
診療放射線技師教育のためのレーザー光を用いた
模擬C T装置システムに関する研究

18500715

平成18年度～平成19年度科学研究費補助金
(基盤研究(C)) 研究成果報告書

平成20年4月

研究代表者 小 倉 泉

首都大学東京健康福祉学部教授

首都大学東京図書情報センター
☎ 042 (677) 2404



10001231860

診療放射線技師教育のためのレーザー光を用いた
模擬CT装置システムに関する研究

18500715

平成18年度～平成19年度科学研究費補助金
(基盤研究(C)) 研究成果報告書

平成20年4月

研究代表者 小 倉 泉

首都大学東京健康福祉学部教授

首都大学東京図書館情報センター
10001231860

は し が き

現在、臨床現場では生体内部の可視化診断装置として、診断用X線撮影装置とともにX線CT装置が用いられている。特に、X線CT装置は身体の断層画像を容易に得られるため、医療現場ではひとつの施設に複数台を設置する場合も多く、これらの装置を早朝から夕方までフル稼働で利用しているのが現状である。そのため、教育の現場においても主にこれら装置を用いた実験・実習を行っているが、学生総数と実験・実習項目数の都合上、1班の学生数が10名程度となるため、学生に装置の構成と画像再構成の原理を理解させるのは容易ではない。また、実際の装置はシステム自体が大型で複雑なため、実験実習内容に制限を受けることも多い。以上の理由から、教育現場では電氣的システムならびに画像処理システムの原理を理解させるための簡便な教育用実験装置が求められているが、全くない状況にある。そこで、本研究は教育現場での模擬CT装置を開発することを目的に、実験実習用装置としてレーザー光を用いた模擬CT装置システムの構築を行い、教育効果の向上させることができる教育用実験システムを目指し実施した。

今後、本研究の成果が教育支援システムとして診療放射線技師教育の一助になればと願うものである。

平成 20 年 3 月
研究代表者 小 倉 泉

研 究 組 織

研究代表者：小 倉 泉（首都大学東京 健康福祉学部 教授）
研究分担者：安 部 真 治（首都大学東京 健康福祉学部 准教授）
研究分担者：乳 井 嘉 之（首都大学東京 健康福祉学部 助教）
研究分担者：肥 後 尚 志（日本大学 理工学部 教授）
研究分担者：篠 田 之 孝（日本大学 理工学部 准教授）

交付決定額（配分額）

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合 計
平成 18 年度	500, 000	0	500, 000
平成 19 年度	500, 000	150, 000	650, 000
総 計	1, 000, 000	150, 000	1, 150, 000

研 究 発 表

（１）雑誌論文

- 1) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 肥後尚志：「レーザー光を用いた教育用模擬X線CT装置の基礎的検討」, 日本保健科学学会, Vol. 10, No. 1, pp43-50, 平成19年6月25日(査読有)
- 2) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志：「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(査読有) (投稿中)

（２）学会発表

- 1) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 肥後尚志：「レーザー光を用いた簡易型教育用模擬CT装置の試作」, 電気学会・計測研究会 IM-06-57, 平成 18 年 11 月 16 日(佐賀大学)
- 2) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志：「レーザー光を用いた教育用模擬CTシステムの検討」, 電気学会・計測研究会 IM-07-4, 平成 19 年 3 月 9 日(防府商工会議所)
- 3) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志：「レーザー光を用いた教育用模擬CT装置の検討」, 平成 19 年電気学会全国大会, No. 1-153, 平成 19 年 3 月 17 日(富山大学)
- 4) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志：「レーザー光を用いた教育用模擬CT装置の基礎実験」, 200

7年電気学会基礎・材料・共通部門大会, XVI-8, 平成19年8月28日(大阪大学)

- 5) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志:「光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CT装置の検討」, 平成20年電気学会全国大会, No. 1-214, 平成20年3月19日 (福岡工業大学)
- 6) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 肥後尚志:「光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CTシステムの検討」, 電気学会・計測研究会 IM-08-26, 平成20年5月30日 (さんかく岡山) (発表予定)
- 7) 小倉泉, 乳井嘉之, 安部真治, 根岸徹, 篠田之孝, 圓谷光徳, 伊達紀彦, 肥後尚志:「光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CT像の検討」, 2008年電気学会基礎・材料・共通部門大会, 平成20年8月 (千葉工業大学) (発表予定)

目 次

1 章 緒言

2 章 光を用いた模擬C Tの原理

2. 1 X線C Tと画像再構成

2. 1. 1 X線C Tの原理

2. 1. 2 画像再構成の方法

2. 2 X線C Tの光による擬似化

2. 2. 1 透過直進光の検出

2. 2. 2 光ヘテロダイン干渉法による検出

3 章 直接検出法による簡易模擬C T装置システム

3. 1 直接検出法によるシステムの構成

3. 2 模擬C T画像

3. 2. 1 透過光強度の特性

3. 2. 2 模擬C T画像の結果

4 章 光ヘテロダイン干渉法を用いた模擬C T装置システム

4. 1 システムの構成

4. 2 透過光強度の特性と模擬C T画像

4. 2. 1 透過光強度の特性

4. 2. 2 溶液濃度と模擬C T画像

4. 2. 3 容器の表面性状の影響

4. 3 走査間隔と断層像の関係

4. 3. 1 回転ステージの走査間隔の影響

4. 3. 2 X軸ステージの走査間隔の影響

4. 4 模擬C T像の検討

4. 4. 1 画像再構成のフィルタの影響

4. 4. 2 病変部位を模擬した模擬C T像

4. 5 高さ方向への走査による縦断像

4. 5. 1 階段状の変化を有するファントムの縦断像

4. 5. 2 複数の円筒棒を有するファントムの縦断像

4. 5. 3 病変部位を模擬したファントムの縦断像

5 章 結言

参考文献

1. 緒言

本報告書は平成 18・19 年に補助された文部科学省科学研究補助金・基盤研究 (C)「診療放射線技師教育のためのレーザー光を用いた模擬 CT 装置システムに関する研究」に関する報告書である。

現在、X 線 CT (Computed Tomography) 装置は臨床現場において主要な検査装置の一つとなっている。診療放射線技師を養成する教育施設では主に実際の X 線 CT 装置を用いた実験・実習を行っている。しかし、学生が X 線 CT 装置の電氣的・画像解析的な原理を理解することは難しい課題の 1 つとなっている。実際の X 線 CT 装置では内部構造が複雑で大型のため実験・実習内容が制限されるとともに、X 線による被曝の危険性も考慮する必要がある。そのため、X 線 CT 装置を理解するための簡便な教育用実験装置が望まれる。

本研究の目的はレーザー光を用いた教育用模擬 CT 装置システムを構築することである。教育用模擬 CT 装置システムに可視光のレーザー光を用いることは実験者が実際にスキャン時のビームを視認できるとともに X 線による被曝も回避できる利点がある。さらに、X 線 CT 装置と同様の画像再構成アルゴリズムにより模擬 CT 画像を作成することにより、高い教育効果が期待できる。

本報告書はレーザー光を用いた直接検出法光及び光ヘテロダイン検出法による教育用模擬 CT システムを構築し、模擬ファントムを用いた模擬 CT 像の作成を行い、診療放射線技師教育のための模擬 CT 装置システムの検証を行った報告である。

2. 光を用いた模擬CTの原理

2. 1 X線CTと画像再構成

2. 1. 1 X線CTの原理

X線CT装置は体軸と直角な目的とする断層面に対し、細いX線ビームを多方向から放射し、その都度X線強度を測定し、個々の計測値をもとに断層面のX線吸収分布像を作り、これを再生表示するものである。すなわち、X線吸収値に比例した画素濃度によって作り出された画像であり、この画像を再構成画像という。

図2. 1. 1はX線CT装置の基本動作原理を示したものである。X線管と検出器は常に対向しており、X線ビームは十分細く絞られている。したがって、X線管と検出器を連動して移動すれば、頭部のある断面は細いビームで走査され、図2. 1. 2に示すように検出器にはそれぞれの位置におけるX線ビームの透過X線強度に比例した信号が計測される。

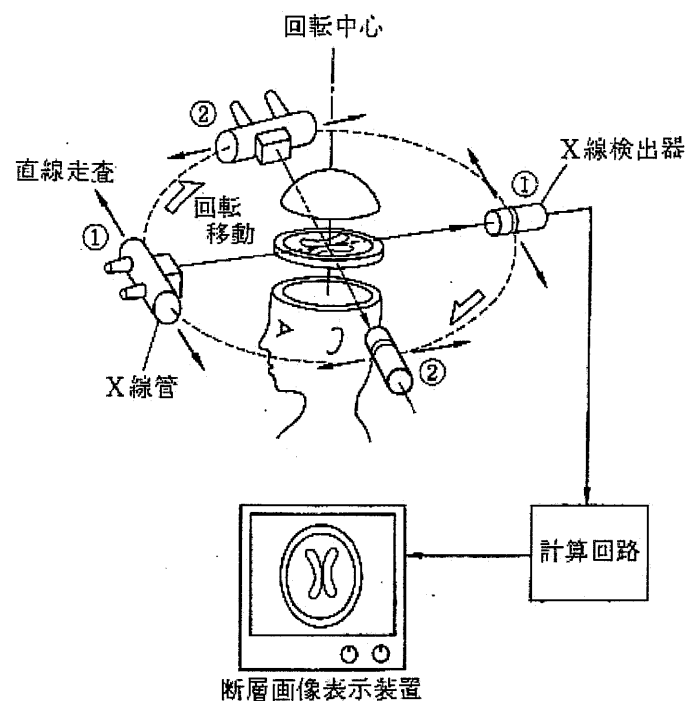


図2. 1. 1 X線CT装置の基本動作原理

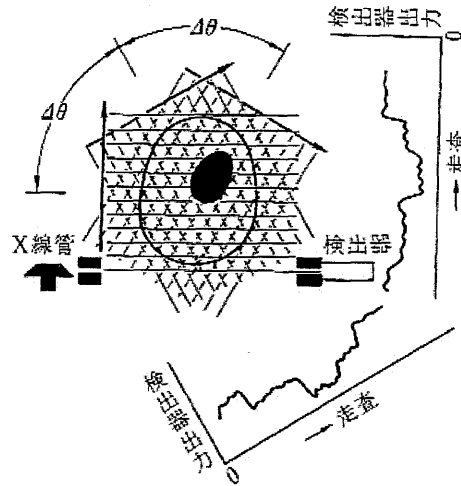


図2. 1. 2 走査と検出器出力

1回の走査が終了すると、X線管と検出器は一定角度回転し、再び走査を行う。これを 180° にわたって多方向からの投影を求める。ここで、投影のある1点のX線強度を I 、そのときの入射X線強度を I_0 とし、X線を単一エネルギーとすれば次式が与えられる。

$$I = I_0 \exp(-\sum \mu_i \times \Delta x_i) \quad (2.1)$$

ここに、 μ_i : X線が通過する組織の減弱係数

Δx_i : その組織の微小領域の長さ

いま Δx_i を一定値 Δx とすれば式(2.1)は次式のように表される。

$$I = I_0 \exp(-\sum \mu_i \times \Delta x) \quad (2.2)$$

両辺の対数を取り、整理すると

$$\log(I_0/I) = \sum \mu_i \times \Delta x \quad (2.3)$$

となる。これは入射X線強度と透過X線強度を測定すれば、減弱係数の総和が求められることを表している。これを多方向から投影し、このデータから数学的手法によりを計算し、画像として表示するものである。

図2. 1. 3は Translate-Rotate 方式の走査方法を示したもので、1個のX線管と1個の検出器が対向して並んでおり、これが平行移動(直線運動)して透過X線強度データを収集し、平行移動が終了すると全体が数度回転し、また平行移動する。これを 180° 繰り返す方式で、ペンシルビームタイプと呼ばれている。この方式は初期のX線CT装置に用いられたもので、データ収集には約5分を要し、頭部専用であった。本研究においても、光学系の構成と画像再構成の簡易性から、この方式を採用している。

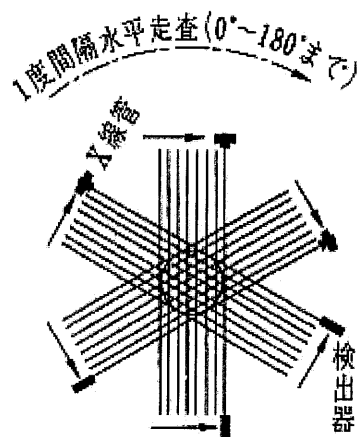


図 2. 1. 3 T-R 方式

図 2. 1. 4 は Rotate-Rotate 方式の操作方法を示したもので、X線のビームを $30^{\circ} \sim 50^{\circ}$ の扇状に広げ、被写体の断面に見合った検出器を設けたもので、X線管に対向する円弧状の検出器で透過X線を計測する。検出器は 500～800 個程度の個体検出器等が用いられ、X線管と検出器が一体となって被写体の周りを 360° 回転し、透過X線強度データを収集する。この方式は回転運動だけでスキャンできるので、スキャン時間は 0.5～5 秒で完了する。現在のX線CT装置の多くは、この方式が用いられている。

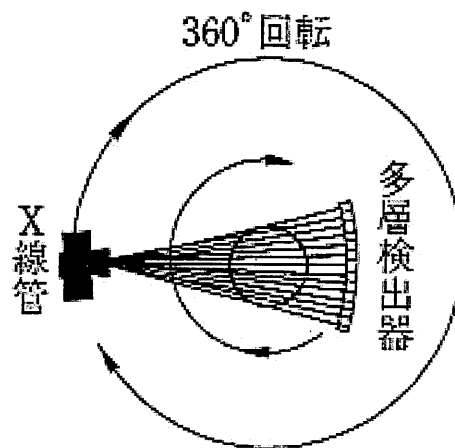


図 2. 1. 4 R-R 方式

2. 1. 2 画像再構成の方法

X線CT装置において、多方向からの投影データをもとに断層像を再構成するためのアルゴリズムには、以下の種類がある。

(a) 逆マトリックス法

逆マトリックス法は、再生画像を $m \times m$ のマトリックスに分け、各画素の吸収係数を未知数として、計算値との間に連立方程式をたて、マトリックスの解を求める方法である。この方法は、画素数よりはるかに多くの独立した方程式を必要とするため、現在では使われていない。

(b) 逐次近似法

逐次近似法は、各画素に適当な初期値を与え、あるX線ビームの計算値とそのビームに対する再生画像の各画素の総和との誤差を求め、これを補正值として加算し、逐次再生画像の精度を高めていく方法である。初期のX線CT装置にはこの方法が用いられた。

(c) 単純逆投影法

単純逆投影法は、各方向から投影された値を逆投影することにより原画像を再現するものである。図2. 1. 5(a)において、水平方向で得られた値 3,7 を逆投影すると図(b)が得られる。つぎに垂直方向の値 4,6 を逆投影し、重ね合わせると図(c)のようになる。さらに右斜め方向の値 1,5,4 および左斜め方向 2,5,3 を重ね合わせると図(d)が得られる。次に総画素数 10 を差し引くと図(e)が得られ、各画素の最大公約数 3 で除することにより、図(f)のように原画像が再現できる。

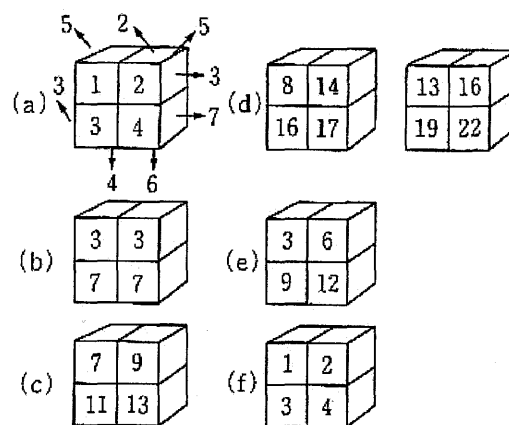


図2. 1. 5 単純逆投影法の原理

図2. 1. 6はこの原理を図式的に示したもので、被検体の中心に吸収値の異なる物体があると図(a)のような投影が得られ、これを順次多方向から求めて重ね合わせると、図(b)のように中心にある物体が再構成される。しかし、この中心の周りには星状のボケを生じ、中心の物体からの距離に反比例して減少する。

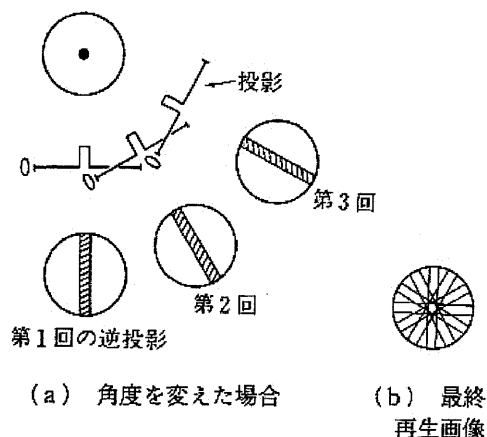


図2. 1. 6 図式による逆投影法の画像再生原理

(d) フィルタ補正逆投影法

単純逆投影法でのボケを除去する方法としてフィルタ補正逆投影法があり、このうち、フィルタ補正を実空間上で畳込み演算する畳込み逆投影法が多く用いられている。畳込み逆投影法は畳込み演算と逆投影演算の二つの段階を経て画像再構成を行うもので、図2. 1. 7に示すように、計測された各投影データに対し、逆投影した結果が正しい画像になるような補正関数(再構成関数)を重畳積分し、これを逆投影して元データに近い画像を得ることができる。再構成関数(フィルタ)は、目的や診断部位に応じて各種のものが用意されている。

この方法は計算量が少なく、投影データに含まれたノイズに対する安定が良いなどの特徴があり、現在、多くのX線CT装置に用いられている。

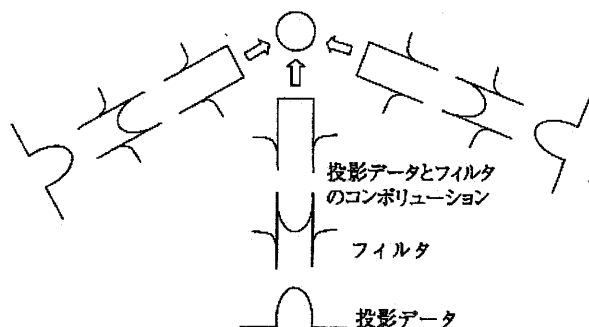


図2. 1. 7 畳込み逆投影法の画像再構成

2. 2 X線CTの光による擬似化

2. 2. 1 透過直進光の検出

X線CTの光による擬似化を行うに際し、従来のX線CTアルゴリズムを用いるためには生体などの散乱体を透過した光のうち直進成分が必要になる。

レーザー光を生体などの散乱体に入射させると、透過光はわずかな直進光（前方多重散乱直進光）成分と散乱光成分に分かれる。ここで、投影定理に基づいたX線CT装置のアルゴリズムを適用して模擬CT装置システムを構築するためには、このわずかな直進光成分を選別して検出する必要がある。

直進光成分を選別・検出する方法として光ヘテロダイン干渉法、散乱角差分法、偏光保存フォトン法等が提案されている¹⁻⁷⁾。これまで我々は、直進光成分の指向性と選別性を考慮し、光ヘテロダイン干渉法を用いて実験装置を構築し、検討してきた⁸⁻¹⁴⁾。

2. 2. 2 光ヘテロダイン干渉法による検出

光ヘテロダイン干渉法は周波数のわずかに異なる 2 つの単色光を重ね合わせるにより発生するビート信号を検出する。検出器の受光面の大きさは光の波長に比べて十分大きいので、きわめて鋭い指向特性を有している。

図 2. 2. 1 は光ヘテロダイン干渉法の基本構成である。光ヘテロダイン干渉法は測定光に対して周波数のわずかに異なる参照光を重ね合わせて干渉させる。検出されるビート信号は測定光と参照光の振幅の積に比例するので、測定光が微弱な場合でも参照光を任意に調整することにより、 S/N 比の改善が行える。

図 2. 2. 2 は光ヘテロダイン干渉法における光の重ね合わせの概略図である。図(a)は周波数の僅かに異なる測定光と参照光の波面が完全に一致したときの様子であり、検出器からビート信号が得られる。図(b)は測定光と参照光の波面が少しずれた場合の様子であり、斜め方向に干渉縞が現れる。検出器の受光面上において干渉縞が生じ、時間的に干渉縞が受光面上を動き、受光面全体で平均化されるために、検出器からビート信号は得られない。

