

2010年度 修士学位論文

超解像ローカルトモグラフィ

2011年2月10日

大阪大学 大学院基礎工学研究科
末竹 哲也

本論文は大阪大学大学院基礎工学研究科に
修士(工学) 授与の要件として提出した修士学位論文である。

主査： 大城 理
副査： 野村 泰伸

概要

種々の物体内部を非破壊で計測する手法は大きく発達してきた．その中でも，X 線 CT は高空間分解能を有しており，種々の分野で利用されている．現在では，空間分解能が数 μm のマイクロ X 線 CT 手法も実用化された．しかし，計測対象を数 mm 程度に加工する必要があるため，例えば，人体の病変部位診断の場合，非侵襲な高空間分解能計測は行えない．したがって，計測対象の大きさに依存しない，高空間分解能を有する X 線 CT システムが求められている．

本研究では，より空間分解能の高い X 線 CT における画像再構成手法を提案し，計測対象の大きさに依存しない数十 μm の空間分解能を有する X 線 CT システムの実現を目指す．現在，デュアルソース CT の研究が進められている．X 線 CT では，X 線源と検出器が対となり，計測対象を中心に撮像と回転を繰り返し投影データを取得するが，デュアルソース CT では，90deg 回転した位置に配置された二組の X 線源と検出器を用いて，撮像時間を短縮し時間分解能の向上を図っている．このデュアルソース CT のシステムを応用して，以下の手法を提案する．まず，ファンビームの広がり角が異なる X 線源，異なる大きさの検出器を用いることで，視野サイズ，ピクセルサイズの異なる，二種類の投影データを取得する．この二つの投影データを用いた再構成手法として二種類の手法を用いる．

一つ目の手法では，広がり角の大きな被写体全域を投影したデータを用いて，広がり角の小さな，より狭い領域に X 線を照射した，局所的な投影データの周囲を外挿し画像再構成を行う．これらの操作により，高分解能な再構成画像を得ることができる．処理に含まれる外挿の際には，ピクセルサイズを合わせるための高解像度化，二種類の投影データの連続性を保つための補正処理が加えられる．これらの操作により，局所投影データからの画質劣化を抑えた画像再構成を実現する．二つ目は，低空間分解能な投影データから関心領域外部の X 線吸収係数分布を取得し，局所投影データから差分し画像再構成を行うことで，高空間分解能な再構成画像を取得する手法である．再構成を行うデータ点数が，外挿を用いる手法に比べて少ないため，計算時間の短縮が可能となる．

ファントム画像を用いた再構成画像の定量性検証を行った結果，大きい広がり角の投影データを用いて外挿を行う事で画質の劣化を著しく抑える事ができた．外挿の際には，二種類の投影データにおける関心領域内の全検出値差を最小化する補正係数を用いることで，大きな効果が得られることが確認された．また，差分した投影データを用いることで，計算時間の短縮が可能であることが確認された．

実ファントムを用いた実験を行った結果，局所投影データの外部に低分解能な投影データを挿入することで，関心領域外部の X 線吸収係数分布に依存しない再構成が可能となることが確認できた．また，関心領域を測定対象幅の $1/8$ まで狭い状態で投影データを取得しても，再構成可能であることが確認された．

キーワード

画像再構成，ローカルトモグラフィ，複数投影データ，関心領域，外挿，サイノグラム

Abstract

Various methods that can measure internal structure of object non-destructively have been developed. Especially, X-ray CT has high spatial resolution and is applied to biological and engineering materials. At present, micro X-ray CT that has spatial resolution of several μm is become commonplace. However, the object that is measured by micro X-ray CT should be smaller than the X-ray beam width. To achieve spatial resolution of several μm , measurement object size should be less than 1mm in diameter. Therefore, if measurement object is not able to downsize, it is impossible to measure the object in high resolution.

The goal of this study is to realize a measurement system that has spatial resolution of submillimeter regardless of object size by proposing a new image reconstruction method for X-ray CT. The detail of the proposed method is as follows: the proposed method utilizes two X-ray generators which have different cone angle and two X-ray detector arrays which have different size but equal number of detectors. First, two projection data are separately acquired by two pairs of X-ray generators and detector arrays. After that, smaller cone angle projection data within region of interest (ROI) are extrapolated by using larger cone angle projection data. At this time, larger cone angle projection data are interpolated to have the same resolution as the smaller cone angle data and are adjusted to keep continuity at the border of two types of projection data sets. The author proposes two types of method to synthesize two types of projection data sets. The first method uses extrapolated projection data for image reconstruction. The another method obtains linear absorption coefficient out of region of interest from low resolution projection data and calculating difference between the projection data out of region of interest and high resolution projection data on region of interest. On both method, the reconstructed image that has high resolution of submillimeter is achieved.

