fig. 5 の結果を用いて, 散乱角度ごとの相対光子数の比

から求めた相対コントラストを Fig. 6(a) に示す. 主に低散乱角度において, 高いコントラストが得られ, エネルギーが低いほど, コントラストも高くなった. 白色 X 線の 40 kV では, 単色 X 線の 60 keV とほぼ同等のコントラストが得られた.

Fig. 6(b) は横軸に光子エネルギーを, 縦軸に Seltzer らの文献[21]による減弱係数から求めた水に対する PMMA の理想的な相対コントラストを図示し, 従来型 CT におけるエネルギーと相対コントラストの関係を表したものである. 水と PMMA の減弱係数の相対コントラストが最も高くなる 10 keV で, 従来型 CT の相対コントラスト値 0.250 に比べ, 干渉性散乱 CT における 30 keV, 干渉性散乱角 4 度での相対コントラストは 9.51 と大幅に大きな値を示した.

3.2 干渉性散乱 CT 画像と従来型 CT 画像

1 度から 14 度の干渉性散乱 CT 画像を Fig. 7(a) に示す. 画像のピクセル値は, 線干渉性散乱係数を表しており, γ は θ の関数として表されるので, 角度 θ の変化に伴って, 物質ごとにピクセル値が特徴的に変化した. 水, PMMA のピクセル値は 4 度まで, Nylon, POM は 6 度まで上昇し, ピークを示した後, 角度の増加に伴って低下した. 水と PMMA との相対コントラストは, 3 ~ 4 度で最も高くなった.

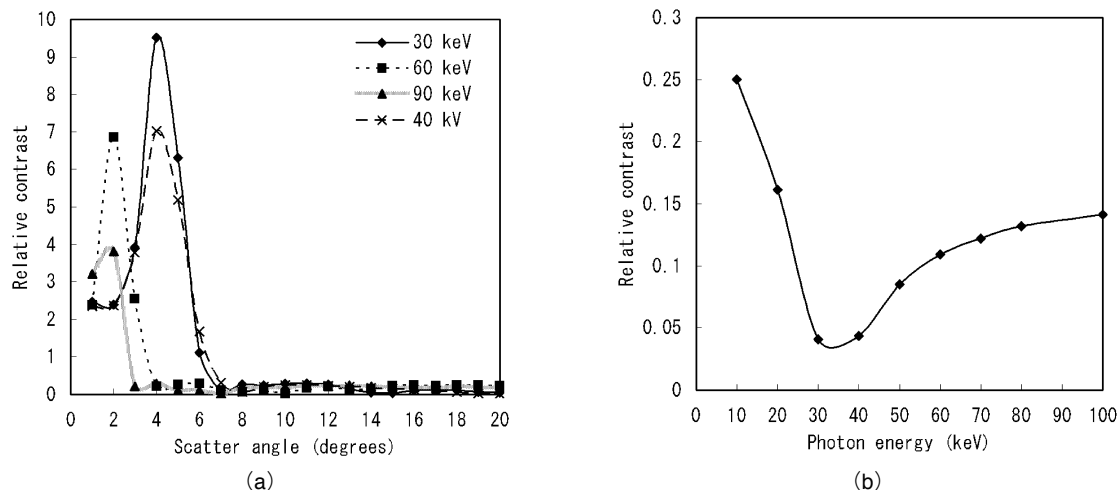


Fig.6 Relative contrast of PMMA to water (a) by calculating the coherent-scatter distribution as a function of scatter angle and (b) by calculating the attenuation coefficient as a function of photon energy.