光ヘテロダイン干渉法は重ね合わせる測定光と参照光の波面が一致しないとビート信号が得られないため、直進光成分を選別して検出することができる。

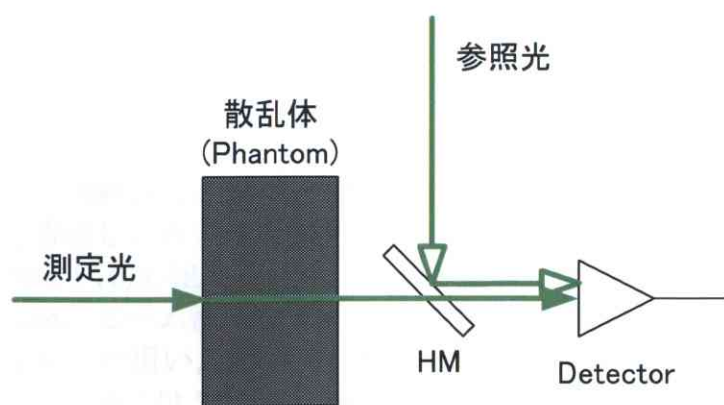
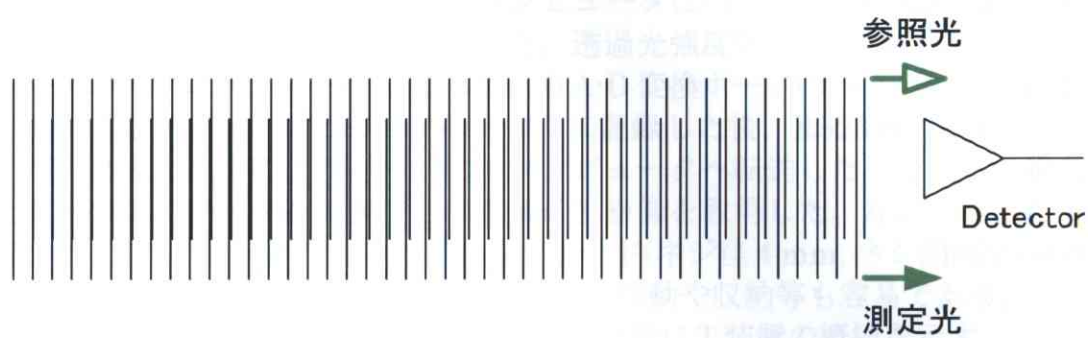
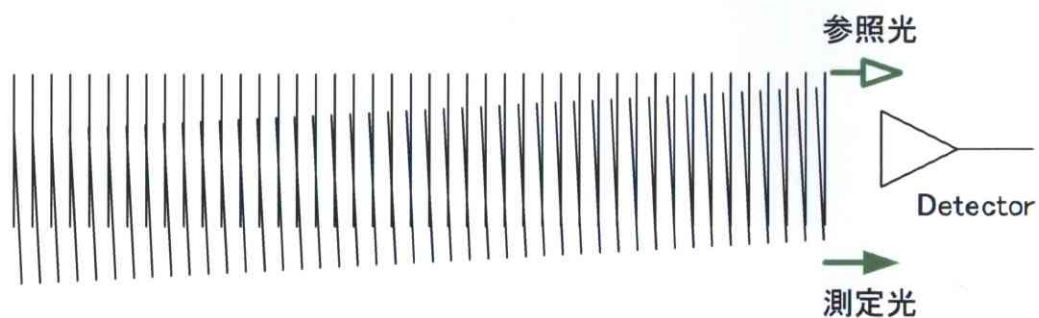


図 2. 2. 1 光ヘテロダイン干渉法の基本構成



(a) 波面が一致しているとき



(b) 波面が一致していないとき

図 2. 2. 2 光ヘテロダイン干渉法における光の重ね合わせ

3. 直接検出法による簡易模擬CT装置システム

3. 1 直接検出法によるシステムの構成

図3. 1. 1に実験装置の構成を示す。本システムでは光学系の小型化のために、散乱体を透過した透過光を偏光板(シグマ光機：SPF-50C-32)と可変ピンホール(駿河精機：F70)の組み合わせによって選別した。光源には半導体レーザー(波長 635 nm, ビーム径 1.2 mm, 出力 4 mW, コヒーレントジャパン：Lablaser31-0136)を用い、光パワーメーター(エドモンド：54038F)で検出した。ここで、生体組織には 700 nm～900 nm の近赤外域に吸収の少ない領域が存在するため、従来の透過型光CT装置ではこの波長域が用いられていた。しかし、教育用模擬CT装置においては、ビームの視認性が重要となるため、赤色領域の波長を用いた。

ファントムは直動ステージ(可動幅 50 mm, シグマ光機：TAR-38801D)と回転ステージ(自作)で構成した走査ステージ上に固定し、Translate-Rotate 方式のデータを取得した。ステージの動力には廉価版のステップモータ(7.5°, 5 V, 220 mA)を用いたため、ドライブ回路は定格に合わせて自作した。また、簡易型模擬CT装置の制御にはポケットコンピュータ(シャープ：PC-G850S)を用い、C言語にて制御プログラムを作成した。透過光強度データについては光パワーメーターのアナログ出力を増幅し、8 bit のA/D変換ボード(サンハヤト：CT-421)を用いてポケットコンピュータのメモリに記録した後、RS232C を経由してハイパーターミナルによりパーソナルコンピュータへ転送した。そして、得られた透過光強度データを再構成して模擬CT画像を取得した。なお、模擬CT装置全体を60×45 cm²の取手付ブレッドボード(ネジ径 4 mm, ネジ間隔 25 mm, 駿河精機：A64-46)上に固定してあるため、移動や収納等も容易である。

写真3. 1. 1に試作した簡易型教育用模擬CT装置の概観を示す。

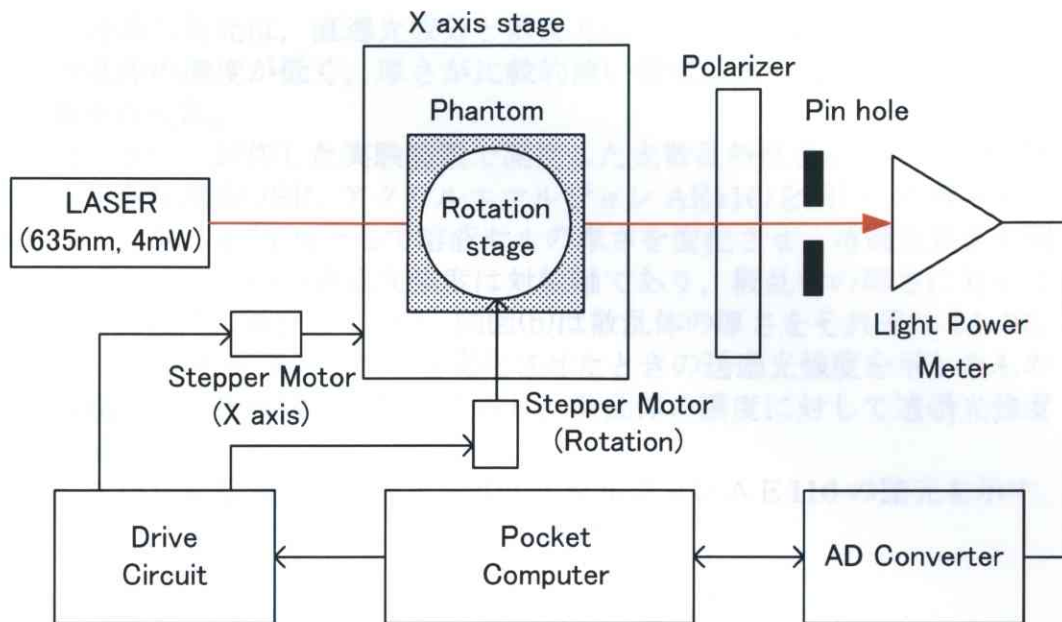


図 3. 1. 1 実験装置の構成

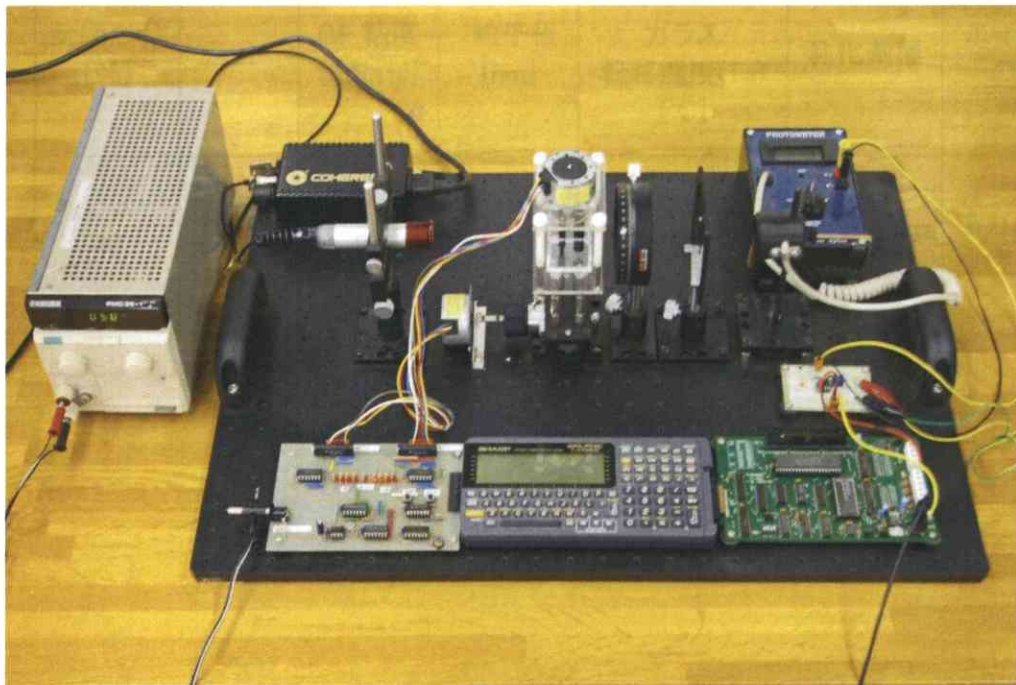


写真 3. 1. 1 実験装置の概観

3. 2 模擬CT画像

3. 2. 1 透過光強度の特性

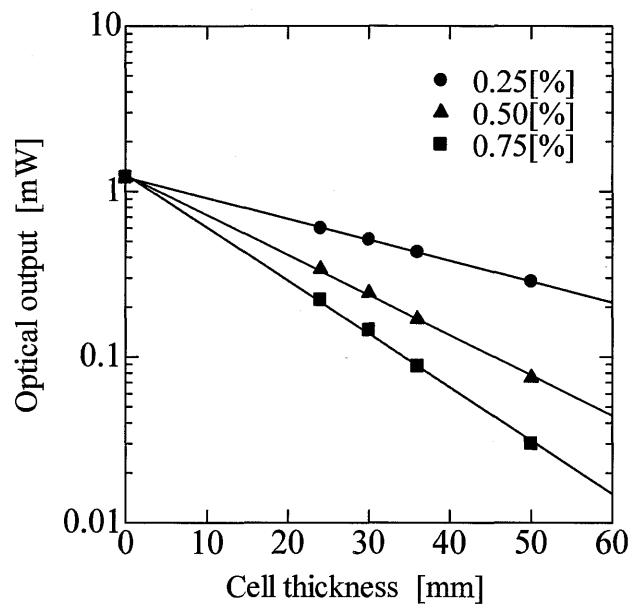
散乱体を透過した光は、直進光成分と散乱光成分が合成されたものとなる。ここで、散乱体の濃度が低く、厚さが比較的薄い領域において、透過光強度の測定の実験を行った。

図3. 2. 1に、試作した実験装置で測定した光散乱特性を示す。図(a)は散乱体として白色懸濁液(JSR, アクリルエマルジョン AE116)を用い、希釈率をそれぞれ 0.25, 0.50, 0.75 %として溶液セルの厚さを変化させ、透過光強度を測定したものである。縦軸の透過光強度は対数軸であり、散乱体の厚さに対して透過光強度が直線的に減衰している。同図(b)は散乱体の厚さをそれぞれ 24, 36, 50 mm とし、白色懸濁液の希釈率を変化させたときの透過光強度を示したものである。縦軸の透過光強度は対数軸であり、散乱体の濃度に対して透過光強度が直線的に減衰している。

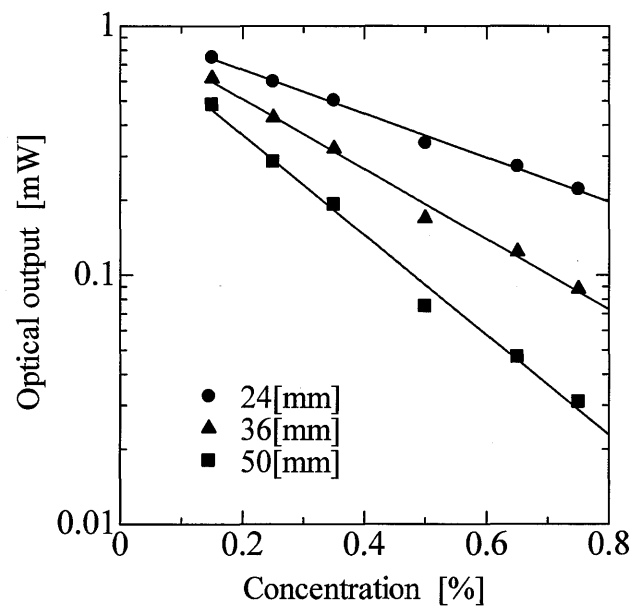
表3. 2. 1は白色懸濁液であるアクリルエマルジョンAE116の諸元を示す。

表3. 2. 1 アクリルエマルジョンの諸元

品名	全固形分 [%]	pH	BF 粘度 [mPa・s]	粒子径 [nm]	ポリマー ガラス 転移温度(Tg) [°C]	乳化剤種	エマルジョン のタイプ
AE116	40	2.5	30	80	50	アニオン	高カルボキシ 変性タイプ



(a) 試料の厚さに対する光散乱特性



(b) 試料の濃度に対する光散乱特性

図 3. 2. 1 光散乱特性

3. 2. 2 模擬CT画像の結果

試作した実験装置の動作と模擬CT画像の確認のため、厚さ 1 mm の透明ガラス製円筒容器(直径 26 mm, 高さ 40 mm)に 0.5 %の白色懸濁液を満したファントムをスキャンした。このスキャンでは、ファントム内にレーザービームが入射すると、ファントムの中心位置では直進光成分を計測できるが、湾曲したガラス表面でビームが屈折されて直進光成分が計測できなくなる。そのため、実際のX線CT装置で用いられている人体を模したファントムの構造は適さない。

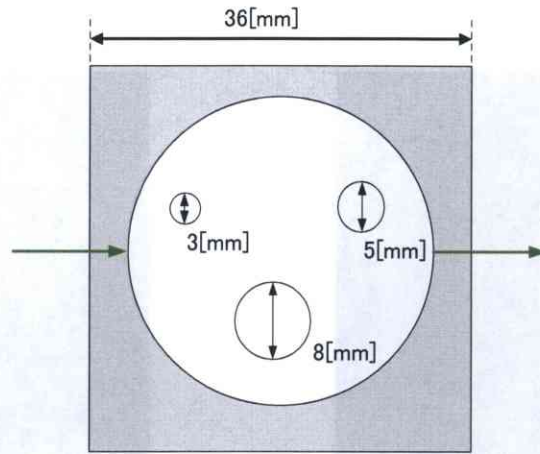
そこで、ビームの屈折を回避する測定試料として、図 3. 2. 2 に示すファントムを用いた。このファントムでは、アクリル製の透明な立方体容器(36 mm 角)を直動ステージ上に固定し、立方体容器中には希釈した白色懸濁液(JSR:AE116)を満し、上方に配置した回転ステージに黒色の樹脂製円柱棒を取り付け、溶液中を円柱棒が回転できる構造としたものである。走査ステージは直動ステージと回転ステージで構成し、直動ステージの走査間隔は 1 mm で分割数を 29, 回転ステージの回転角間隔は 15 度で分割数を 12 とし、透過光強度データの取得には約 8 分間を要した。取得した透過光強度データをもとに、フィルタ補正逆投影法を用いて画像再構成することにより模擬CT画像が得られた。

図 3. 2. 3 に白色懸濁液の濃度を 0.5 %とし、取得した透過光強度データを画像再構成して得られた模擬CT画像を示す。(a), (b), (c)はそれぞれ黒色円柱棒の直径が 3,5,8 mm, (d)は 3 本を同時にスキャンした時の模擬CT画像である。

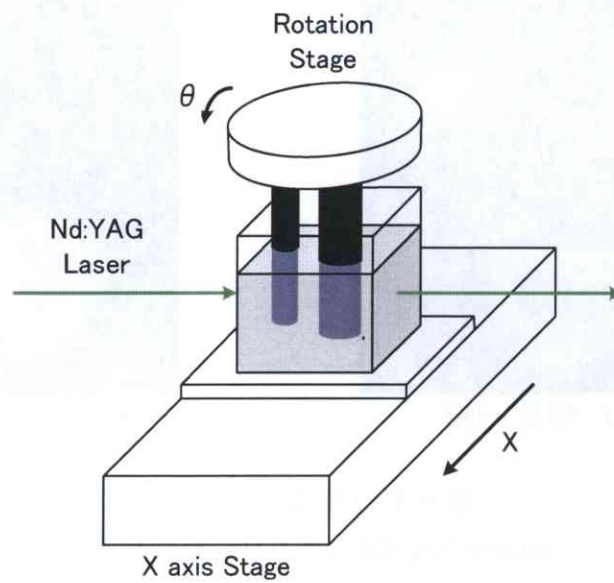
図 3. 2. 4 は黒色円柱棒の直径を 5 mm とし、(a)は白色懸濁液の濃度を 0.5 %, (b)は 0.75 %とした模擬CT画像を示す。なお、表 1 に図 5 (b)および(d)の透過光強度データ(横: X軸位置[mm], 縦: 回転角 θ [°])を示す。

なお、表 3. 2. 1 及び表 3. 2. 1 は図 3. 2. 3 (b)及び(d)の透過光強度データ(横: X軸位置[mm], 縦: 回転角 θ [°])を示す。

以上の結果から、学生実験において一連の測定とスキャン並びに画像再構成を行うことで、生体内情報の可視化を模擬できるため、X線CT装置に対する理解度の向上が期待される。

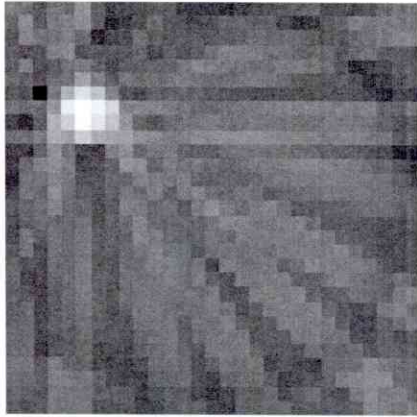


(a) Top View

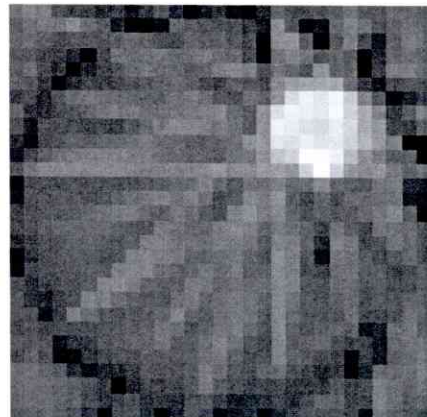


(b) 光とファントムの位置関係

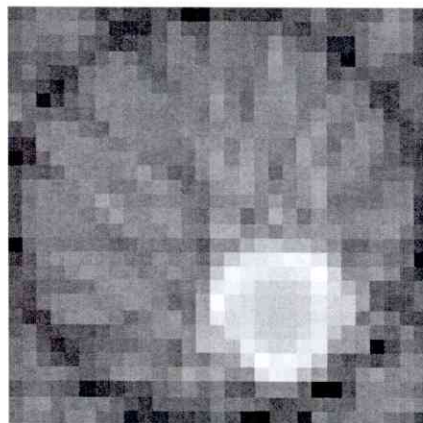
図 3. 2. 2. ファントムの構造



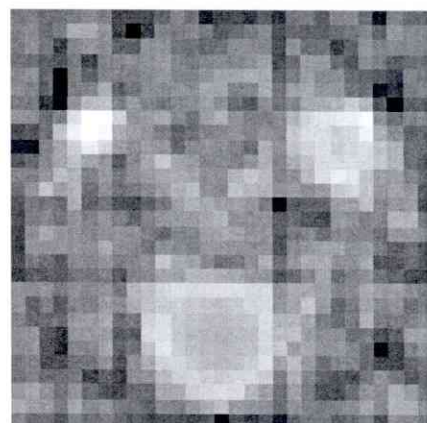
(a) 直径 3 mm



(b) 直径 5 mm

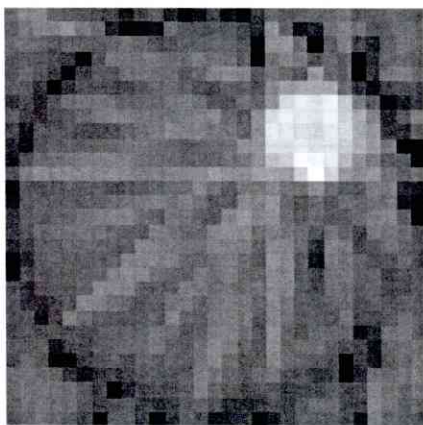


(c) 直径 8 mm

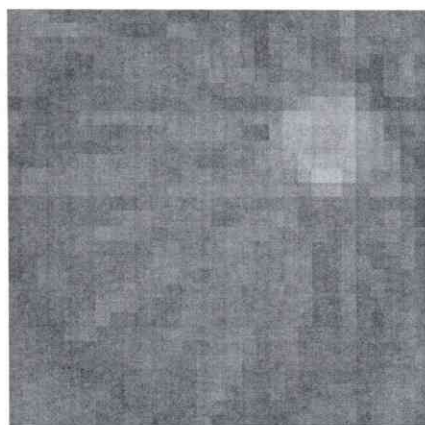


(d) 直径 3, 5, 8mm

図 3. 2. 3 模擬C T画像
(白色懸濁液濃度：0.5%，Shepp-Logan)