Simulation study using phantom image shows that degradation of image quality is dramatically improved by the proposed method to extrapolate by larger cone angle projection data. In the synthesis of two types of projection data sets that have different resolution, it is confirmed that minimizing difference of detected value between two projection data on the same coordinate has great effect.

Experimental result of real phantom shows that reconstruction is realized under the condition of X-ray absorption coefficient of not depending outside of ROI. Reconstruction is realized under the condition of setting ROI is eighth of size of measurement object width.

keywords

Image reconstruction, Local tomography, Multi projection data, Region of interest, Sinogram

目次

第1章	はじめに	1
第2章	ローカルトモグラフィ	3
2.1	一般的な X 線 CT	3
2.2	ローカルトモグラフィ	9
第3章	超解像化手法	12
3.1	外挿法	12
3.2	差分法	17
第4章	外挿法と差分法の検証実験	20
4.1	外挿法の検証	20
4.2	差分法の検証	24
4.3	外部領域依存性の検証	26
第5章	実データを用いた実験	31
5.1	実験条件	31
5.2	結果	33
5.3	考察	36
第6章	おわりに	39
	謝辞	40
	業績	41
	参考文献	42

目 次

2.1	計測対象を透過する X 線	3
2.2	投影データと投影角	4
2.3	投影データとフーリエ変換	5
2.4	ファントム画像	6
2.5	サイノグラム	6
2.6	ゼロパディング後	8
2.7	フィルタリング後	8
2.8	局所投影データへのゼロパディング	9
2.9	三角関数	10
2.10	ガウス窓	10
2.11	ガボールウェーブレット	10
3.1	異なる分解能を有する投影データの取得	12
3.2	外挿法流れ図	13
3.3	ファン・パラレルビーム変換	13
3.4	線形補間法	14
3.5	境界値の取り方	15
3.6	ROI 全領域での画素値の取り方	16
3.7	差分法流れ図	17
4.1	ファントム 1	20
4.2	局所投影データ	21
4.3	被写体全域投影データ	21
4.4	ROI 境界値による外挿	21
4.5	ROI 全領域に基づいた外挿	21
4.6	ROI 境界値に基づいた再構成画像	22
4.7	ROI 全領域に基づいた再構成画像	22
4.8	ROI 境界値再構成画像との差分画像	22
4.9	ROI 全領域再構成画像との差分画像	22
4.10	ファントム画像の ROI	23
4.11	被写体全域投影データ再構成画像	23
4.12	外挿無しでの再構成画像	23
4.13	低空間分解能再構成画像	24

4.14 ROI 内部の X 線吸収係数ゼロ	24
4.15 ROI 内部ゼロとした投影データ	25
4.16 差分投影データ	25
4.17 差分投影データ再構成画像	25
4.18 差分投影データ法との差分画像	25
4.19 ファントム 2	26
4.20 ファントム 3	26
4.21 ファントム 4	26
4.22 ファントム 5	26
4.23 シグモイド関数による回帰曲線	27
4.24 半値幅の導出	28
4.25 ファントム 2 の再構成画像	28
4.26 ファントム 3 の再構成画像	29
4.27 ファントム 4 の再構成画像	29
4.28 ファントム 5 の再構成画像	29
4.29 ラインプロファイルの取得箇所	29
5.1 ファントム 6	31
5.2 撮像条件	32
5.3 物体なし，外挿法	33
5.4 物体なし，差分法	33
5.5 小さい物体，外挿法	34
5.6 小さい物体，差分法	34
5.7 大きい物体・少，外挿法	34
5.8 大きい物体・少，差分法	34
5.9 大きい物体・中，外挿法	35
5.10 大きい物体・中，差分法	35
5.11 大きい物体・多，外挿法	35
5.12 大きい物体・多，差分法	35
5.13 FOV 全領域高分解能な再構成画像	36
5.14 物体なし，局所投影データ	37
5.15 小さい物体，局所投影データ	37
5.16 大きい物体・少，局所投影データ	37
5.17 大きい物体・中，局所投影データ	37
5.18 大きい物体・多，局所投影データ	38