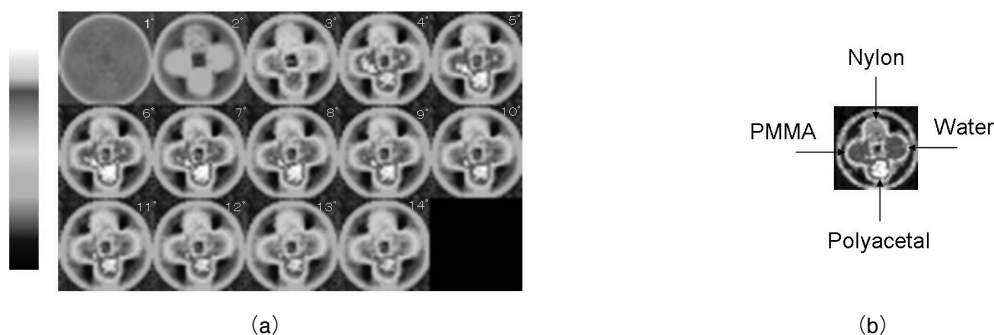


Fig.7 Reconstructed images of (a) coherent-scatter computed tomography (CT) and (b) conventional CT in the experiment.

一次線の投影データから再構成した従来型 CT 画像を Fig. 7(b) に示す。これは管電圧 40 kV における各物質の減弱係数を反映した画像である。POM の減弱係数が最も高く、Nylon が最も小さかった。水と PMMA はほぼ同じ減弱係数であり、視覚的にコントラストの差が見られなかった。

3.3 実験画像を用いた相対コントラストの比較

Fig. 8(a) の画像から測定した干渉性散乱 CT の水に対する相対コントラストを物質ごとに Fig. 8(a)–8(c) に示す。比較のため、Fig. 7(b) の従来型 CT 画像から測定した水に対する相対コントラストを Fig. 8(a)–8(c) に合わせて示す。PMMA における干渉性散乱 CT のコントラストは従来型 CT に比べ、角度 3 度において 4.86 倍大きく、Nylon では、角度 3 度で 2.28 倍、POM では、角度 7 度で 1.73 倍大きくなった。干渉性散乱 CT は、特に低角度側で従来型 CT のコントラストを上回った。

3.4 シミュレーションと実験の比較

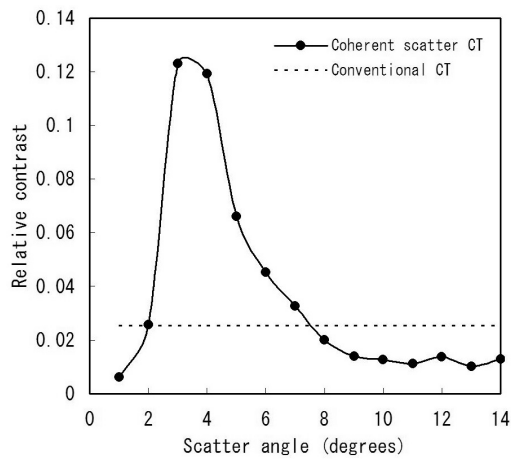
管電圧 40 kV の白色 X 線における水に対する PMMA の相対コントラストをシミュレーションと実験の結果を合わせて Fig. 9 に示す。シミュレーションは Fig. 6(a) で示したペンシルビームによる干渉性散乱線量の角度分布から求めた相対コントラスト、実験については、2.5 で行ったペンシルビームによる干渉性散乱線量の角度分布から求めた相対コントラストと Fig. 8(a) に示したファンビームによる再構成画像から求めた相対コントラストである。それぞれ相対コントラストの最大値を 1 とし、散乱角度の変化

に対する相対コントラストの変化を比較した。ペンシルビームによる干渉性散乱線量の角度分布の場合には、シミュレーション、実験ともに干渉性散乱角 4 度において相対コントラストが最大となり、相対コントラストの変化もよく一致した。ファンビームによる再構成画像の場合には干渉性散乱角 3~4 度で相対コントラストが最大となり、相対コントラストが最大となる散乱角度の違いが認められた。