(a) 白色懸濁液濃度：0.5 %



(b) 白色懸濁液濃度：0.75 %

図 3. 2. 4 模擬 C T 画像
(円柱直径：5 mm, Shepp-Logan)

表3. 2. 1 直径5 mmのファントムのサイノグラム
(白色懸濁液濃度：0.5 %)

	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
15	26	28	30	9	2	2	2	2	2	32	35	34	33	34	34	34	35	35	35	34	35	35	35	35	34	34	35	34	34
30	25	26	28	25	2	1	2	2	2	16	34	34	34	33	35	34	35	35	35	35	35	35	35	35	35	35	35	35	36
45	27	28	30	2	2	1	2	1	3	34	34	34	33	34	34	34	35	35	35	33	34	35	35	35	34	36	36	35	34
60	26	26	29	29	21	2	2	2	1	2	24	35	34	34	35	34	34	35	35	35	34	35	35	34	35	35	35	35	35
75	26	29	29	32	32	1	2	2	2	2	6	34	34	35	34	35	35	36	35	34	34	34	35	36	36	35	35	35	34
90	26	27	30	30	32	33	33	15	2	2	2	1	1	29	34	34	34	34	36	35	34	35	35	35	34	35	35	35	35
105	26	29	30	31	33	33	34	35	21	2	2	1	2	2	25	35	35	35	36	35	36	34	35	35	35	35	33	35	33
120	26	28	30	30	32	33	34	34	33	34	34	18	2	2	2	2	2	27	36	35	34	35	35	34	35	34	28	35	35
135	26	30	30	32	32	33	34	34	33	34	35	34	30	2	2	2	1	2	14	34	35	35	35	35	35	36	35	35	32
150	26	28	30	30	32	33	34	34	34	34	34	34	33	34	34	26	1	1	1	2	2	20	34	35	35	34	35	35	35
165	28	29	30	33	32	33	34	34	34	34	34	33	34	34	34	34	22	2	1	2	2	1	27	34	32	35	35	35	30
180	26	28	30	31	33	33	34	34	34	34	34	34	33	34	34	35	35	35	30	2	1	2	2	2	17	34	35	36	35

表3. 2. 2 直径3, 5, 8 mmのファントムサイノグラム
(白色懸濁液濃度：0.5 %)

	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
15	35	35	18	1	2	1	1	1	30	35	35	36	26	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	35	36	35	36	35	36
30	35	35	34	1	2	2	2	1	8	35	35	35	36	35	36	21	1	1	1	1	1	1	2	1	29	37	36	36	36
45	35	36	25	1	1	1	1	1	24	35	35	35	35	35	35	8	1	1	2	1	1	1	2	1	1	25	36	36	37
60	35	35	35	34	12	1	1	2	1	1	34	35	35	11	1	1	21	35	31	2	1	1	1	1	1	1	1	17	36
75	35	36	34	35	35	4	1	1	1	1	1	1	1	32	35	36	36	36	34	2	1	1	1	1	1	1	1	11	37
90	35	35	35	34	35	36	36	33	1	1	1	1	1	10	35	36	35	36	36	34	1	1	1	1	1	1	1	1	9
105	35	36	35	36	35	22	1	1	11	16	1	1	1	1	1	30	36	36	32	1	1	1	1	1	1	1	1	18	36
120	35	35	35	35	28	1	1	5	35	36	35	35	24	1	1	1	1	2	10	1	1	1	1	1	1	1	1	27	36
135	36	35	33	1	1	1	32	36	35	35	35	35	35	36	8	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	35	35	36	35
150	35	35	36	16	1	1	16	35	34	36	36	35	35	36	35	4	1	1	1	1	1	1	1	4	35	36	36	35	36
165	35	35	34	2	1	1	31	36	35	36	35	35	4	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	35	36	36	36	36
180	35	36	35	34	31	1	2	2	35	35	18	1	1	1	1	2	1	1	1	32	13	1	1	1	1	1	32	36	36

4. 光ヘテロダイン干渉法を用いた模擬CT装置システム

4. 1 システムの構成

図4. 1. 1は実験装置の構成である。光学系は光源である Nd:YAG レーザー（コヒーレント，DPSS532，波長 532 nm，ビーム径 0.7 mm），マッハツェンダー干渉計および周波数差が 10kHz の 2 台の音響光変調器(Acoustic Optic Modulator, 以下，AOM と記す）（ISOMET, 1205C）から構成されている。光源から出射された光は無偏光ビームスプリッタ NPBS で参照用光路の光と測定用光路の光に 2 分される。参照用光路の光は AOM₁（変調周波数 80 MHz）を通り，ミラーM₂，ハーフミラーHM で反射される。測定用光路の光は AOM₂（変調周波数 80.01MHz）を通り測定試料を直進した光を参照用光路の光と重ね合わせて検出器に入射する。測定用光路にはステージに取り付けられたファントムを設置する。

ファントムは図3. 2. 2と同様に直動ステージ（シグマ光機，SGSP 26-100）及び回転ステージ（シグマ光機，SGSP-40YAW）に取り付けた。ファントムは石英ガラスの立方体容器（底面 50 mm 角）に散乱性のある希薄な白色懸濁液（JSR, AE116）を注入し，黒色のプラスチック製の円筒棒を回転ステージに取り付けて構成した。

測定は検出器（New Focus, model 2001）で得られた干渉信号をFFTアナライザ（小野測器，CF-5220Z）により，2台のAOMの周波数差である10kHzのビート周波数成分を検出した。Translate-Rotate方式でデータを取得するため，ファントムの走査は直動ステージによりX軸方向に0～44.1 mm（0.7mm 間隔）で分割数 64 とし，回転ステージにより回転の走査間隔 $\Delta\theta$ で等間隔に行う。回転ステージにはZ軸方向に走査できるようにステージを取り付けてある。画像の再構成には Shepp-Logan フィルタを用いた。

写真4. 1. 1は実験装置の概観である。

実験装置の操作システムは診療放射線技師を養成する教育施設での学生が実習することを考慮し，図4. 1. 2のようにグラフィカルなインターフェースである Lab View を用いて構築した。コンピュータに精通していない学生でも容易に実験に取り組める環境とした。

図4. 1. 3及び図4. 1. 4は画像再構成の操作画面であり，グラフィカルなインターフェースと再構成画像の取扱いが容易になるようにソフトウェアを構築している。

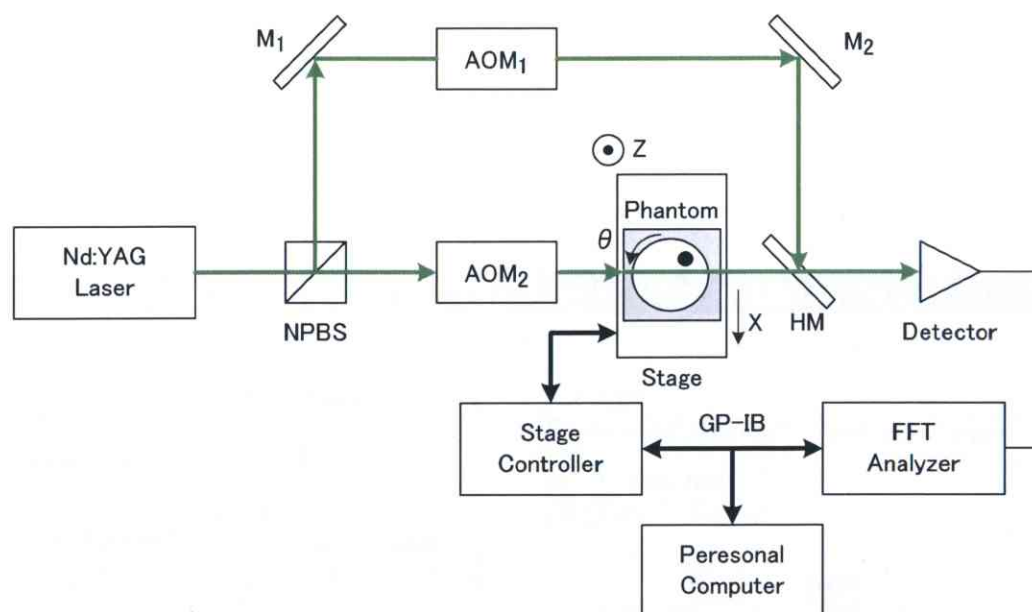


図 4. 1. 1 実験装置の構成



写真 4. 1. 1 実験装置の概観

CONTROL	MONITORING
ステージ Address <input type="text" value="8"/> FFTアナライザ Address <input type="text" value="9"/> 必要がなければ、ステージ8アナライザ9は変えてはいけない。	FILE NAME <input type="text" value="% D:\home\光CT\実験\080312\data1\data1-170deg.txt"/>
アナライザのみの測定 LOG/LIN LOG 測定する周波数 <input type="button" value="アナライザ"/> <input type="radio"/> LIM <input type="text" value="10.37"/> [kHz]	FFTアナライザからの応答 <input type="text" value="10.375kHz"/> <input type="text" value="3.623mVr"/>
原点を設定 <input type="button" value="原点"/>	現在の位置 X軸 <input type="text" value="0.0"/> [μm] 回転ステージ <input type="text" value="170.0"/> [deg]
移動のみ X軸移動 回転ステージ移動 <input type="button" value="移動のみ"/> <input type="text" value="0.0"/> [μm] <input type="text" value="0.0"/> [deg]	error ステージからの応答 <input type="text" value="0, 34000,K,K,R"/>
X軸ファイルを読み込んでの測定 回転角の分解能 <input type="button" value="ファイルを読み込んで測定"/> <input type="text" value="10"/> [deg] (csvカンマ区切り)	X軸の移動回数 ファイルから読み込んだX軸の設定位置 <input type="text" value="64"/> <input type="text" value="0"/> <input type="text" value="0.0"/> [μm]
ファイル結合 <input type="button" value="ファイル結合"/>	X軸進行状況 <input type="range" value="0"/> [μm] 0 10000 20000 30000 44100
終了 緊急停止 <input type="button" value="測定終了"/> <input type="button" value="緊急停止"/>	回転ステージの進行状況 回転ステージの移動回数 <input type="range" value="18"/> [deg] 0 20 40 60 80 100 120 140 160 170

図 4. 1. 2 システムの操作画面

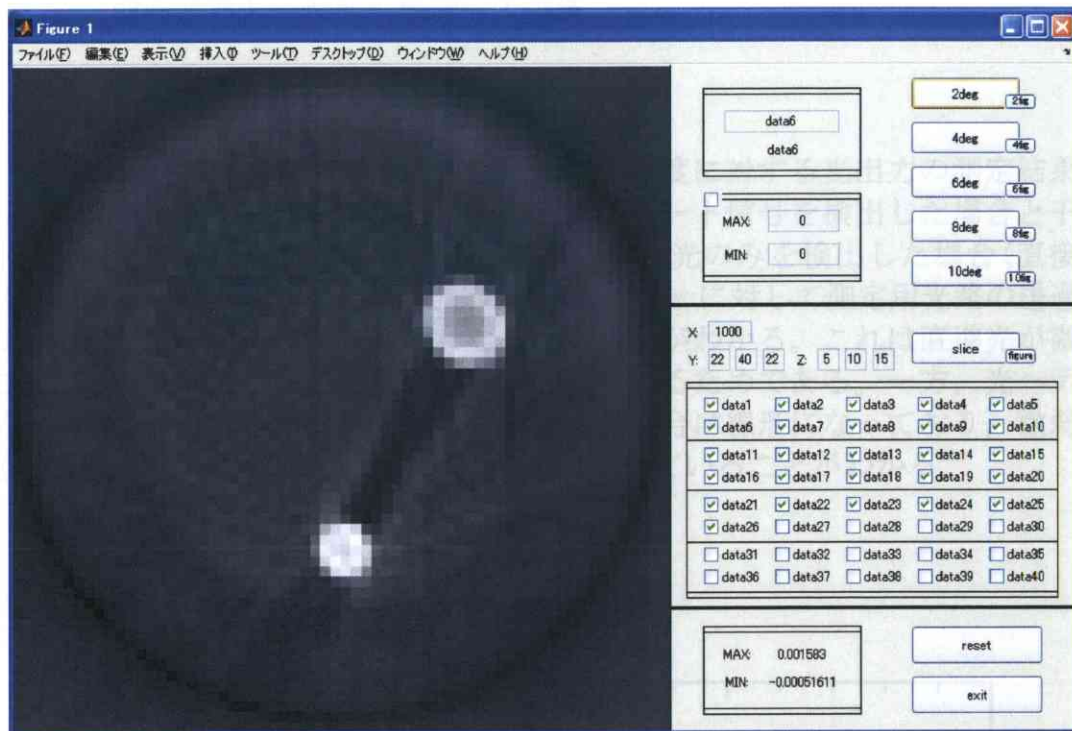


図 4. 1. 3 画像再構成の操作画面（横断面）

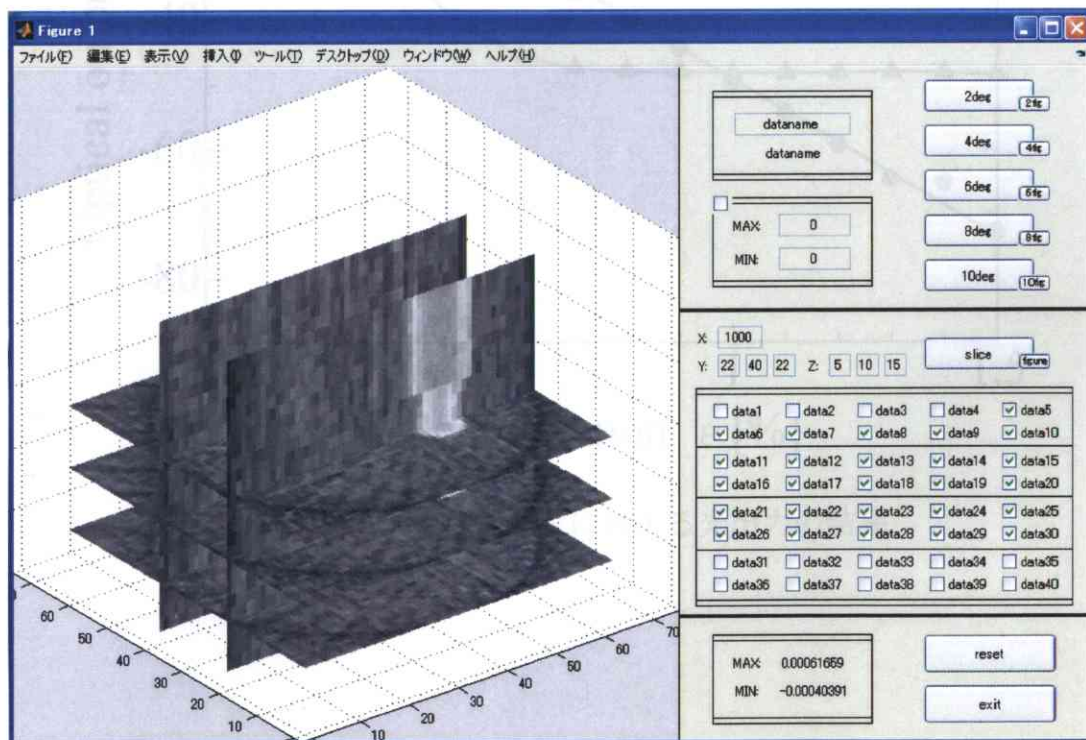


図 4. 1. 4 画像再構成の操作画面（縦断面）

4. 2 透過光強度の特性と模擬CT画像

4. 2. 1 透過光強度の特性

図4. 2. 1は石英の容器に白色懸濁液の濃度に対する光出力の測定結果である。実験は光ヘテロダイン干渉法を用いたビート信号を検出した場合と干渉計の参照用光路の光を遮断し測定用光路の透過光のみを検出した場合(直接検出法)について行った。白色懸濁液の溶液濃度 ε に対して測定用光路の透過光のみの場合、非線形となり、飽和していることがわかる。これは直進光が微弱になり、散乱溶液による散乱光が強くなっているためである。一方、光ヘテロダイン干渉法を用いたビート信号を検出した場合は線形になっており、微弱な直進光を光ヘテロダイン干渉法により検出できていることがわかる。

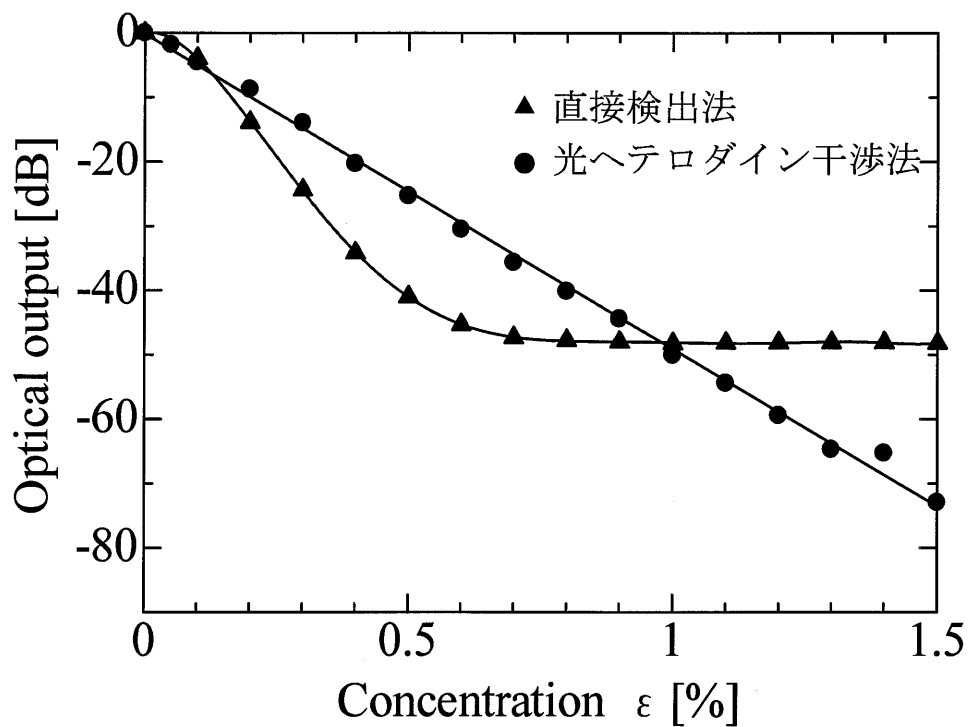


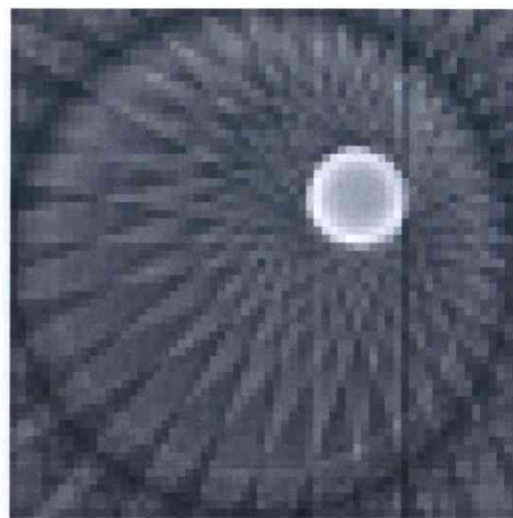
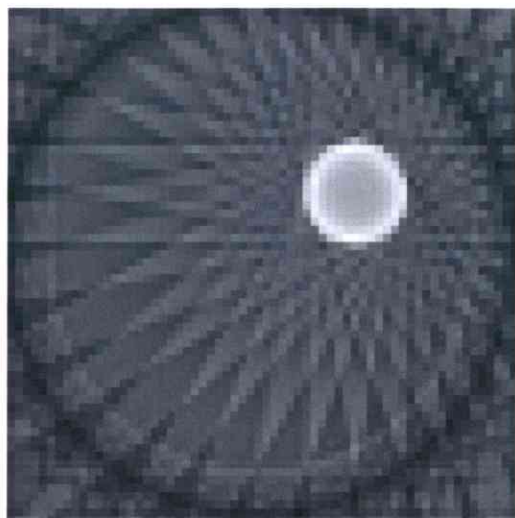
図4. 2. 1 溶液濃度に対する光出力の結果