表 目 次

4.1	外挿法と理想的な値との誤差平均と標準偏差	23
4.2	半値幅	30
5.1	外挿法での半値幅	36
5.2	差分法での半値幅	36

第1章 はじめに

我々の視覚は，さまざまな物体を認知し，識別することが出来る．この恩恵によって，日常生活を不自由なく送ることが可能となっているといっても過言ではない．視覚による情報では，多くの物体の場合，その表面情報しか取得することが出来ず，内部の情報までは取得することは出来ない．バッグの中身は開けてみなければ何が入っているのかわからない，といったことが挙げられる．しかし，開けてみなければわからないため，空港等の機関では，テロなどへの対策のために，実際にバッグの中身を取り出して確認する行為が行われる．

1895年にレントゲンによって発見されたX線 [1] によって，物体内部の透視が可能となった．現在，空港等では，X線を用いた検査によって，実際にバッグを開けることなく，検査を行うことが可能となっている．X線を用いた検査では，物体を透過したX線強度を直接画像化しているが，計測技術の発展に伴い，物体内部情報を含んだ検出信号を，より高次元な画像情報として出力する技術が発展してきた．これらの内部構造を可視化する手法のひとつにトモグラフィ [5] と呼ばれるものがある．トモグラフィとは，さまざまな方向から対象物に光や電波などを当てて，取得された情報から対象物内部の物理量などを導き出すことである．特に，コンピュータを用いたトモグラフィをコンピュータ断層撮像法 (Computed Tomography:CT) と呼んでいる．MRI [2] や超音波計測 [3]，PET [4] や光トモグラフィ [6] 等が例として挙げられる．中でも，対象物にX線を照射して，その透過像から内部構造を再構成するX線CTは，高空間分解能を有する手法として広く利用されている [8]．空間分解能とは，二つの物体を識別可能な最小の距離と定義され，表現可能な物体の小ささを示す．現在では，マイクロX線CT [9] と呼ばれる手法が確立されており，空間分解能が数 μm の観察が可能となっている [10]．

しかし，一般的なCTにおいてはビーム幅が計測対象よりも大きいことが必要 [11] であり，空間分解能数 μm のマイクロX線CTを適用できるのは，計測対象が直径1mm程度の場合 [12] に限られ，局所領域を取り出せない物体や，取り出すことができない場合には，適用することが出来ない．局所領域を取り出せない場合の一つに，人体腹部の画像診断が挙げられる．人体腹部の幅は数百mmであるので，腹部を切断せずに診断を行う場合，現状のX線CTでは，0.2mm程度の空間分解能を有する画像しか提示できない．腫瘍の早期発見を目的とした場合，膵臓がんでは，数十 μm の異常部位を発見できなければ，手遅れになるといわれている．したがって，膵臓がんの早期発見のためには，人体のような数百mm程度の直径を有する計測対象でも局所的に高分解能な測定が可能な画像化技術が求められる．以上のことから，計測対象の大きさに依存しない高分解能な再構成アルゴリズムによって，CTの応用分野がさらに拡大すると考えられる．

計測対象の大きさに依存しないCTの先行研究であるローカルトモグラフィにおいて，関

心領域境界の値を用いて撮像領域外部の補正を行う手法 [13]- [17]，逐次近似法を用いて再構成を行う手法 [18]，ウェーブレット変換を用いて再構成を行う手法 [19] が提案されている．しかし，これらの手法は，関心領域外に X 線吸収係数がさまざまに異なる物質が存在する場合，正確に画像再構成を行う事が出来ないこと，また、逐次近似法を用いた手法の場合，計算時間を非常に多く要すること [20] などの理由により実用化には至っていない．

本研究では，関心領域における局所投影データの他に，被写体全体の低空間分解能な投影データを用いることで，関心領域外の状態に依存しないローカルトモグラフィを実現する．この技術により，ローカルトモグラフィの応用分野が大きく広がると考えられる．例えば，人体内部のように，内臓や骨などさまざまな器官が配置されている場合にも適用が可能となる．二つの X 線源と検出器を用いた X 線 CT 装置には，デュアルソース CT (Dual Source Computed Tomography : DSCT) [21]- [23] が存在するが，DSCT では，X 線源と検出器の組を二つ用意し，片方の組をあらかじめ 90deg 回転させた位置に配置させることで，投影データの取得時間を短縮し，時間分解能 [24] の向上を図っている．本研究では，空間分解能の異なる二種類のデータを取得することで，断面における空間分解能の向上を目的とする．