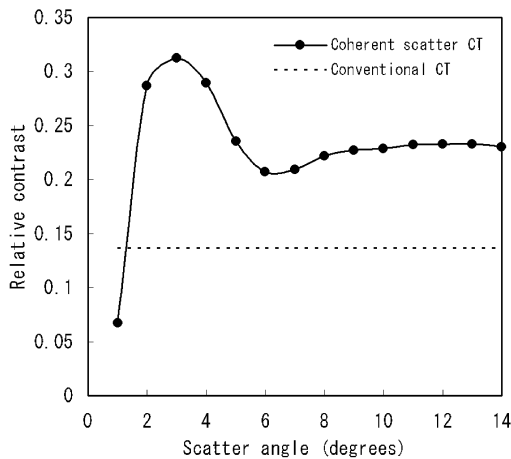
4. 考察

モンテカルロシミュレーションを行うことにより、単色エネルギー、白色エネルギーでの干渉性散乱線量の角度分布を計算し、水と PMMA の相対コントラストを評価することが可能であった。単色エネルギーでは、干渉性散乱線量の角度分布においてピークも顕著であり、物質の特徴が大きく現れた。しかし、白色エネルギーでは、干渉性散乱線量の角度分布が広がりを持ち、その結果、相対コントラストも低下した。Westmore ら[1]の報告においてもエネルギースペクトルの幅が角度分解能に重大な影響を及ぼすと述べられている。

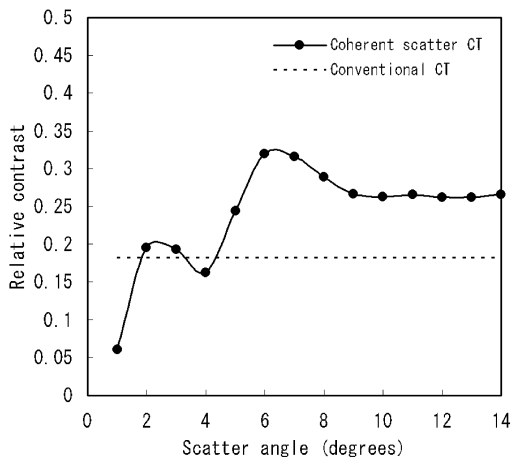
今回我々は、従来型 CT と干渉性散乱 CT のコントラストについて、ペンシルビームによる透過一次 X 線と干渉性散乱線量の角度分布での評価をシミュレーションと実験で行い、ファンビームによる再構成画像での評価を実験で行った。これらの 3 つの方法により得られた結果を Table 1 にまとめた。これは、管電圧 40 kV の白色エネルギーにおける水に対する PMMA の相対コントラストを示しており、干渉性散乱 CT では散乱角度により異なるコン



(a)



(b)



(c)

Fig.8 Relative contrast of (a) PMMA, (b) nylon (c) POM to water by measurement of coherent-scatter computed tomography (CT) and conventional CT images.

トラストが得られるため、その最大値を示した。従来型 CT におけるペンシルビームを用いたシミュレーションでは、2.2の方法で得られた透過一次光子数をもとに管電圧 40 kV での減弱係数を求め、相対コントラストを算出した。これにおいて、シミュレーションに対し、実験での相対コントラスト値がやや高くなったのは、シミュレーションに用いたエネルギースペクトルが実際に測定されたものではないことに依存すると考えられる。干渉性散乱 CT にお

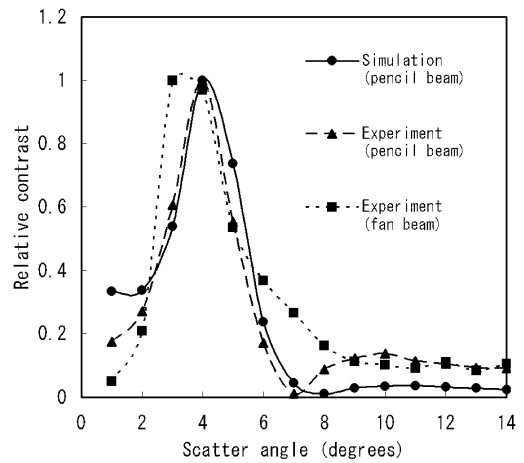


Fig.9 Relative contrast of PMMA to water at 40 kV in simulations and experiments. The solid line with circles is the result from simulation studies using a coherent-scatter distribution with a pencil beam, the long-dashed line with triangles is the result from experimental studies using a coherent-scatter distribution with a pencil beam, and the short-dashed line with squares is the result from an experimental study using reconstructed coherent-scatter CT images with a fan beam. These are normalized to unity at the maximum value.