4. 2. 2 溶液濃度と模擬CT画像

図4. 2. 2-1～12は白色懸濁液の濃度 ε を0.05%～1.2%としたときの模擬CT画像の結果である。各図(a)，(b)は各々直接検出法，光ヘテロダイン干渉法の断層像である。測定試料は直径8 mmの円筒棒を用い，回転ステージの走査間隔は $\Delta\theta = 10^\circ$ とした。断層像は白い領域ほど光が透過しやすく，黒いほど光が透過しやすいことを表している。

図4. 2. 2-1～4は溶液濃度が0.4%以下のときであり，どちらの検出法でも円筒棒を確認することができる。これは光出力と溶液濃度が指数関数的に減衰しているためである。放射状に現れている線は回転ステージの走査間隔 $\Delta\theta$ が 10° であることに起因するアーチファクトである。このアーチファクトは回転ステージの走査間隔を細かくすることで低減できる。

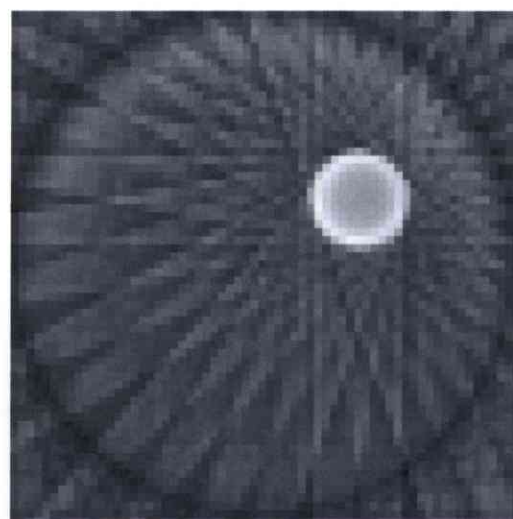
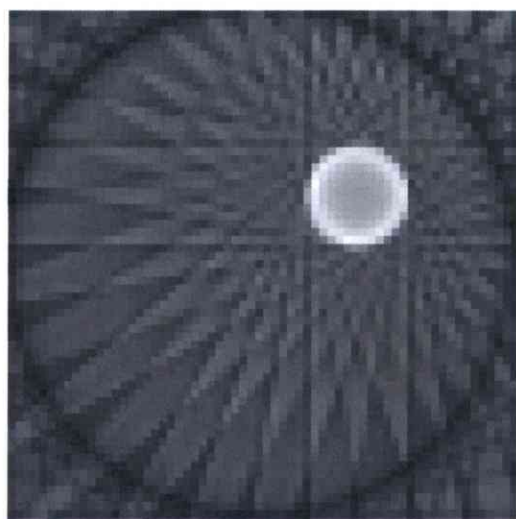
図4. 2. 2-10～12は溶液濃度を1%以上にしたときであり，直接検出法は光出力が飽和状態になっており，断層像は全体が白い領域になっており，円筒棒を確認することができないが，光ヘテロダイン干渉法は可視化できていることがわかる。



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

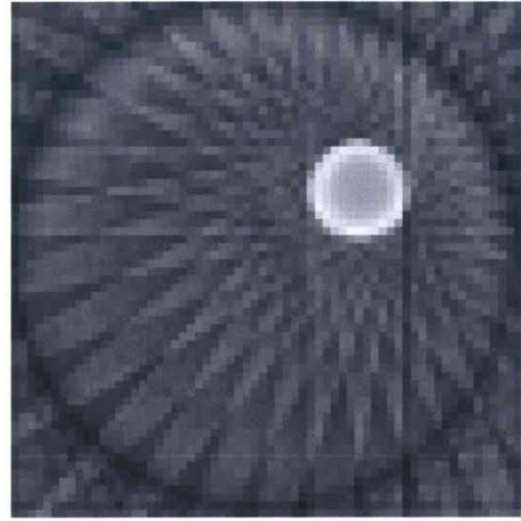
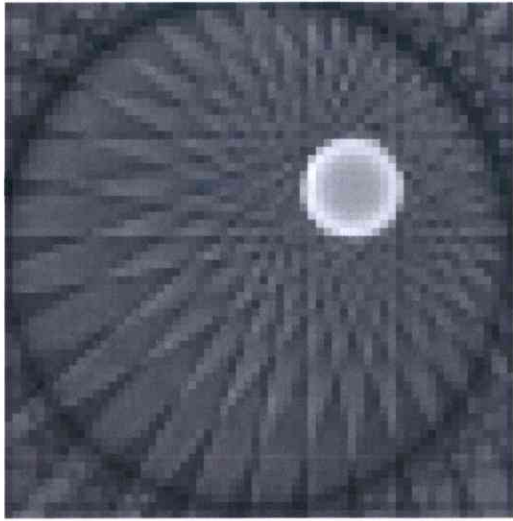
図4. 2. 2-1 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.05\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

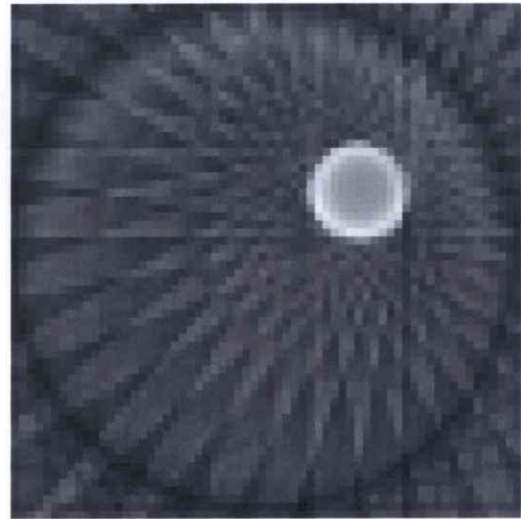
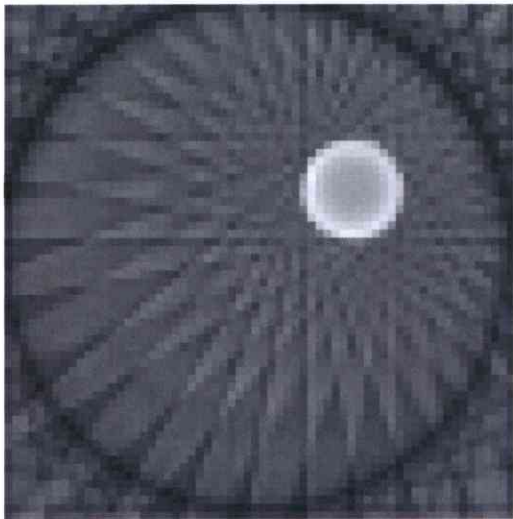
図4. 2. 2-2 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.1\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

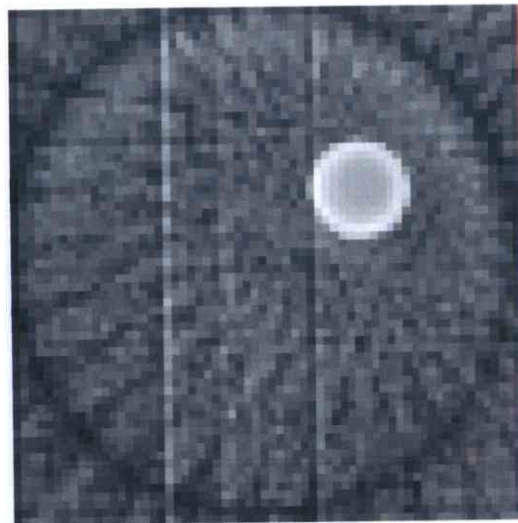
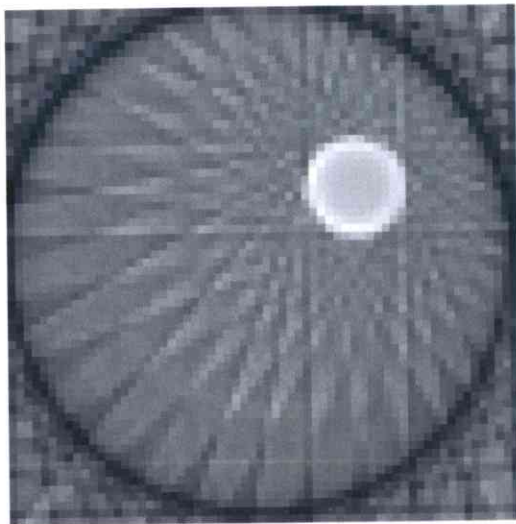
図4. 2. 2-3 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.2\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

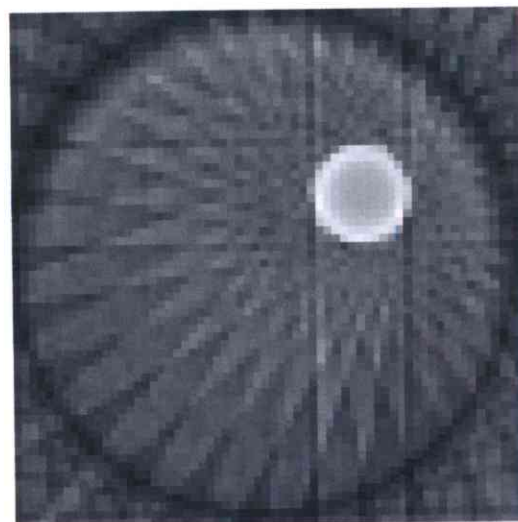
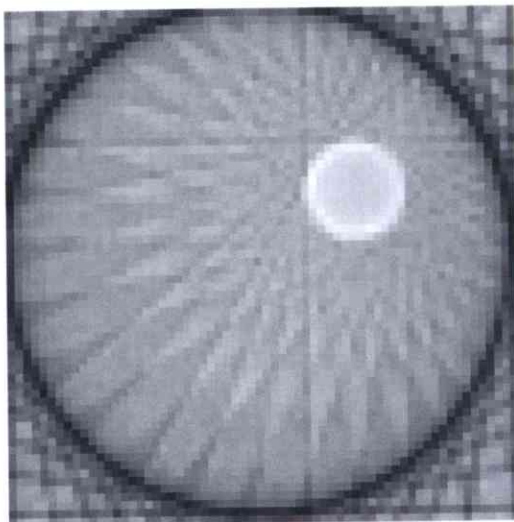
図4. 2. 2-4 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.4\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

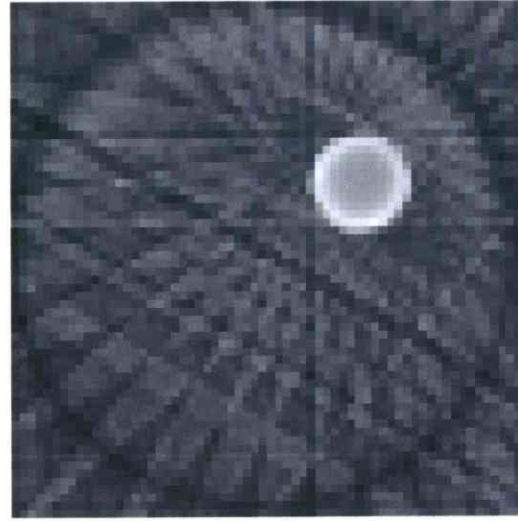
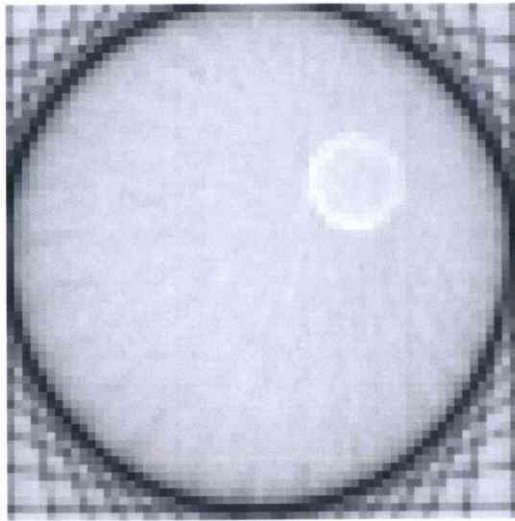
図4. 2. 2-5 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.5\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

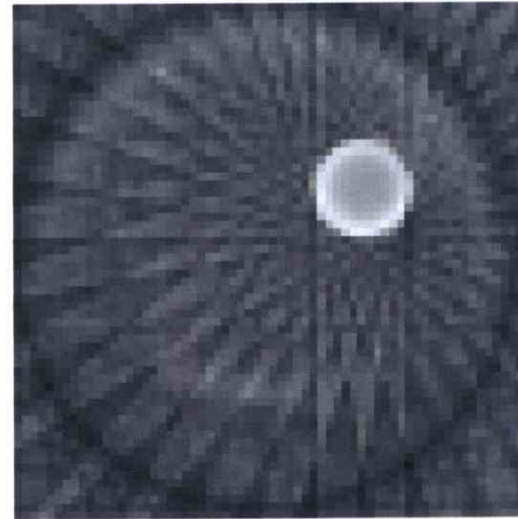
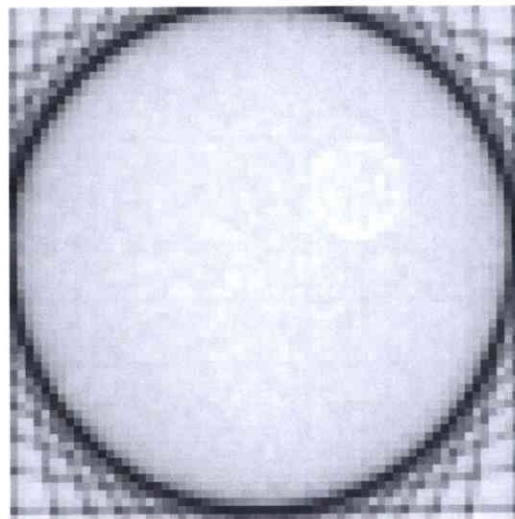
図4. 2. 2-6 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.6\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

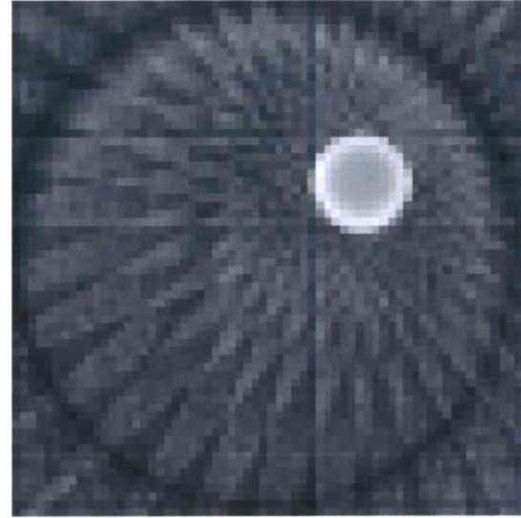
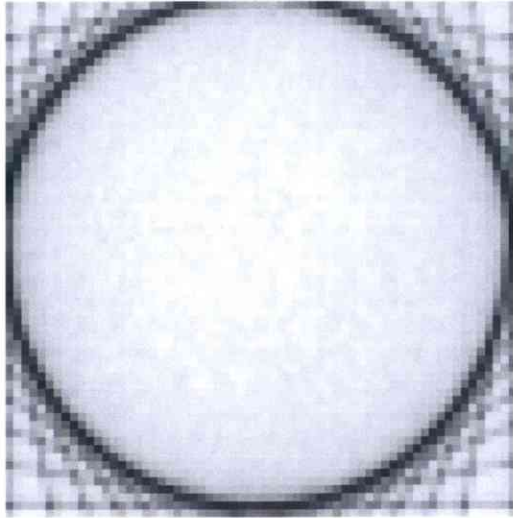
図4. 2. 2-7 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.7\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

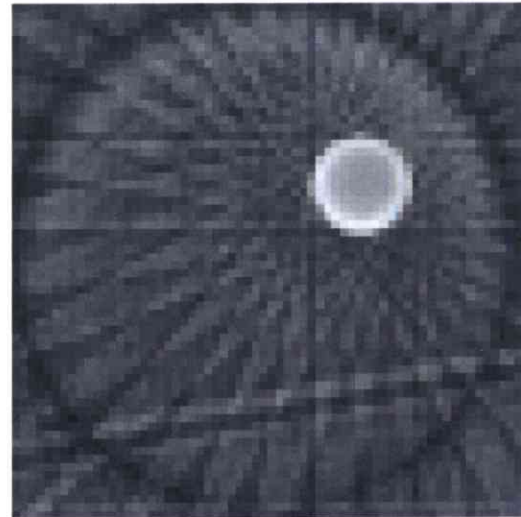
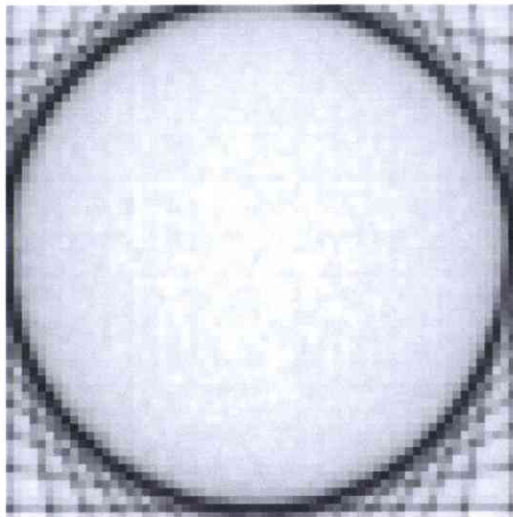
図4. 2. 2-8 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=0.8\%$)



(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

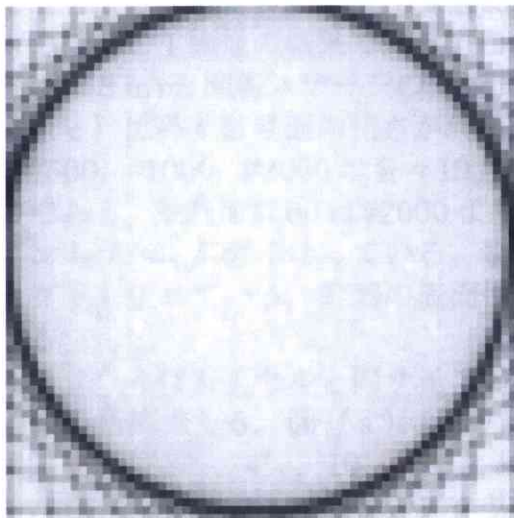
図4. 2. 2-9 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon = 0.9\%$)



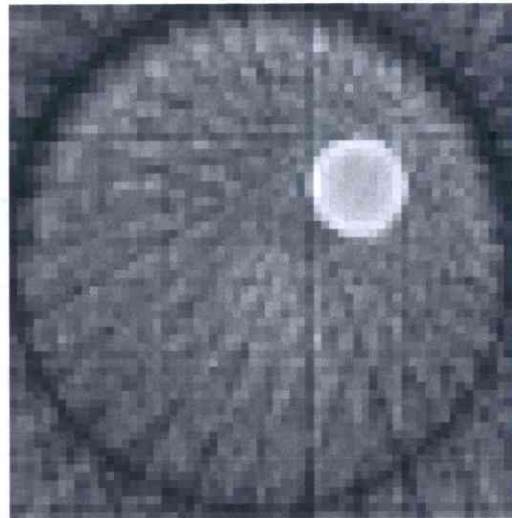
(a) 直接検出法

(b) 光ヘテロダイン干渉法

図4. 2. 2-10 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon = 1\%$)

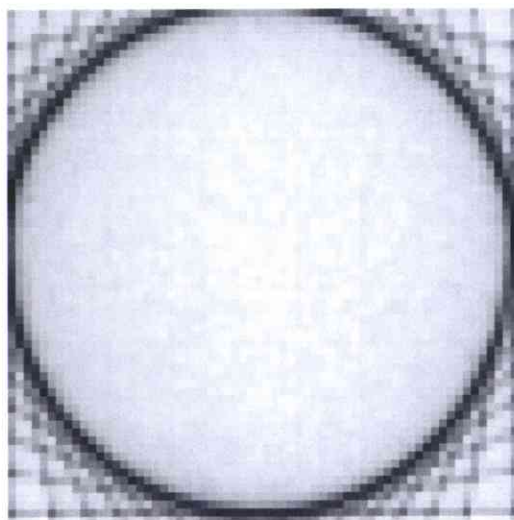


(a) 直接検出法

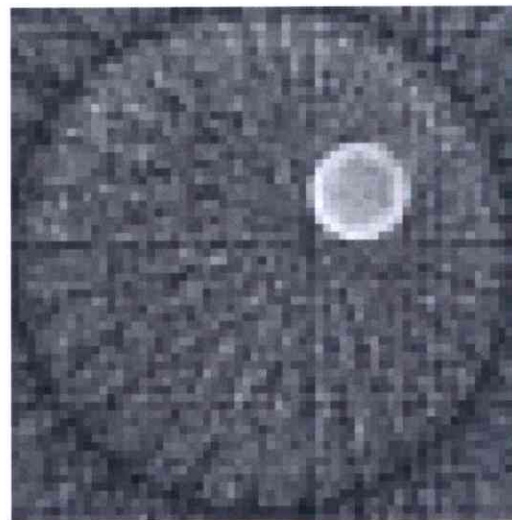


(b) 光ヘテロダイン干渉法

図4. 2. 2-11 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=1.1\%$)