本研究では，直径数百 mm の物体を計測対象とし，空間分解能を現状より一桁高くし，数十 μm 以下の空間分解能を得ることを目標とする．提案手法による再構成手順は次のようになる．被写体全域の広視野・低分解能な投影データを取得する．次に，関心領域の投影データを取得し，広視野・低分解能な投影データを用いて関心領域外部の X 線吸収係数分布を考慮した投影データを作成し，画像再構成する事で外部の X 線吸収係数分布の影響を受けないローカルトモグラフィを実現する．

第2章 ローカルトモグラフィ

本章では、まず、X 線 CT で用いられている画像再構成の原理を説明する。その後、測定対象よりも関心領域が狭い場合の、再構成手法であるローカルトモグラフィについて述べる。

2.1 一般的な X 線 CT

2.1.1 パラレルビーム投影データ

X 線 CT での測定データは、X 線源から放射され、計測対象を透過して減衰した X 線を検出器で測定した強度として得られる [25]。一般的に X 線の減衰量は、線吸収係数 μ によって決定される。図 2.1 のように、X 線が計測対象を透過する状況を考える。

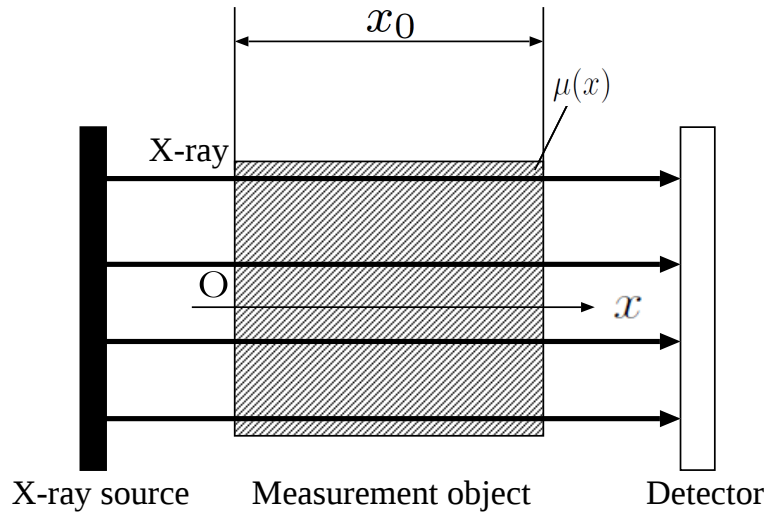


図 2.1: 計測対象を透過する X 線

強度 I_0 の放射線が厚さ x_0 、線減衰係数 $\mu(x)$ の被写体を通過した時の X 線強度 I は、式 (2.1) で表される。

$$I = I_0 \exp \left[- \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x) dx \right] \quad (2.1)$$

次に、投影データの収集において、図 2.2 のような座標系を定義する。

被写体に固定した直交座標系を xy とし、原点を中心に θ だけ回転させた座標系を XY とすると、両座標間の関係は式 (2.2)、(2.3) で表される。

$$x = X \cos \theta - Y \sin \theta \quad (2.2)$$

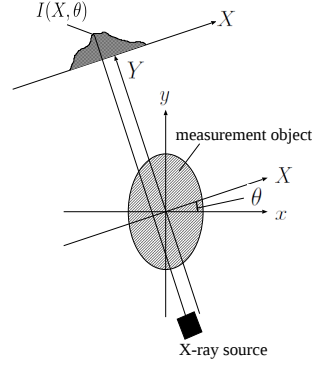


図 2.2: 投影データと投影角

$$y = X \sin \theta + Y \cos \theta \quad (2.3)$$

Y 軸と平行に強度 I_0 の X 線ビームを照射すると, 被写体を透過した後の X 線強度 $I(X, \theta)$ は式 (2.4) となる .

$$I(X, \theta) = I_0 \exp \left[- \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) dY \right] \quad (2.4)$$

したがって, X 線強度の対数減衰率 $g(X, \theta)$ は式 (2.6) により表される .

$$\begin{aligned} g(X, \theta) &= \log \left[\frac{I_0}{I(X, \theta)} \right] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) dY \end{aligned} \quad (2.5)$$

$$\begin{aligned} g(X, \theta) &= \log \left[\frac{I_0}{I(X, \theta)} \right] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) dY \end{aligned} \quad (2.6)$$

$g(X, \theta)$ が投影データである [26] .