Table 1 Comparison of maximum contrast of PMMA to water at 40 kV in conventional computed tomography (CT) and coherent-scatter CT.

	Conventional CT	Coherent-scatter CT
Simulation studies using primary beam and coherent-scatter distribution with pencil beam	0.0641	7.023
Experimental studies using primary beam and coherent-scatter distribution with pencil beam	0.0715	0.449
Experimental study using reconstructed CT images with fan beam	0.0253	0.123

るペンシルビームを用いた干渉性散乱線量の角度分布から求めた相対コントラストでは、シミュレーションの相対コントラスト値 7.023 に対し、実験での相対コントラスト値は 0.449 と特に大きな差が認められるが、この理由はエネルギースペクトルの違いに加え、X 線の指向性が影響していると考えられる。干渉性散乱 CT のコントラストは、干渉性散乱線量の角度分布の違いにより得られるが、実験においては X 線管から射出される X 線のわずかな広がり散乱角度の乱れを引き起こし、その結果、コントラストの低下を招いたと考える。次に、実験におけるペンシルビームを用いた透過一次 X 線と干渉性散乱線量の角度分布から求めた相対コントラストとファンビームを用いた再構成画像から求めた相対コントラストを比較し、その低下率を求めると、従来型 CT で 64.6%、干渉性散乱 CT で 72.6% であり、干渉性散乱 CT での相対コントラストの低下がやや大きくなった。これは、検出器のチャンネル方向に対する干渉性散乱データの重畳の影響と非干渉性散乱の影響、さら

に、ファントムの厚さによる散乱角度の誤差が加わったためだと考えられる。Table 1 に示したように、今回行った透過一次 X 線と干渉性散乱線量の角度分布、再構成画像による検討において干渉性散乱 CT は、従来型 CT より高いコントラストを得ることが可能であった。

我々は 6 cm という小型のファントムによる検討を行ったが、これは本研究が Westmore ら[1, 10]の方法を使用したため、その原理により被写体-検出器間距離に対する被写体サイズの制限を受けたためである。Stevendaal ら[18]の方法は、同じ散乱角度のデータを集めて再構成を行うため理論上被写体サイズの制限を受けず、人体の躯幹部への応用が可能となるが、X 線のエネルギー、検出器、コリメータなどハードウェアの問題も多く、臨床応用への課題は多い。しかし、今回の結果から示されるように、干渉性散乱 CT は指向性の高い単色の X 線を使用すれば、物質の減弱に依存した従来型 CT に比較して非常に高いコントラストが得られる可能性があり、今後積極的に検討を行う意義のある撮像方法と考える。

5. 結論

従来型 CT と干渉性散乱 CT がそれぞれ線減弱係数、線干渉性散乱係数の分布像であることを利用して、水の係数を基準とした相対コントラストによる比較を行った結果、干渉性散乱 CT は特に低散乱角度において従来型 CT を大きく上回った。空間分解能が高く、ノイズの小さい CT においても、X 線の減弱差がない病変は検出不可能である。この考えに基づくと、従来にない高いコントラストが得られる干渉性散乱 CT は、X 線の減弱差が小さい低コントラスト病変の検出に対し、有効な撮像方法であるといえる。