(a) 直接検出法



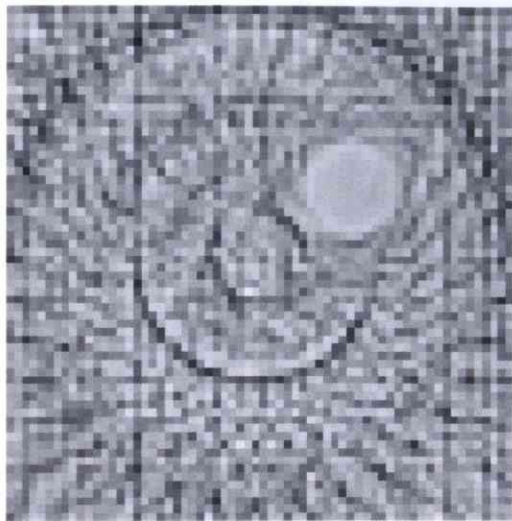
(b) 光ヘテロダイン干渉法

図4. 2. 2-12 断層像(横断像)の結果 ($\varepsilon=1.2\%$)

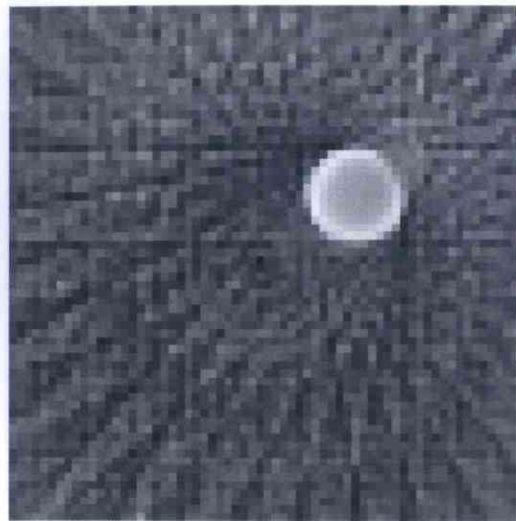
4. 2. 3 容器の表面性状の影響

図4. 2. 3は測定試料に光が入射および出射するガラス表面を散乱面としたときの模擬CT画像の結果である。白色懸濁液の溶液濃度 ε は0.05%, 円筒棒の直径は8 mm, 回転ステージの走査間隔は 10° でデータを取得した。図(a), (b), (c)は各々散乱面の粗さが#500, #1000, #2000である。ここで, 散乱面の#500, #1000, #2000は各々 $19\mu\text{m}$, $9.4\mu\text{m}$, $4.5\mu\text{m}$ の砂で研削加工したものである。散乱面#500は#2000よりも面が粗く, 散乱面の影響により横断像のコントラストが悪くなっている。またリング状の線, すなわちリングアーチファクトも生じている。容器の表面性状による模擬CT画像への影響の様子がわかる。

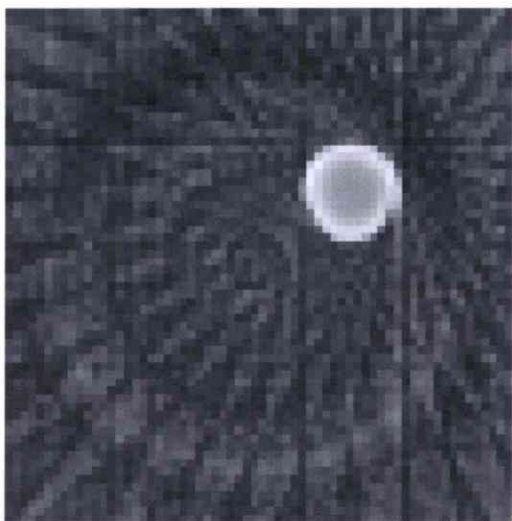
図4. 2. 4は石英セルと同サイズの汎用アクリル容器を用いたときの模擬CT画像の結果である。図(a), (b), (c)は画像再構成の回転ステージの走査間隔 $\Delta\theta$ を 2° , 4° , 10° としたときの結果である。汎用アクリル容器のアクリル板の表面性状及び2枚のアクリル板の平行度が十分でないためによる屈折の影響を受け, 検出器に入射する光が汎用アクリル容器の位置に強く依存するために, リングアーチファクトが強く生じていることがわかる。



(a)散乱面 (#500)

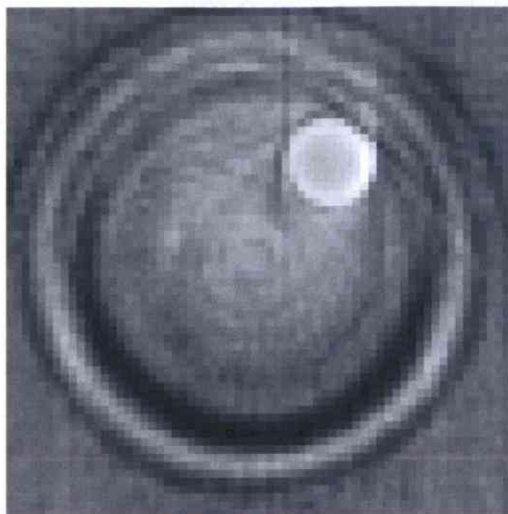


(b)散乱面(#1000)

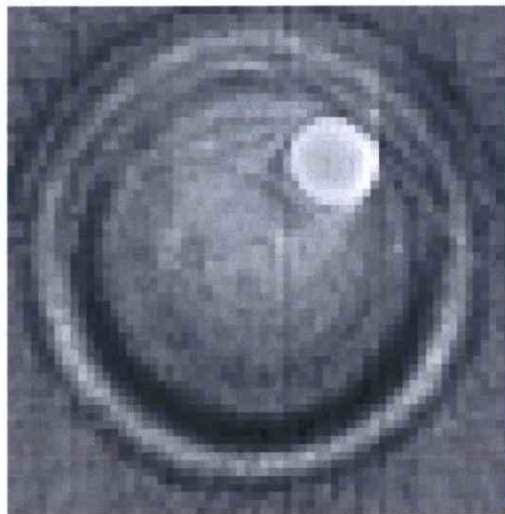


(c)散乱面(#2000)

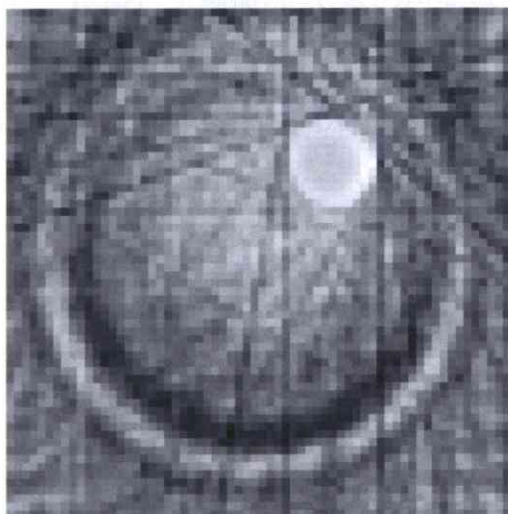
図4. 2. 3 散乱面を介した横断像の結果
($\varepsilon = 0.05\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$, 円筒棒 8mm)



(a) $\Delta \theta = 2^\circ$



(b) $\Delta \theta = 4^\circ$



(c) $\Delta \theta = 10^\circ$

図4. 2. 4 汎用アクリル容器を用いた模擬CT画像の結果
($\varepsilon = 0.05\%$, 円筒棒 8mm)

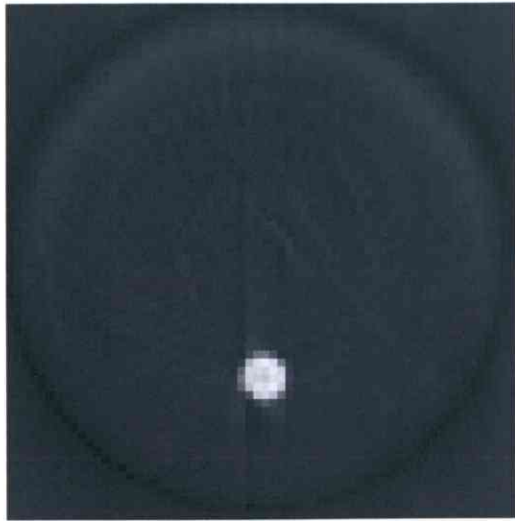
4. 3 走査間隔と断層像の関係

4. 3. 1 回転ステージの走査間隔の影響

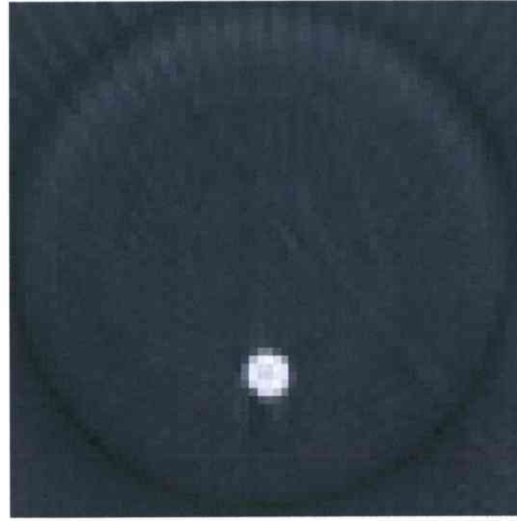
図4. 3. 1は回転ステージの走査間隔 $\Delta\theta$ が 2° で取得したデータを画像再構成した模擬CT画像である。データ取得に要した時間は約150分であった。図(a), (b), (c), (d)は各々走査間隔 $\Delta\theta$ を 2° , 4° , 6° , 10° で画像再構成を行っている。ファントムは白色懸濁液に1本の黒色のプラスチック製の円筒棒(直径3mm)を挿入して構成した。模擬CT画像は1本の円筒棒の断層像が得られている。模擬CT画像は濃淡画像であり、白の領域は光が透過しない領域である。レーザー光が黒色の円筒棒を透過できていないことがわかる。図は画像再構成において走査間隔が大きくなっていくほど、空間的に粗い再構成画像となっており、そのため、アーチファクトが生じることがわかる。

図4. 3. 2は図4. 3. 1と同条件において、ファントムは白色懸濁液に2本の黒色のプラスチック製の円筒棒(直径3mmと4.8mm)を挿入して構成した。模擬CT画像は2本の円筒棒の断層像が得られている。円筒棒の共有接線の間が他の領域に比較して黒く現れていることがわかる。

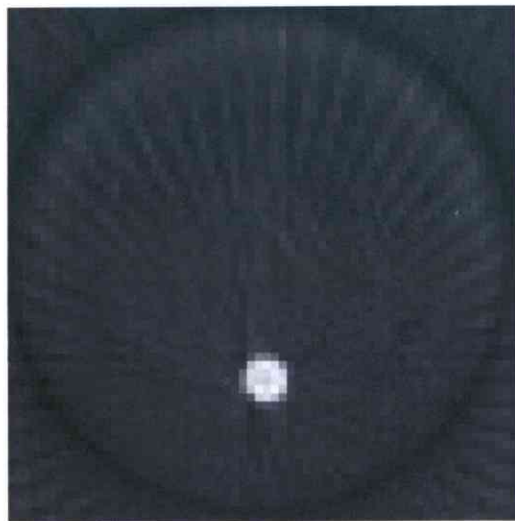
図4. 3. 3は図4. 3. 1と同条件において、ファントムは白色懸濁液に3本の黒色のプラスチック製の円筒棒(直径3mm, 4.8, 8mm)を挿入して構成した。模擬CT画像は3本の円筒棒の断層像が得られている。円筒棒の共有接線の間が他の領域に比較して黒く現れていることがわかる。画像再構成において走査間隔が大きくなっていくほど、空間的に粗くなるため、円筒棒の共有接線の間の黒い領域もボケが生じて、不明瞭になっていることがわかる。



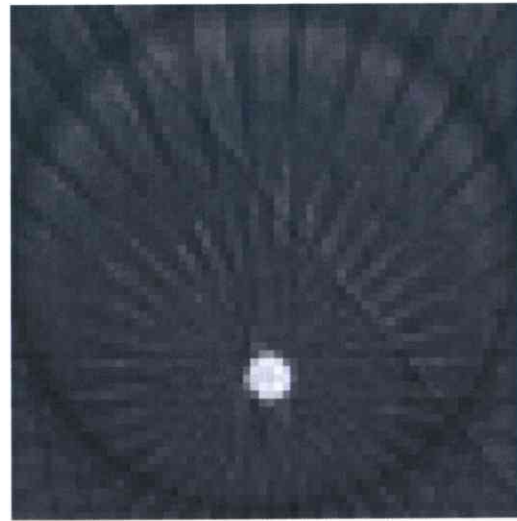
(a) $\Delta\theta = 2^\circ$



(b) $\Delta\theta = 4^\circ$

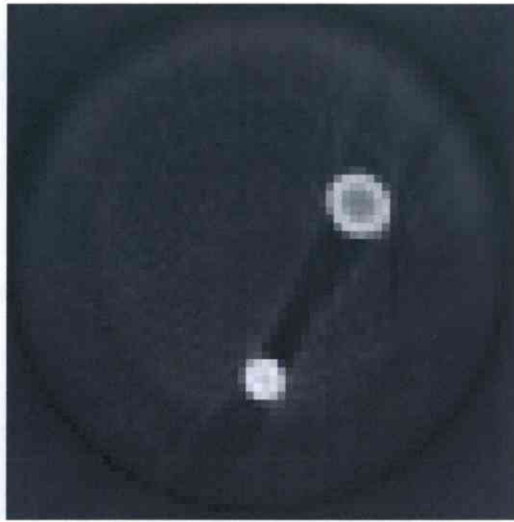


(c) $\Delta\theta = 6^\circ$

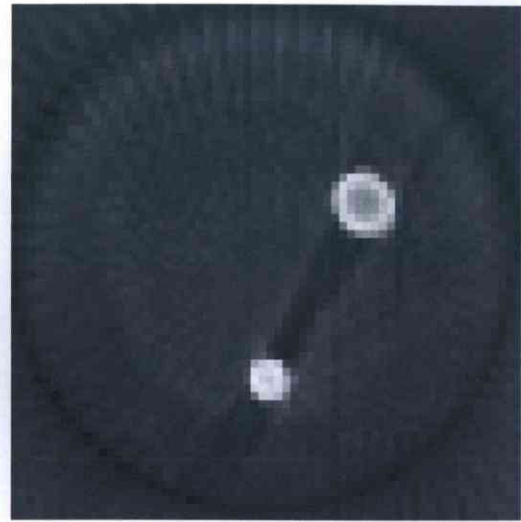


(d) $\Delta\theta = 10^\circ$

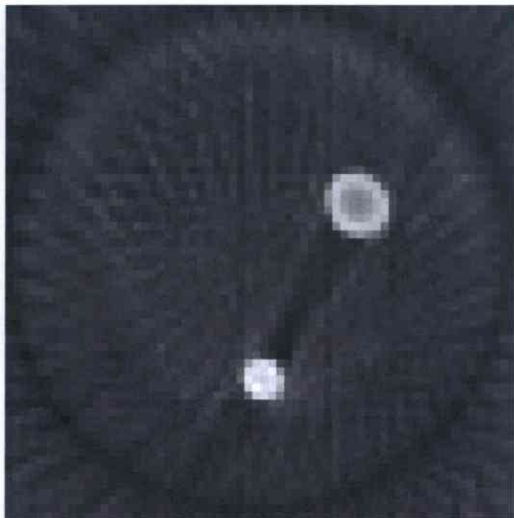
図4. 3. 1 回転の走査間隔 $\Delta\theta$ による画像再構成の比較
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 3mm の円筒棒)



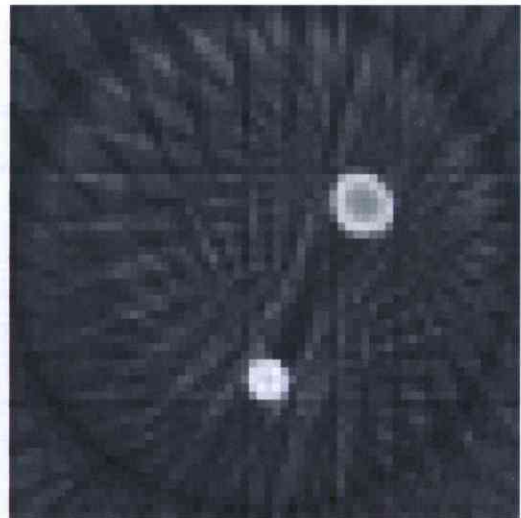
(a) $\Delta\theta = 2^\circ$



(b) $\Delta\theta = 4^\circ$



(c) $\Delta\theta = 6^\circ$

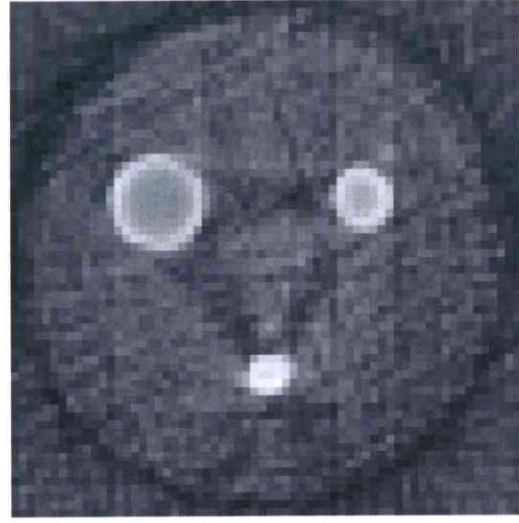


(d) $\Delta\theta = 10^\circ$

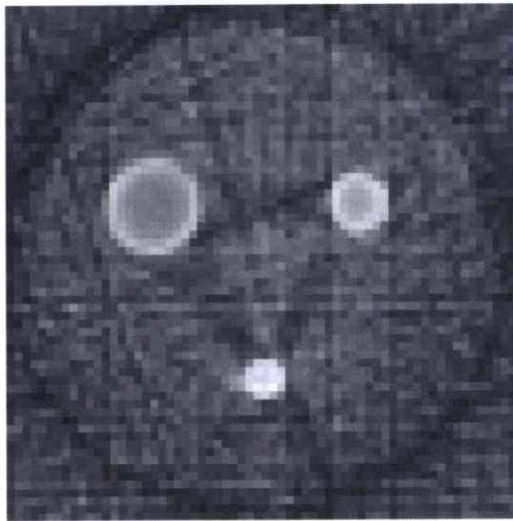
図4. 3. 2 回転の走査間隔 $\Delta\theta$ による画像再構成の比較
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 3, 4.8mm の円筒棒)



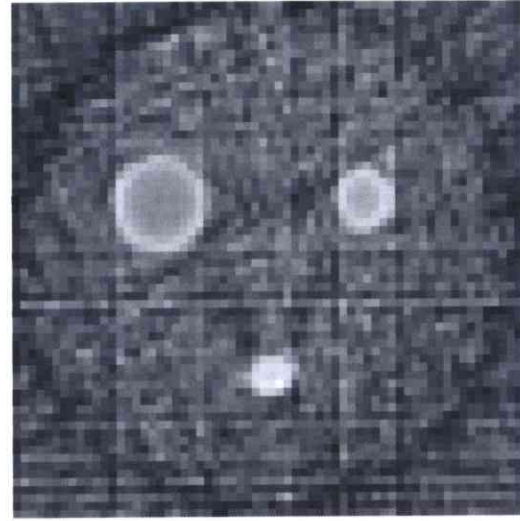
(a) $\Delta \theta = 2^\circ$



(b) $\Delta \theta = 4^\circ$



(c) $\Delta \theta = 6^\circ$

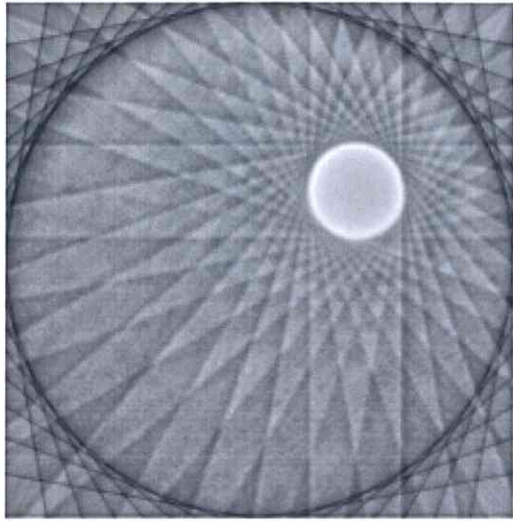


(d) $\Delta \theta = 10^\circ$

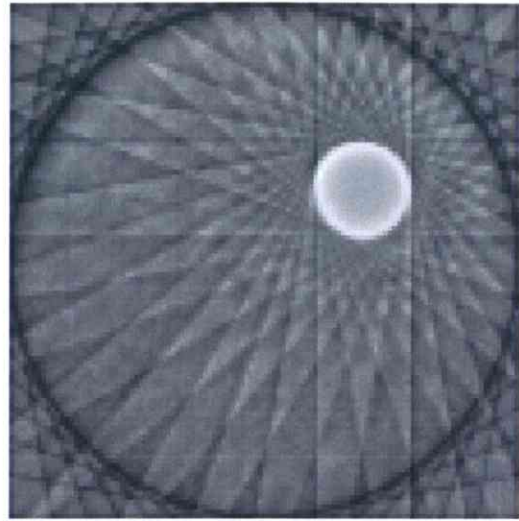
図4. 3. 3 回転の走査間隔 $\Delta \theta$ による画像再構成の比較
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 3, 4.8, 8mm の円筒棒)