2.1.2 再構成手法

投影データから断層像を得る再構成手法には, フィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection method : FBP 法), 重畳積分法 (Convolution Back Projection method : CBP 法), 逐次近似法がある [27] .

FBP 法

投影データ $g(X, \theta)$ より, 線吸収係数 $\mu(x, y)$ を求めることを考える . $\mu(x, y)$ の 2 次元フーリエ変換 $M(\xi, \eta)$ は式 (2.7) で表される .

$$M(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \exp(-j(\xi x + \eta y)) dx dy \quad (2.7)$$

j は虚数単位を表している．直交座標系 (ξ, η) を極座標系 (ω, θ) で表すと，式 (2.8),(2.9) のようになる．

$$\xi = \omega \cos \theta \quad (2.8)$$

$$\eta = \omega \sin \theta \quad (2.9)$$

式 (2.8),(2.9) を式 (2.7) に代入すると式 (2.10) が得られる．

$$M(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \exp(-j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)) dx dy \quad (2.10)$$

式 (2.2) , (2.3) より式 (2.11) , (2.12) が導かれる．

$$X = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (2.11)$$

$$Y = -x \sin \theta + y \cos \theta \quad (2.12)$$

また，式 (2.13) が成り立つので，

$$dx dy = dX dY \quad (2.13)$$

式 (2.10) は，式 (2.14) となる．

$$\begin{aligned} M(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \exp(-j\omega X) dX dY \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} g(X, \theta) \exp(-j\omega X) dX \end{aligned} \quad (2.14)$$

式 (2.14) より，図 2.3 のように $g(X, \theta)$ を X で 1 次元フーリエ変換すると， $\mu(x, y)$ の 2 次元フーリエ変換の θ 方向の成分が得られる．

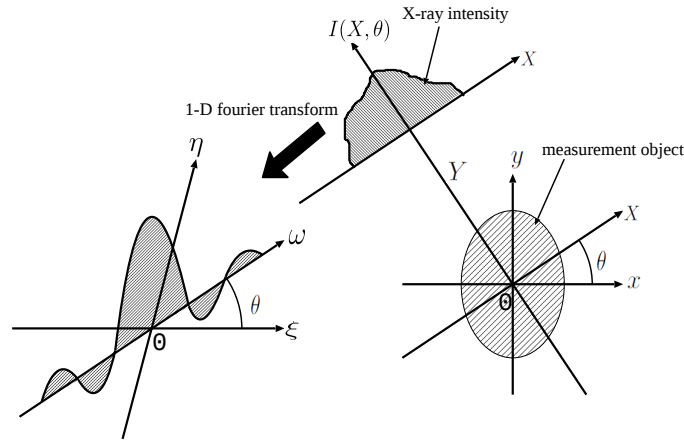


図 2.3: 投影データとフーリエ変換

したがって, $g(X, \theta)$ を $0 \leq \theta \leq \pi$ に対して取得し, 1次元フーリエ変換することで, $M(\xi, \eta)$ が求まる. この時, 得られる 1次元データの数 は投影回数に等しい. このフーリエ変換を行う処理は, 横軸に X , 縦軸に θ を取ったサイノグラムと呼ばれる画像を作成し, 全投影データを横方向にフーリエ変換することで行われる. 図 2.4 に示すファントム画像より得られる投影データによるサイノグラムを図 2.5 に示す.