参考文献

- [1] Westmore MS, Fenster A, and Cunningham IA.: Angular-dependent coherent scatter measured with a diagnostic x-ray image intensifier-based imaging system, *Med. Phys.*, 23 (5), 723-733, 1996.
- [2] Evans SH, Dance DR, Bateman JE, et al.: Measurement of small-angle photon scattering for some breast tissues and tissue substitute materials, *Phys. Med. Biol.*, 36, 7-18, 1991.
- [3] Peplow DE and Verghese K.: Measured molecular coherent scattering form factors of animal tissues, plastics and human breast tissue, *Phys. Med. Biol.*, 43, 2431-2452, 1998.
- [4] Poletti ME, Goncalves OD, Mazzaro I.: X-ray scattering from human breast tissues and breast-equivalent materials, *Phys. Med. Biol.*, 47, 47-63, 2002.
- [5] Fernandez M, Keyrilainen J, Serimaa R, et al.: Small-angle x-ray scattering studies of human breast tissue samples, *Phys. Med. Biol.*, 47, 577-592, 2002.
- [6] Leclair RJ, Boileau MM, Wang Y.: A semianalytic model to extract differential linear scattering coefficients of breast tissue from energy dispersive x-ray diffraction measurements, *Med. Phys.*, 33 (4), 959-967, 2006.
- [7] Ryan EA and Farquharson MJ.: Breast tissue classification using x-ray scattering measurements and multivariate data analysis, *Phys. Med. Biol.*, 52, 6679-6696, 2007.
- [8] Batchelar DL, Dabrowski W, and Cunningham IA.: Bone-composition imaging using coherent-scatter computed tomography: Assessing bone health beyond bone mineral density, *Med. Phys.*, 33 (4), 904-915, 2006.
- [9] Davidson M, Batchelar DL, and Velupillai S.: Laboratory coherent-scatter analysis of intact urinary stones with crystalline composition: a tomographic approach, *Phys. Med. Biol.*, 50, 3907-3925, 2005.
- [10] Westmore MS, Fenster A, and Cunningham IA.: Tomographic imaging of the angular-dependent coherent-scatter cross section, *Med. Phys.*, 24 (1), 3-10, 1997.
- [11] 安藤正海, MAKSIMENKO A, 杉山弘, 他.: X 線屈折イメージングによる乳がんの臨床診断と病理学診断の可能性を探る, *Isotope News.*, No.626, 2-6, 2006.
- [12] Hirayama H, Bielajew AF, Nelson WR, et al.: EGS5 Code System, SLAC R-730, 2006.
- [13] Birch R and Marshall M.: Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge (Li) detector, *Phys. Med. Biol.*, 24 (3), 505-517, 1979.
- [14] Schneider SM, Schlomka JP, and Harding G.: Coherent scatter computed tomography applying a fan-beam geometry, *Proc. SPIE.*, 4320, 754-763, 2001.
- [15] Harding A, Schlomka JP, and Harding G.: Simulations and experimental feasibility study of Fan-beam coherent scatter CT, *Proc. SPIE.*, 4786, 202-209, 2002.
- [16] Schlomka JP, Harding A, Stevendaal UV, et al.: Coherent scatter computed tomography - A novel medical imaging technique, *Proc. SPIE.*, 5030, 256-265, 2003.
- [17] Stevendaal UV, Schlomka JP, and Grass M.: Filtered back-projection reconstruction technique for coherent-scatter computed tomography, *Proc. SPIE.*, 5032, 1810-1819, 2003.
- [18] Stevendaal UV, Schlomka JP, Harding A, et al.: A reconstruction algorithm for coherent scatter computed tomography based on filtered back-projection, *Med. Phys.*, 30 (9), 2465-2474, 2003.
- [19] Schlomka JP, Delfs J, Barschdorf H, et al.: Experimental feasibility study of energy-resolved fan-beam coherent scatter computed tomography, *Proc. SPIE.*, 5535, 410-423, 2004.
- [20] 橋本雄幸, 篠原広行.: C 言語による画像再構成の基礎, 医療科学社, 東京, 2006.
- [21] Seltzer SM and Hubbell JH.: 光子減弱係数データブック, 日本放射線技術学会, 京都, 1995.