4. 3. 2 X軸ステージの走査間隔の影響

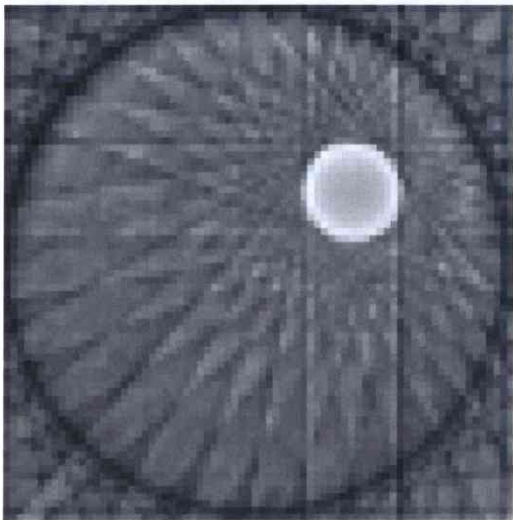
図4. 3. 4-1～2はX軸の走査間隔 ΔX を変化させた再構成したときの模擬CT画像である。再構成に用いたデータはX軸の走査間隔 $\Delta X = 0.2\text{mm}$ でデータを取得した。回転ステージの走査間隔 $\Delta \theta$ は 10° である。図(a), (b), (c), (d), (e), (f), (g)は再構成する際に走査間隔 ΔX を各々0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1, 1.2, 1.4mmとしたときの結果である。ファントムの円筒棒は直径8mmのものを使用した。図(a)は円筒棒の円周が非常に滑らかになっており、回転ステージの走査間隔 $\Delta \theta$ は 10° によるアーチファクトが明瞭に現れている。X軸の走査間隔 ΔX が大きくなると、空間的に粗い再構成画像になっており、円筒棒の円周が階段状に変化していく様子がわかる



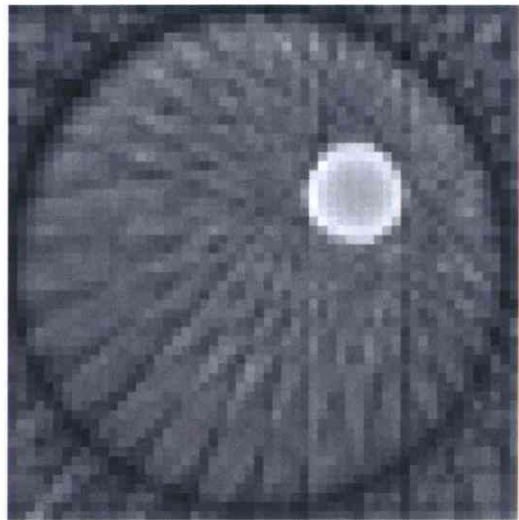
(a) $\Delta X = 0.2\text{mm}$



(b) $\Delta X = 0.4\text{mm}$

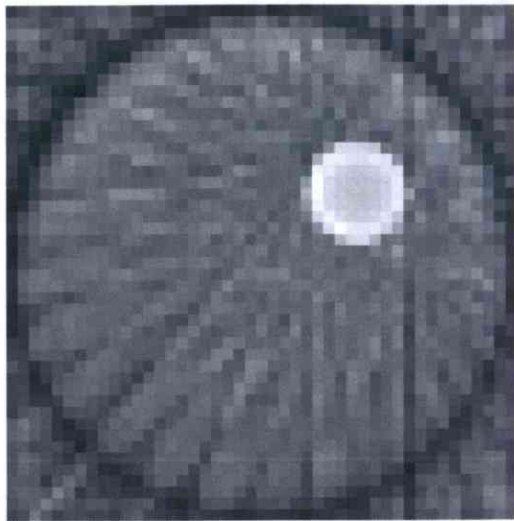


(c) $\Delta X = 0.6\text{mm}$

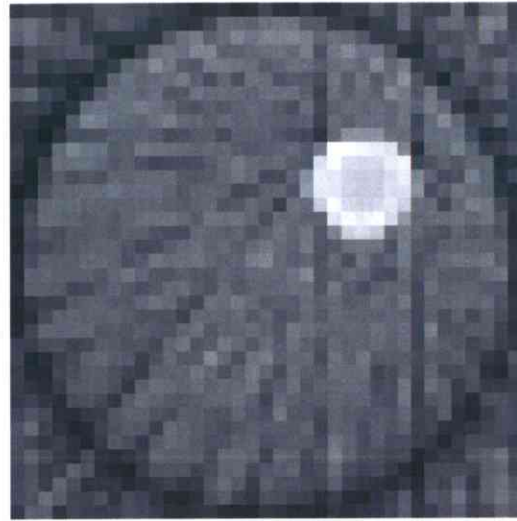


(d) $\Delta X = 0.8\text{mm}$

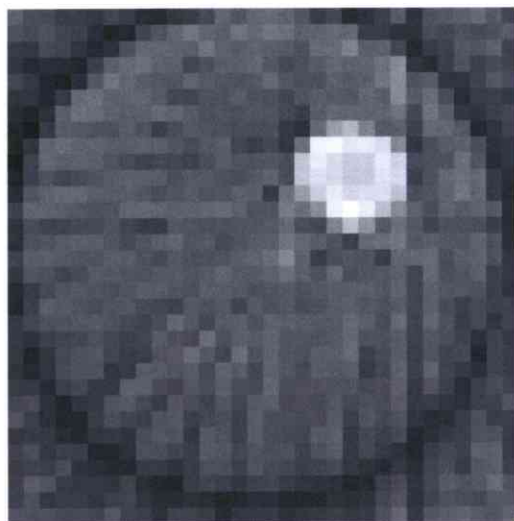
図4. 3. 4-1 X軸ステージの走査間隔 ΔX による画像再構成の結果
($\varepsilon = 0.05\%$, $\Delta\theta = 10^\circ$, 8mmの円筒棒)



(e) $\Delta X = 1\text{mm}$



(f) $\Delta X = 1.2\text{mm}$



(g) $\Delta X = 1.4\text{mm}$

図 4. 3. 4-2 X軸ステージの走査間隔 ΔX による画像再構成の結果
($\varepsilon = 0.05\%$, $\Delta \theta = 10^\circ$, 8mm の円筒棒)

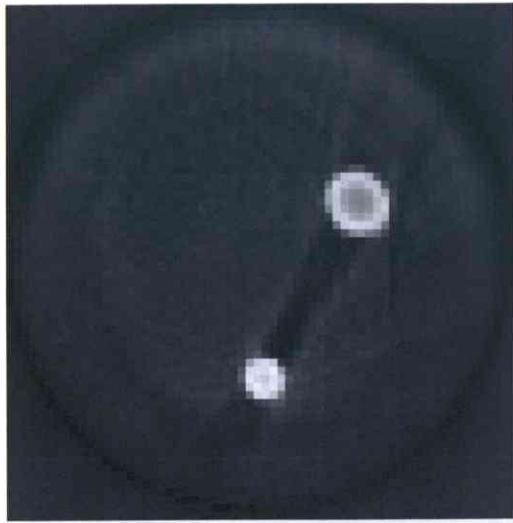
4. 4 模擬CT像の検討

4. 4. 1 画像再構成のフィルタの影響

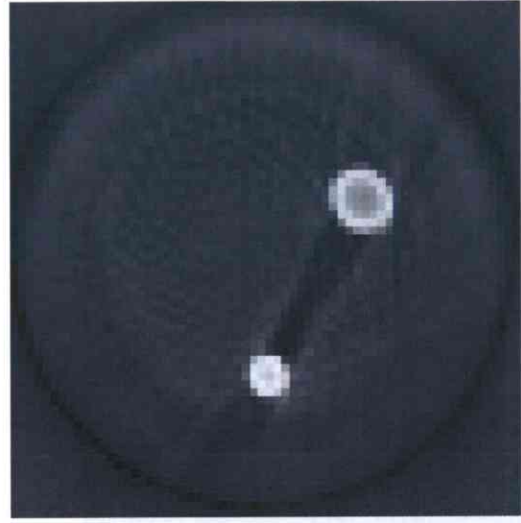
図4. 4. 1は画像再構成におけるフィルタによる影響を示した結果である。実験は溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$ に 2 本の円筒棒 (3, 4.8mm) を挿入し、回転ステージの走査間隔 $\Delta \theta = 2^\circ$ で行った。

図(a)は Shepp-Logan フィルタ、図(b)は Ram-Lak フィルタ、図(c)はフィルタなしで各々画像再構成した結果である。図 (a), (b) ではほぼ同様再構成画像が得られている。図 (c) は再構成画像が全体的になだらかな濃淡画像になっており、円筒棒の輪郭も不明瞭になっている。これは Shepp-Logan フィルタ、Ram-Lak フィルタが低周波成分を抑制して高周波成分を強調しているのに対して、フィルタなしは周波数成分を制御していないために、ぼやけた再構成画像となっている。

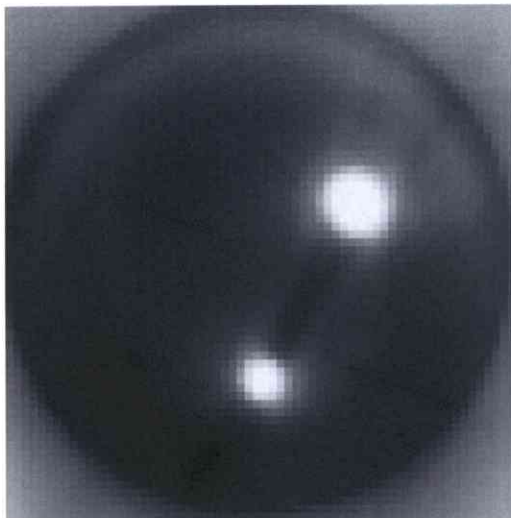
図4. 4. 2-1~3は周波数スケールを変化させて画像再構成した結果である。図(a)~(j)は周波数スケールを 0.1~1 まで 0.1 間隔で変化させたときの結果である。周波数スケールリングを 1 から小さくしていくと、円筒棒の円周がなだらかになっていき、円筒棒が不明瞭になっていくことがわかる。



(a)Shepp-logan

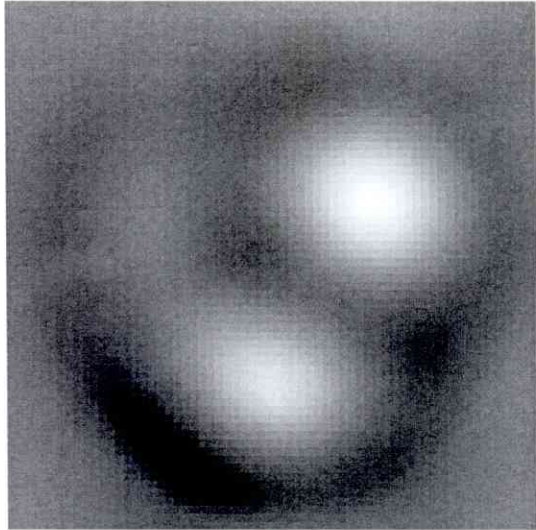


(b)Ram-Lak

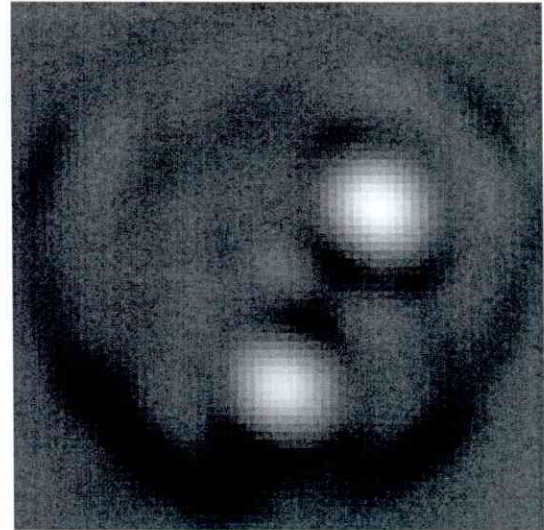


(c)No filtering

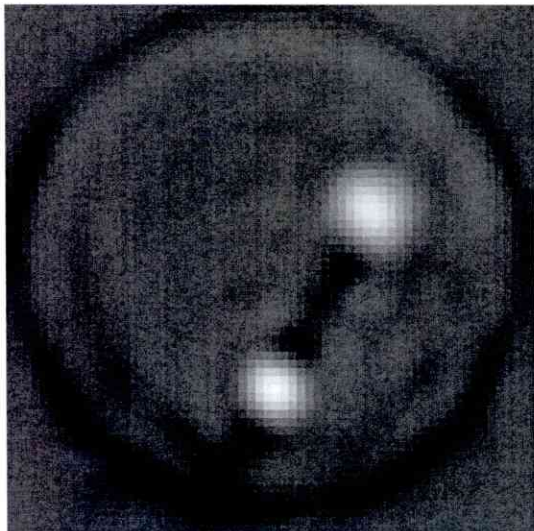
図 4. 4. 1 周波数フィルタによる画像再構成の比較
($\epsilon = 1\%$, $\Delta \theta = 2^\circ$, 3, 4.8mm の円筒棒)



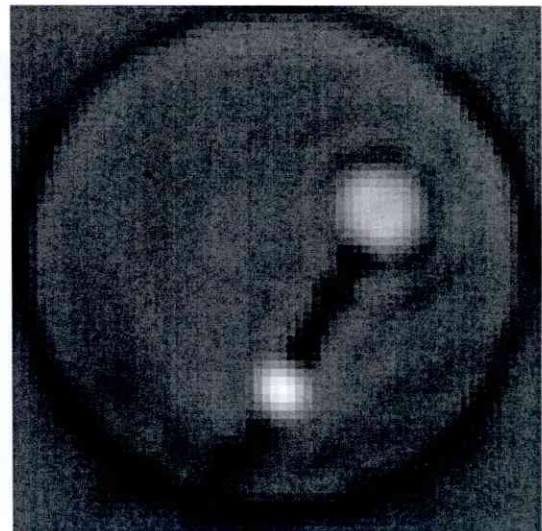
(a) 0.1



(b) 0.2

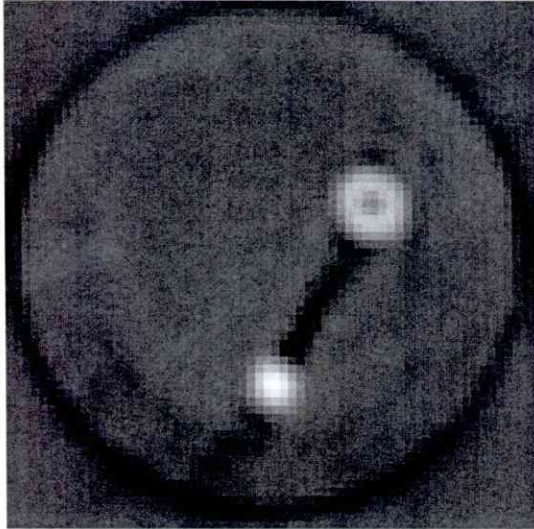


(c) 0.3

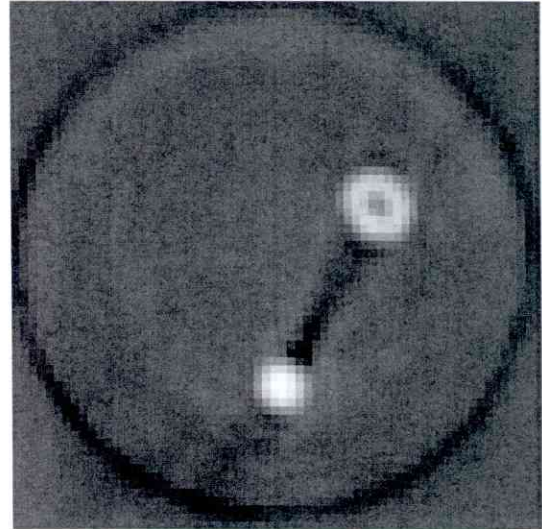


(d) 0.4

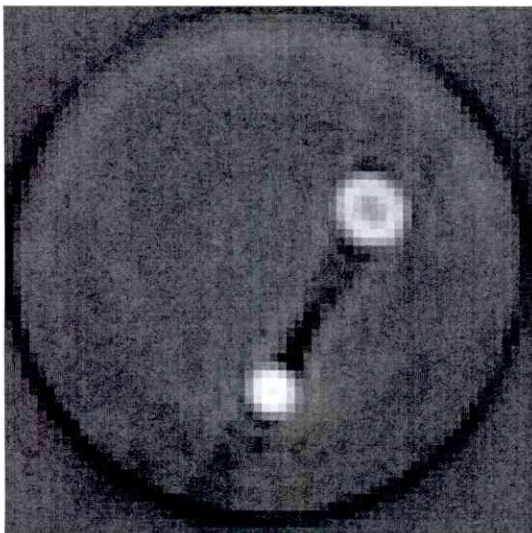
図4. 4. 2-1 周波数スケーリングによる画像再構成の比較
($\varepsilon = 1\%$, $\Delta\theta = 2^\circ$, 3, 4.8mm の円筒棒)



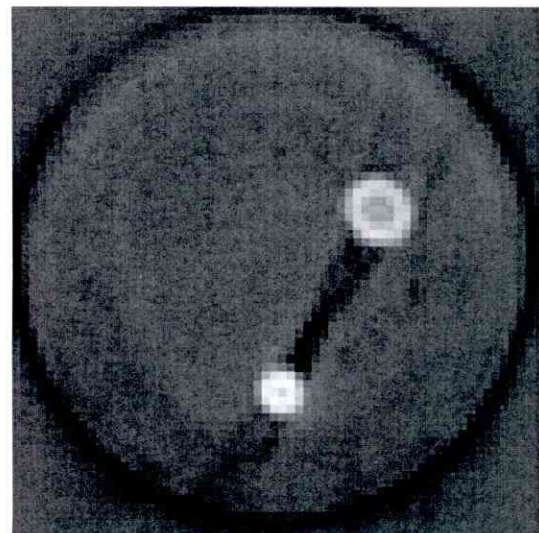
(e) 0.5



(f) 0.6

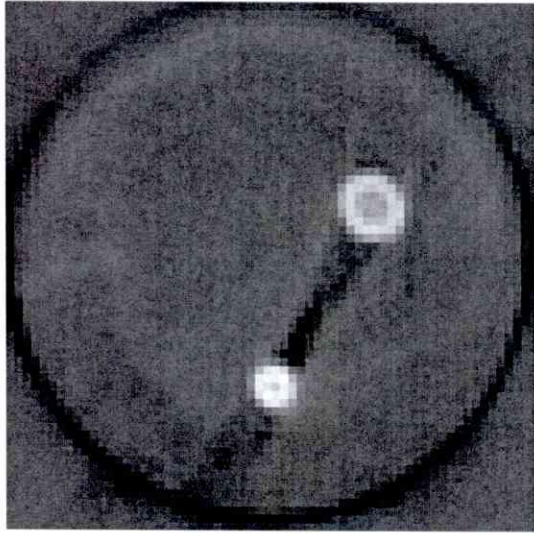


(g) 0.7

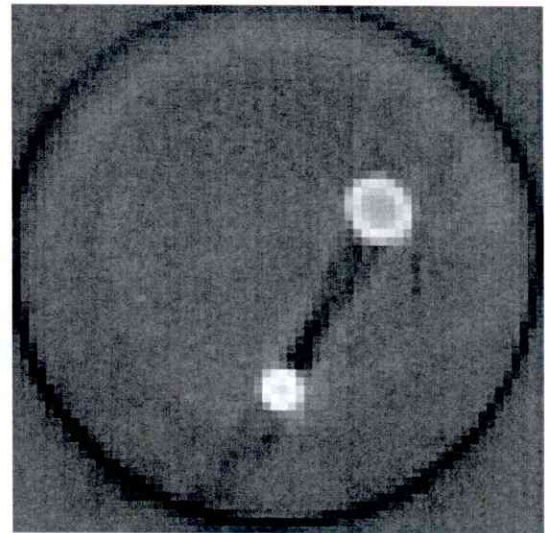


(h) 0.8

図4. 4. 2-2 周波数スケーリングによる画像再構成の比較
 ($\varepsilon = 1\%$, $\Delta\theta = 2^\circ$, 3, 4.8mm の円筒棒)