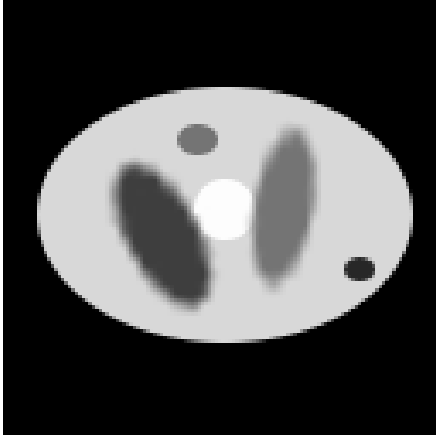


図 2.4: ファントム画像

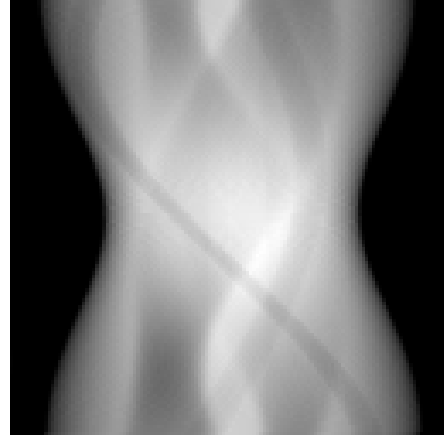


図 2.5: サイノグラム

求まった $M(\xi, \eta)$ を 2次元逆フーリエ変換すると $\mu(x, y)$ が得られるので, 線吸収係数分布は式 (2.15) により求められる.

$$\mu(x, y) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} M(\xi, \eta) \exp(j(\xi x + \eta y)) d\xi d\eta \quad (2.15)$$

式 (2.15) において, (ξ, η) を (ω, θ) の極座標系に変換し, 式 (2.16) を用いて変数変換を行う.

$$d\xi d\eta = \omega d\omega d\theta \quad (2.16)$$

また, 投影データ取得の際には, X を実数とし, 投影角度を 0deg から 180deg までで行う. この形式に合わせるために, ω での積分範囲を負の領域に拡大する操作が必要となる. 図 2.3 のように, ω を絶対値で表現すると, $\mu(x, y)$ は式 (2.17) となる.

$$\mu(x, y) = \frac{1}{2(2\pi)^2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} M(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \exp(j\omega X) |\omega| d\omega d\theta \quad (2.17)$$

式 (2.17) は, 式 (2.14) を考慮すると, 投影データ $g(X, \theta)$ を 1次元フーリエ変換した後, 周波数特性 $|\omega|$ のフィルタを乗算し, その後, 逆投影処理を行うことで $\mu(x, y)$ を求められることを示している.

CBP 法

周波数空間でフィルタ $H(\omega)$ を乗算することは、実空間において、式 (2.18) で表される、 $H(\omega)$ の逆フーリエ変換と等価である。

$$h(X) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) \exp(j\omega X) d\omega \quad (2.18)$$

したがって、式 (2.17) で表される線吸収係数分布 $\mu(x, y)$ は、式 (2.19) で表される。

$$\mu(x, y) = \frac{1}{2(2\pi)^2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} g(X', \theta) h(X - X') dX' d\theta \quad (2.19)$$

式 (2.19) にしたがって計算処理を行うことで、 X 線吸収係数分布を求めることが可能となる。

逐次近似法

初めに、任意の画像を仮定する。次に、その仮定された画像の濃度分布から作られる投影を計算し、実測の投影データと比較して差があれば、この差を小さくするように画像を逐次修正していく方法である。逐次近似法の一般的な手法に EM (Expectation Maximization) アルゴリズムを用いた ML-EM (Maximum Likelihood - Expectation Maximization) 法がある。ML-EM 法における再構成画像を求める繰り返し計算の段階は、式 (2.20) で表される。

$$\lambda_b^{(k+1)} = \frac{\lambda_b^k}{\sum_{a=0}^n C_{ab}} \sum_{a=0}^n \frac{y_a C_{ab}}{\sum_{b'=0}^m C_{ab'} \lambda_{b'}^{(k)}} \quad (2.20)$$

k は繰り返し回数、 b は再構成画像の画素を表し、1 から画素数の最後 m まで通し番号である。また、 a は検出器上の画素番号で角度方向も含めて n 個の一連のデータがあると考え、 λ_b は画素 b の値、 y_a は検出器 a での投影データ、 C_{ab} は画素 b から放出された光子が検出器 a に到達する割合である。式 (2.20) に基づいて、以下の手順で計算を行う。

1. 検出確率 C_{ab} を計算する。
2. 初期画像を仮定する。
3. 初期画像から投影データを計算する。
4. 投影データ y_a と、3 で計算した投影データとの比を計算する。
5. 4 で計算された比を逆投影する。
6. 逆投影画像を確率の総和で規格化する。
7. 逆投影画像を初期画像 $\lambda_b^{(k)}$ に乗算し、更新画像 $\lambda_b^{(k+1)}$ を作成する。
8. 更新画像を初期画像として 3 に戻る。