(i) 0.9



(j) 1

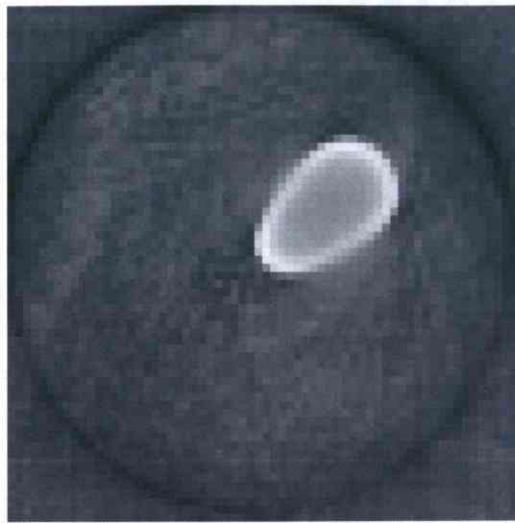
図 4. 4. 2 - 3 周波数スケーリングによる画像再構成の比較
($\varepsilon = 1\%$, $\Delta \theta = 2^\circ$, 3, 4.8mm の円筒棒)

4. 4. 2 病変部位を模擬した模擬CT像

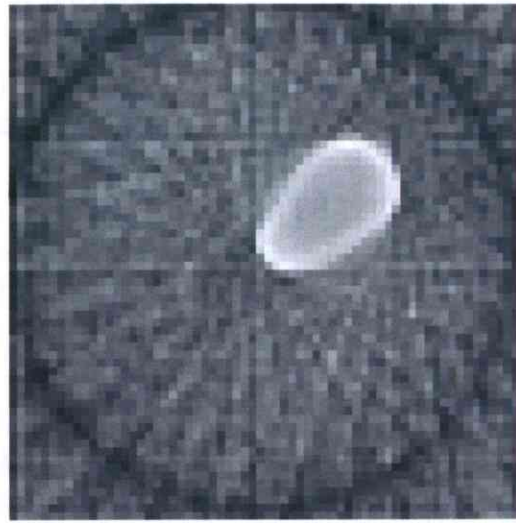
次に、病変部位を模擬したファントムを想定し、非対称のファントムを用いて実験を行った。

図4. 4. 3は円筒棒8 mmと5 mmを接触させて一体化し、非対称のファントムとしたときの測定結果である。溶液濃度 ε は1 %とし、回転ステージの走査間隔 $\Delta \theta$ は 2° でデータ取得を行った。図(a), (b)は回転の走査間隔 $\Delta \theta$ を各々 2° , 10° で画像再構成したときの結果である。2本の円筒棒が共通接線の内側は光が透過できないため、2本の円筒棒が楕円のように一体となって再構成されていることがわかる。

図4. 4. 4は図4. 4. 3と同様に、円筒棒8 mmと3 mmを接触させて一体化し、非対称のファントムとしたときの測定結果である。図(a), (b)は回転の走査間隔 $\Delta \theta$ を各々 2° , 10° で画像再構成したときの結果である。2本の円筒棒が共通接線の内側は可視化できないため、接触した2本の円筒棒が扁平した円のように一体化されて現れていることがわかる。

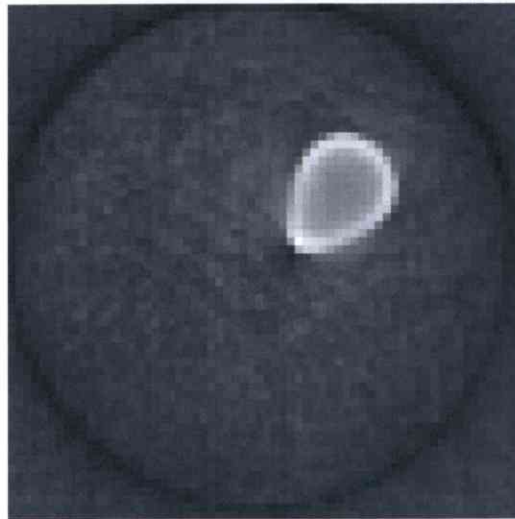


(a) $\Delta \theta = 2^\circ$

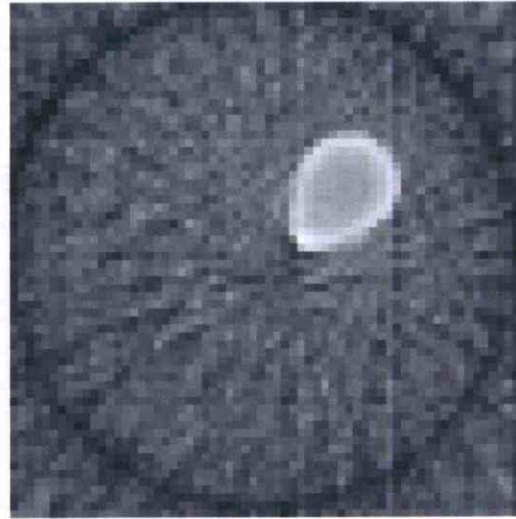


(b) $\Delta \theta = 10^\circ$

図 4. 4. 3 病変部位を模擬したファントムの模擬CT画像の結果
($\varepsilon = 1\%$, 8mm と 5mm の円筒棒を接触)



(a) $\Delta \theta = 2^\circ$



(b) $\Delta \theta = 10^\circ$

図 4. 4. 4 病変部位を模擬したファントムの模擬CT画像の結果
($\varepsilon = 1\%$, 8mm と 3mm の円筒棒を接触)

4. 5 高さ方向への走査による縦断像

4. 5. 1 階段状の変化を有するファントムの縦断像

図4. 5. 1は直径が異なる3, 4. 8, 8 mm の円筒棒を白色懸濁液に入れたファントムの側面の概略図である。測定する高さZは 0~17.5mm(0.7mm 間隔)の26箇所であり, 回転の走査間隔は $\Delta \theta = 10^\circ$ とした。

図4. 5. 2は溶液濃度 $\varepsilon = 0.05\%$ のとき, 高さ(Z 軸)方向に走査した26枚のマルチフレームの模擬CT像の結果である。図4. 5. 3は26枚の模擬CT画像を用いて縦断像と横断像の3次元表示の結果である。横断像は $Z=0\text{mm}$ と 9.8mm の位置であり, $Z=9.8\text{mm}$ のときは円筒棒の直径が4.8mmの領域である。縦断像は高さにより円筒棒の直径が3段階に変化している画像が得られている。

図4. 5. 4は図4. 5. 2の実験の溶液濃度 ε を1%のとき, 高さ(Z 軸)方向に走査した26枚のマルチフレームの模擬CT像の結果である。図4. 5. 5は26枚の模擬CT画像を用いた縦断像と横断像の3次元表示の結果である。溶液濃度が高くなっても, 図4. 5. 3と同様の断層像が得られていることがわかる。

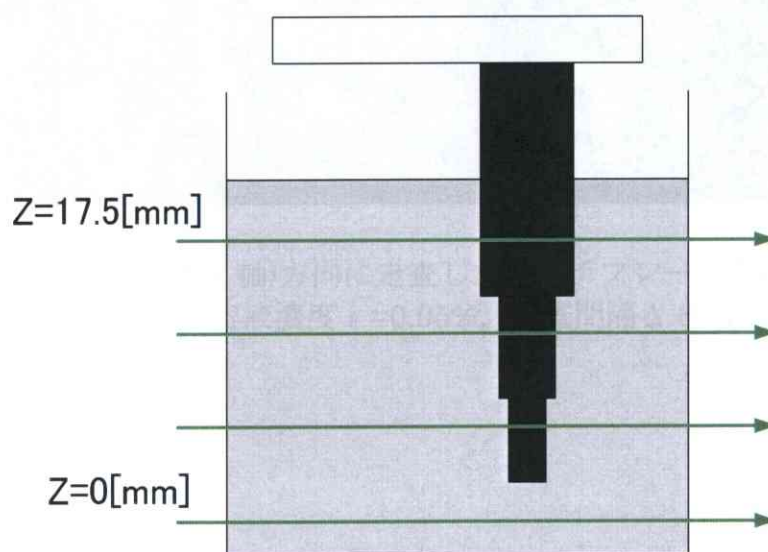


図4. 5. 1 測定試料と高さ方向の走査の模式図

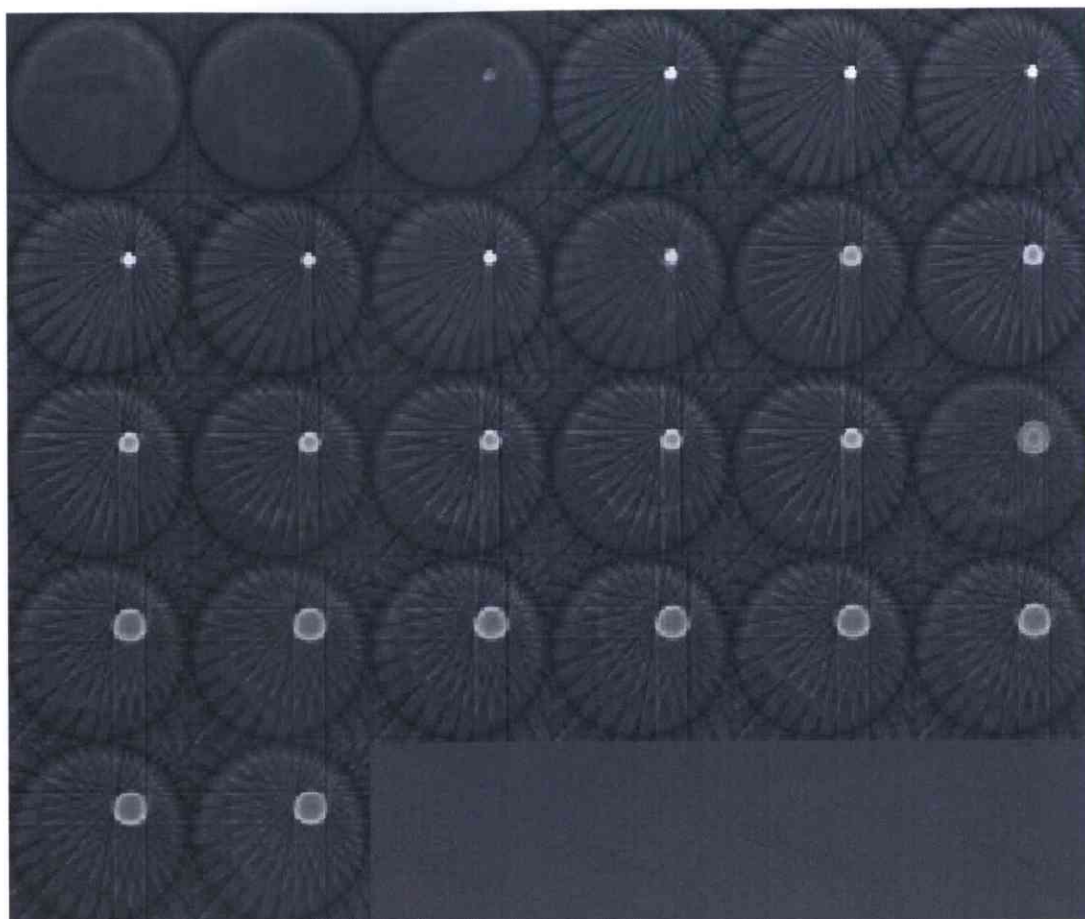


図4. 5. 2 高さ(Z 軸)方向に走査したマルチフレームの模擬CT像の結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 0.05\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

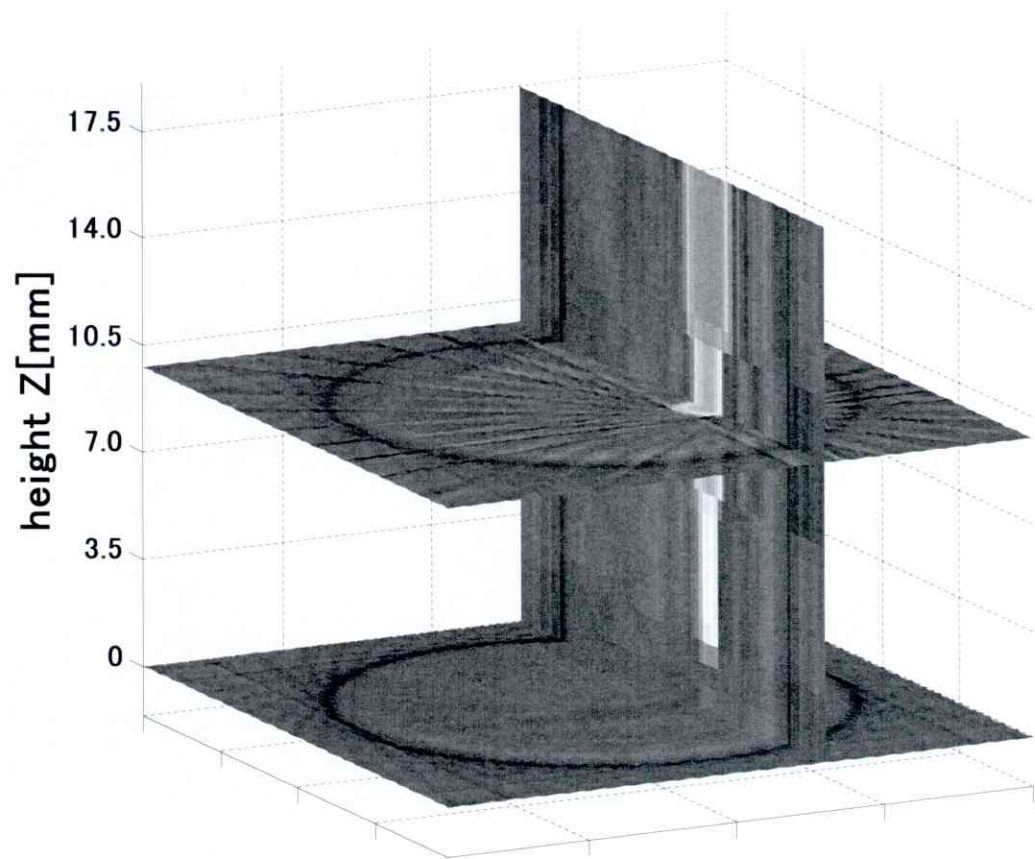


図4. 5. 3 高さ(Z 軸)方向に走査した縦断像
(溶液濃度 $\varepsilon = 0.05\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

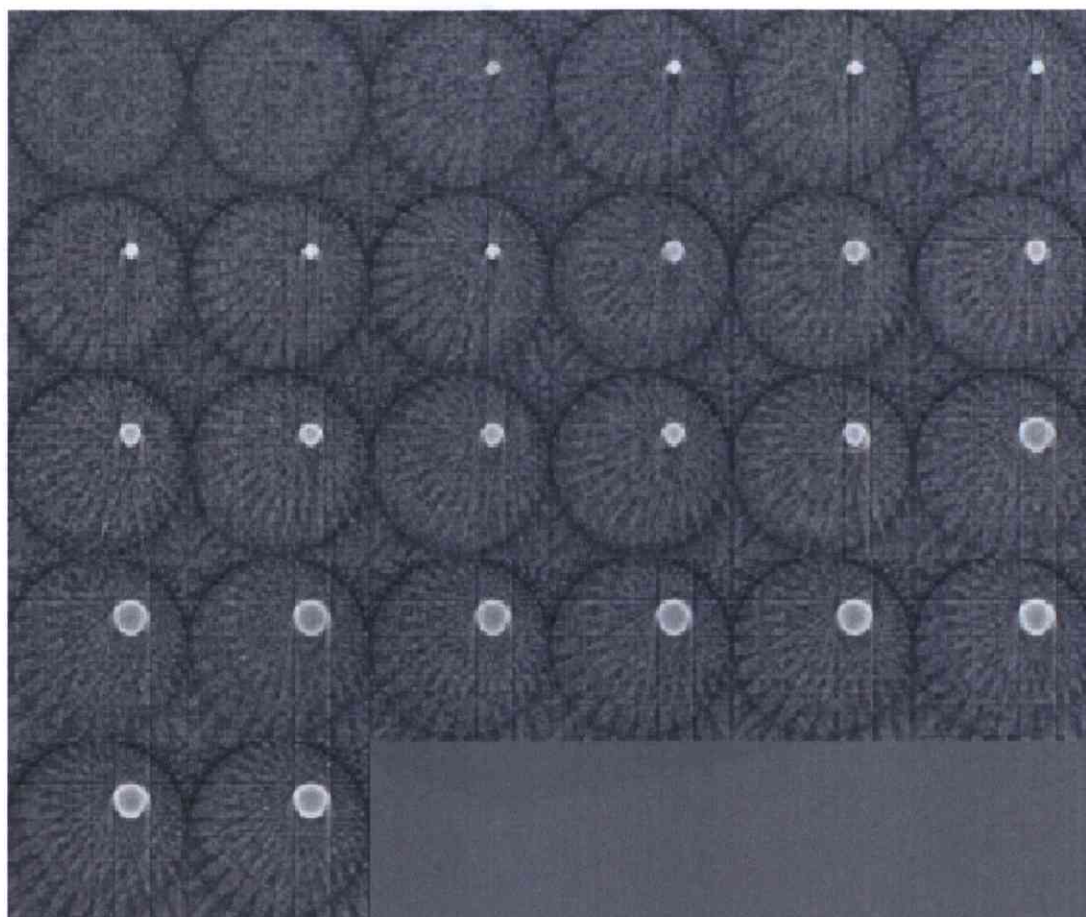


図 4. 5. 4 高さ(Z 軸)方向に走査したマルチフレームの模擬C T像の結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

4. 5. 2 複数の円筒体を有するファントムの縦断像

次に、複数の円筒体を有するファントムを高さ(Z軸)方向に走査した縦断像の生成を試みるための実験を行った。

図4. 5. 6は長さの異なる直径が3, 4.8, 8mmの3本の円筒体(棒)を容器に入れたファントムの透視図である。図4. 5. 7は各ファントムを上部、中間、下部から見たときの配置である。

図4. 5. 8は溶液濃度 $\epsilon = 1\%$ のとき、(a)方向に走査した2Dのリアルタイムの画像に1本の縦断像の結果である。図4. 5. 9は、図4. 5. 8から複数の縦断像から作成した縦断像の結果である。図4. 5. 10は、図4. 5. 9から生成した各々の円筒体の縦断像である。

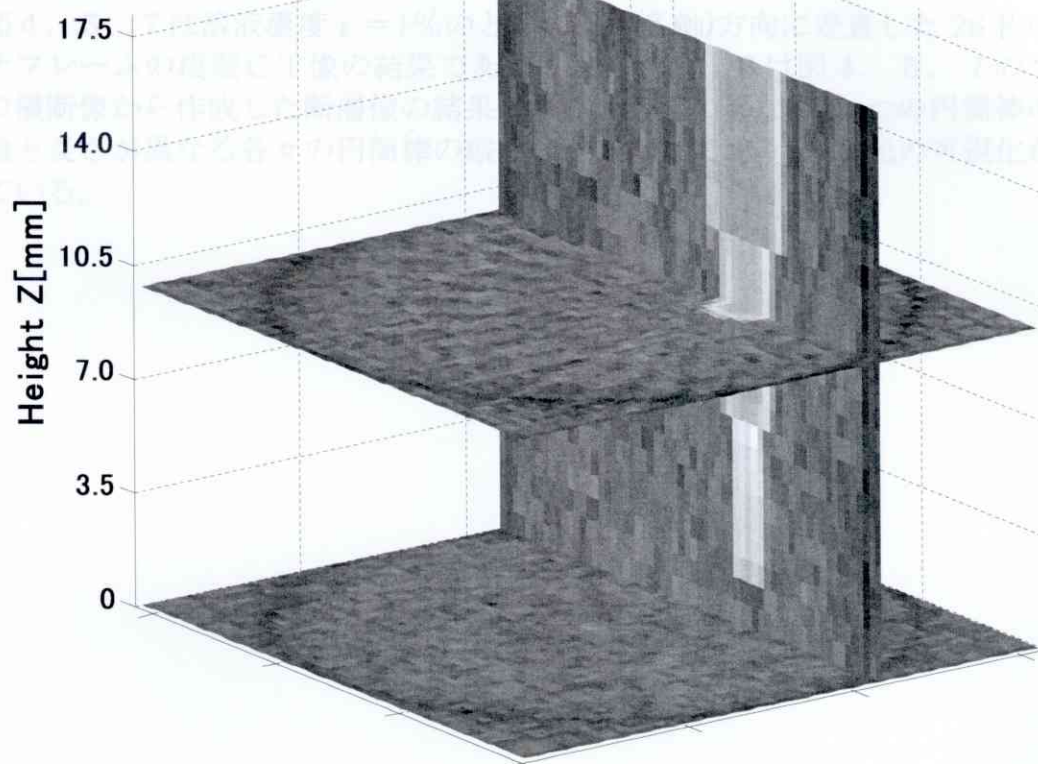


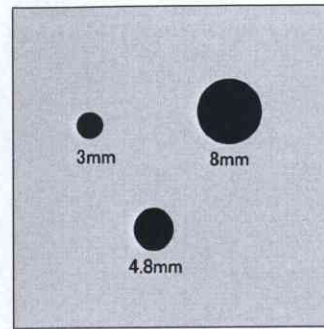
図4. 5. 5 高さ(Z軸)方向に走査した縦断像
(溶液濃度 $\epsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

4. 5. 2 複数の円筒棒を有するファントムの縦断像

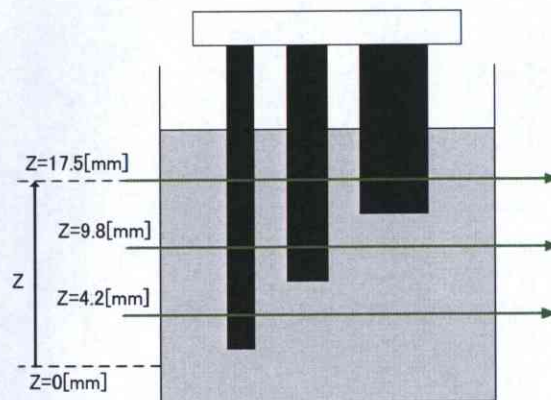
次に、複数の円筒棒を有するファントムを高さ(Z 軸)方向に走査した模擬CT画像を取得するための実験を行った。

図4. 5. 6は長さの異なる直径が3, 4.8, 8mmの3本の円筒棒を白色懸濁液に入れたファントムの概略図である。図(a), (b)は各々ファントムを上側, 側面から見たときの配置である。

図4. 5. 7は溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$ のとき、高さ(Z 軸)方向に走査した26枚のマルチフレームの模擬CT像の結果である。図4. 5. 8は図4. 5. 7の26枚の横断像から作成した断層像の結果である。直径の異なる3つの円筒棒の横断像と長さが異なる各々の円筒棒の縦断像が得られており、3次元の可視化が行えている。



(a) Top view



(b) Side view

図 4. 5. 6 ファントムと高さ方向の走査の模式図

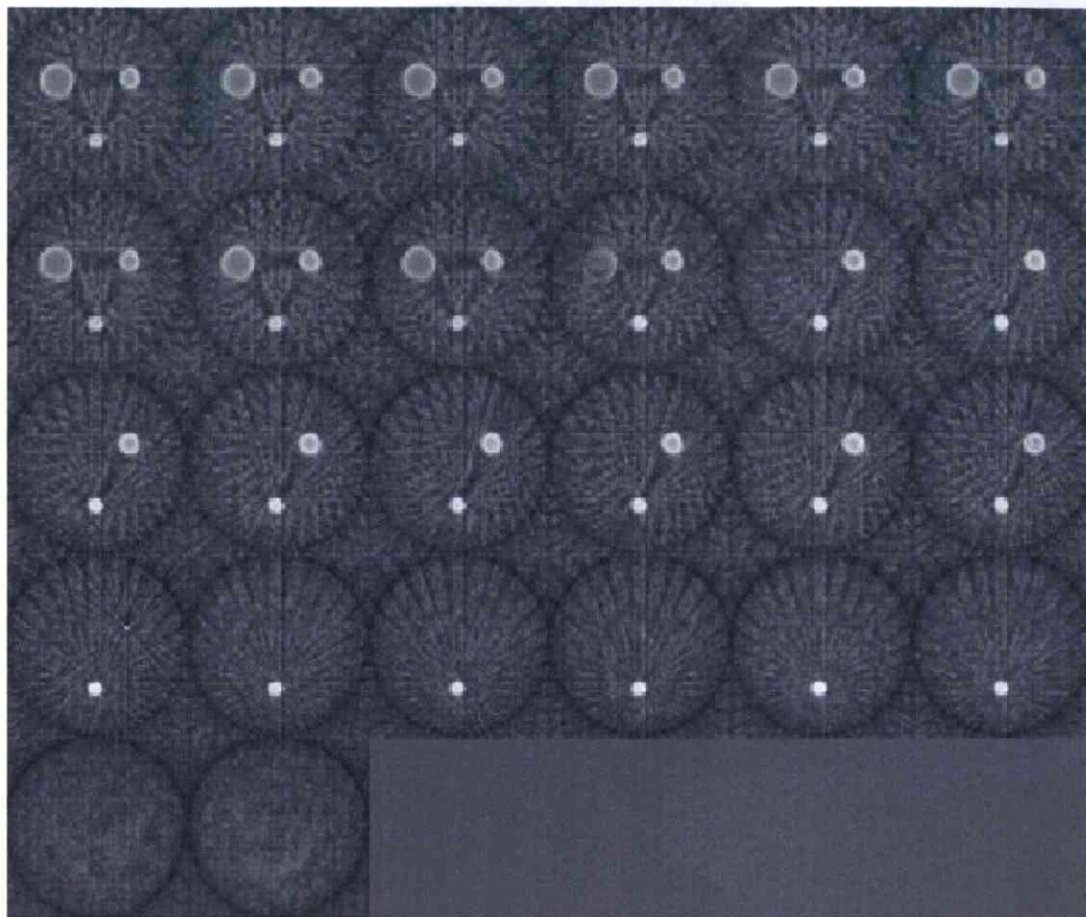
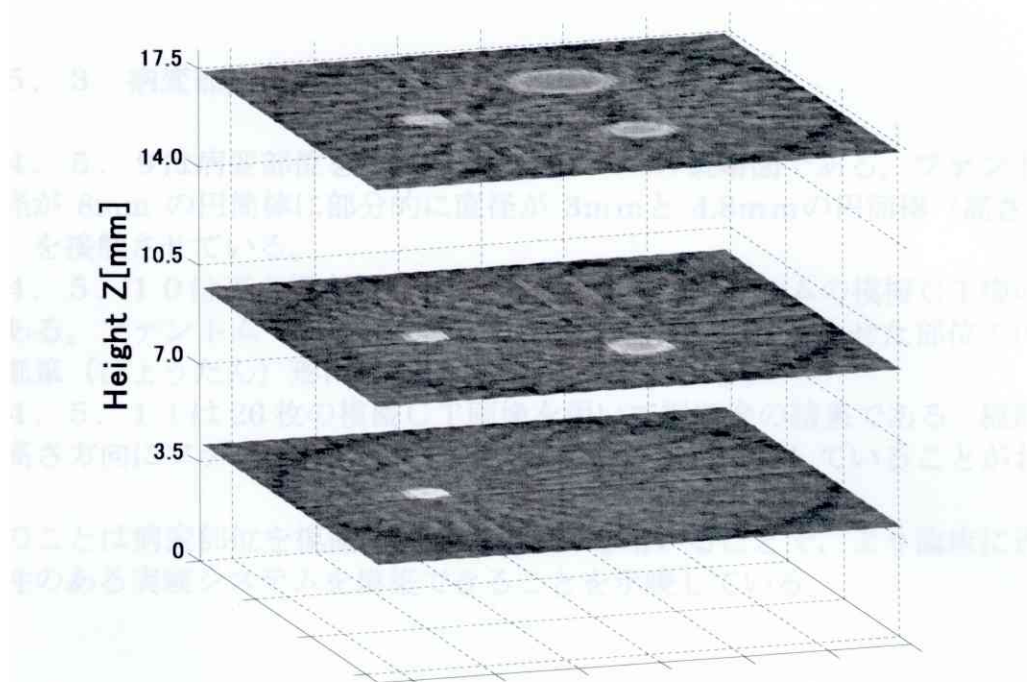
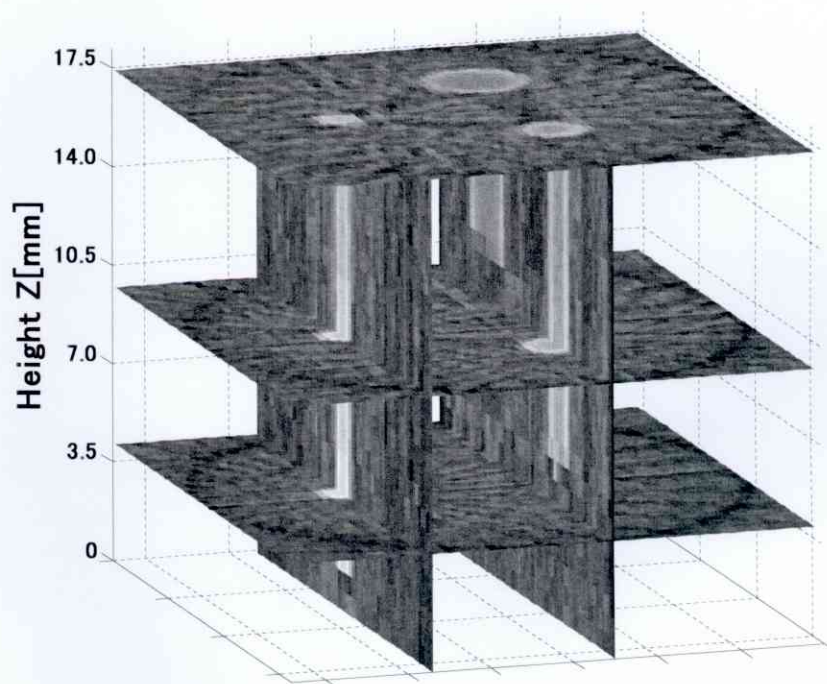


図 4. 5. 7 高さ(Z 軸)方向に走査したマルチフレームの模擬CT像の結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)



(a) 横断像



(b) 縦断像

図 4. 5. 8 Z 軸方向に走査した結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

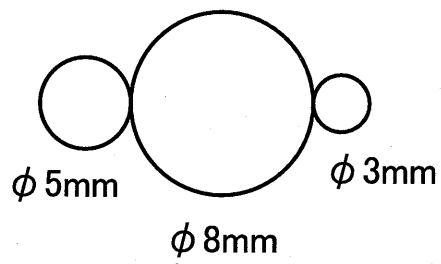
4. 5. 3 病変部位を模擬したファントムの縦断像

図4. 5. 9は病変部位を模擬したファントムの概略図である。ファントムは直径が8mmの円筒棒に部分的に直径が3mmと4.8mmの円筒棒（高さ4mm）を接触させている。

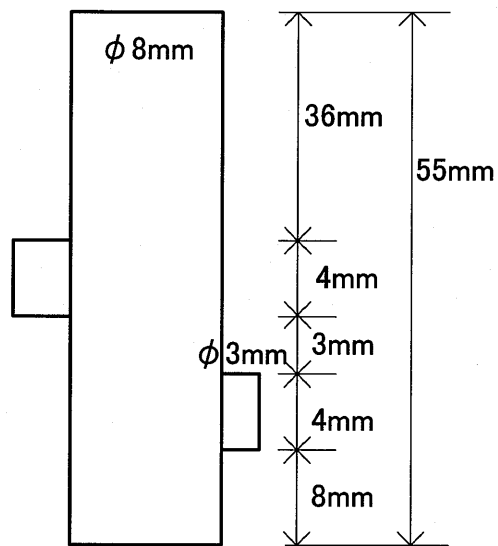
図4. 5. 10は高さ(Z軸)方向に走査したマルチフレームの模擬CT像の結果である。ファントムである円筒棒の横断像が部分的に接触させた部位で円形から瓢箪（ひょうたん）形に変化していることがわかる。

図4. 5. 11は26枚の模擬CT画像を用いて縦断像の結果である。縦断像より高さ方向にファントムの円筒棒の太さが部分的に変化していることがわかる。

このことは病変部位を模擬したファントムを用いることで、より臨床に近い応用性のある実験システムを構築できることを示唆している。



(a)Top View



(b)Side View

図 4. 5. 9 ファントムの概略図

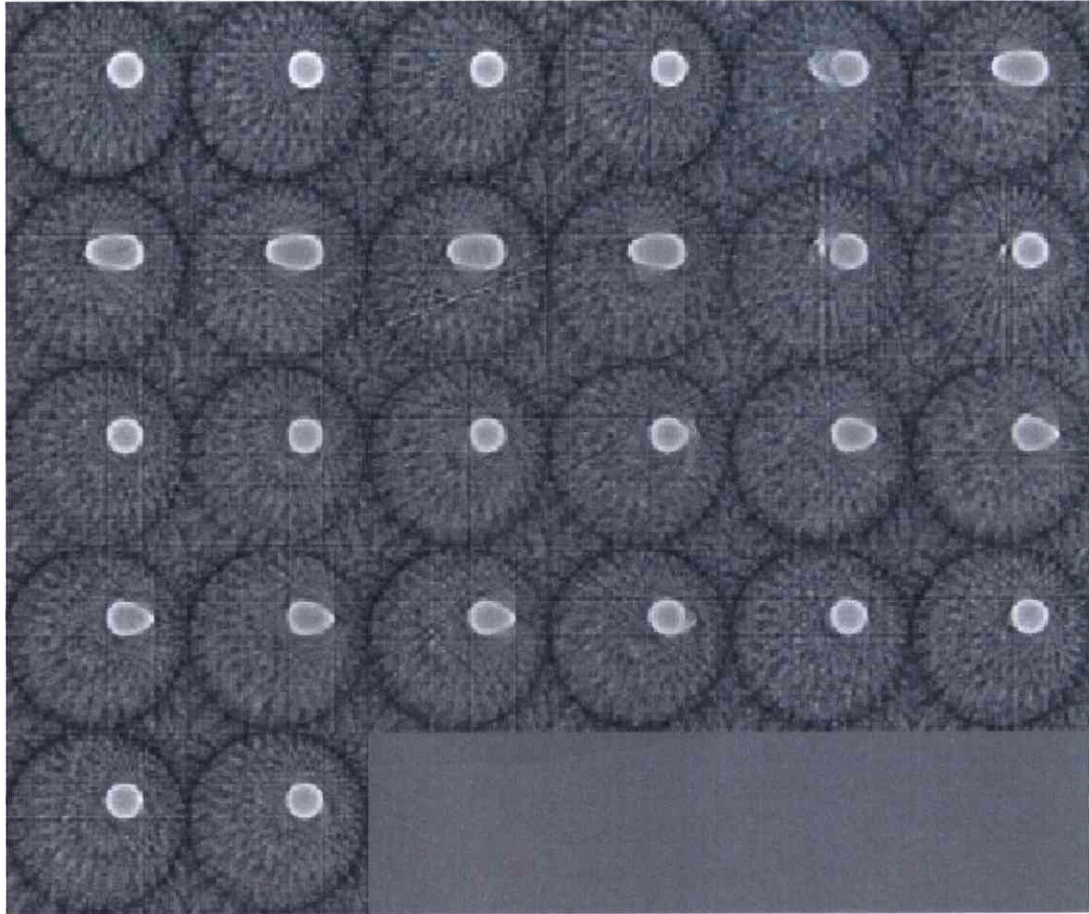


図 4. 5. 10 高さ(Z 軸)方向に走査したマルチフレームの模擬CT像の結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

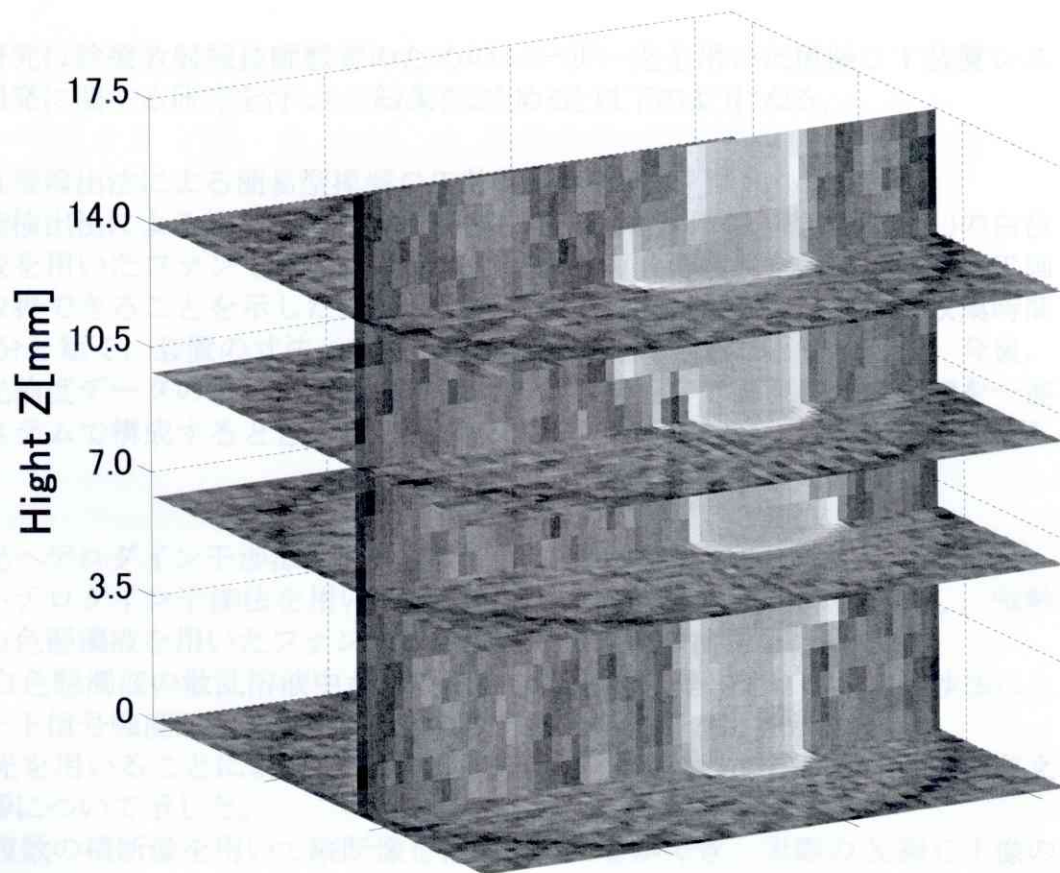


図 4. 5. 1 1 Z 軸方向に走査した縦断像の結果
(溶液濃度 $\varepsilon = 1\%$, 走査間隔 $\Delta \theta = 10^\circ$)

5. 結言

本研究は診療放射線技師教育のためのレーザー光を用いた模擬CT装置システム開発に関する研究を行った。結果をまとめると以下のようになる。

1. 直接検出法による簡易型模擬CT装置システム

直接検出法による簡易型の教育用模擬CT装置を試作し、希薄(弱散乱)の白色懸濁液を用いたファントムの透過光強度による画像再構成を行い、模擬CT画像が取得できることを示した。簡易型模擬CT装置システムはデータ収集時間が8分と短く、装置の寸法・重量も大幅に小型化できることを示した。今後、透過光強度データの取得から画像再構成による模擬CT画像の作成までを一連のシステムで構成するとともに、最適なファントムについて検討する予定である。

2. 光ヘテロダイン干渉法による模擬CT装置システム

光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CT装置システムを構築し、強散乱の白色懸濁液を用いたファントムの模擬CT画像の検討を行った。

(1) 白色懸濁液の散乱溶液中からの微弱な直進光を光ヘテロダイン干渉法によりビート信号強度からファントムの横断像が得られることを示した。

(2) 光を用いることによるファントムの容器の表面性状が模擬CT画像に与える影響について示した。

(3) 複数の横断像を用いて縦断像を作成することができ、実際のX線CT像のように3次元データの取扱いができる模擬CTシステムを構築した。

今後、模擬CT装置システムのデータ取得の高速化並びにレーザー光を用いた模擬CT装置に最適なファントムについて検討する必要がある。

最後に、本システムを学生実験に導入し、学生の理解度向上のための教育支援システムとして確立させ、診療放射線技師の教育システムに役立てる所存である。

参考文献

- (1) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉, 稲葉文男: 生体画像計測のための光ヘテロダイン方式CT法の基礎的研究(I). 光学, 19(7): 447-453, 1990.
- (2) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉, 稲葉文男: 生体画像計測のための光ヘテロダイン方式CT法の基礎的研究(II). 光学, 19(8): 529-537, 1990.
- (3) 戸井田昌宏, 近藤 真, 市村 勉, 稲葉文男: 生体画像計測のための光ヘテロダイン方式CT法の基礎的研究(III). 光学, 19(11): 776-786, 1990.
- (4) 北間正宗, 清水孝一, 山本克之: 光による生体断層イメージングの試み. 医用電子と生体工学, 31(3): 50-56, 1993.
- (5) 堀中博道, 和田健司, 張吉夫: 偏光保存フォトンによる光CT. レーザー研究, 25(10): 692-696, 1997.
- (6) Yoshiaki Sasaki et al: Fundamental Imaging Properties of Transillumination Laser CT Using Optical Fiber Applicable to Bio-Medical Sensing: IEEE SENSOR JOURNAL Vol. 3(5): 658-665, 2003.
- (7) 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レイによる実現. 日本医用画像工学会雑誌, 22(5): 259-268, 2004.
- (8) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: レーザー光を用いた教育用模擬CTシステムの検討. 電気学会・計測研究会資料, IM-07-4: 15-18, 2007.
- (9) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: 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, 2005.
- (10) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: レーザー光を用いた教育用模擬X線CT装置の基礎的検討. 日本保健科学学会誌, 10(1): 43-50, 2007.
- (11) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: レーザー光を用いた教育用模擬CT装置の検討. 平成 19 年電気学会全国大会, No.1-153, 2007.
- (12) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: レーザー光を用いた教育用模擬CT装置の基礎実験. 2007 年電気学会基礎・材料・共通部門大会, XVI-8, 2007.
- (13) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: 光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CT装置の検討. 平成 20 年電気学会全国大会, No.1-214, 2008.
- (14) 小倉 泉, 乳井嘉之, 安部真治 他: 光ヘテロダイン干渉法を用いた教育用模擬CTシステムの検討. 電気学会・計測研究会資料, IM-08-26, 2008.