2.1.3 実用上の課題

再構成手法には，2.1.2 節で述べたように大きく三種類の手法がある．多くの CT 装置では計算時間において優位性がある FBP 法が用いられている．逐次近似法を用いたローカルトモグラフィ手法も提案されているが，計算に膨大な時間を要するため実用化には至っていない．したがって，本研究では，実用化のために計算時間短縮を目的とし FBP 法によって再構成を行う．本節では，FBP 法における問題点について述べる．

ゼロパディング

前節で述べた FBP 法では，式 (2.17) に示すように，検出信号は連続であり無限の領域で計算を行うことが前提となっている．しかし，実際の検出信号は離散的であり，また，有限な領域における信号となる．したがって，式 (2.17) のフーリエ変換は，離散フーリエ変換 (Discrete Fourier Transform:DFT) を用いることとなる．この際，十分な周波数分解能でのフィルタリングを行うために，投影データの両側にゼロ領域を付加する処理が行われる．この処理を，ゼロパディングと呼ぶ．図 2.5 のサイノグラムにゼロパディングを行った後のサイノグラムを図 2.6 に示す．

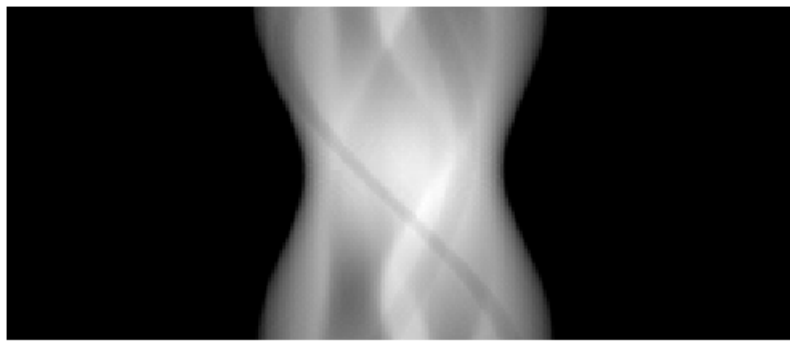


図 2.6: ゼロパディング後

また，図 2.5 と図 2.6 に示すサイノグラムをフーリエ変換し，周波数特性が $|\omega|$ のフィルタを掛け合わせた後における実部の低周波部分の一例を，図 2.1.3，2.1.3 に示す．

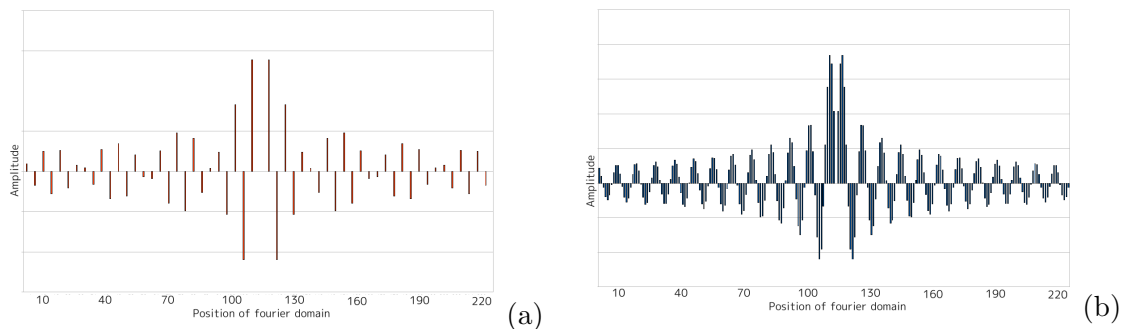


図 2.7: フィルタリング後:(a) ゼロパディング無し，(b) ゼロパディング有り

ゼロパディングを施すことにより，周波数分解能が向上していることがわかる．ゼロパディングによって十分な周波数分解能を確保することで，フーリエ変換時の誤差が減少し画質の悪化を防ぐ事が出来る．

被写体とビーム幅

先に示したように，フーリエ変換を用いた画像再構成手法では，ゼロパディングを行う必要がある．通常，投影データとゼロパディングにより付加された領域におけるデータとの連続性を保つため，計測対象周囲の余白部分を含む領域を撮像する [25]．しかし，被写体がビーム幅に収まらない場合は，図 2.8 に示すようにビーム両端での値がゼロにならず，ゼロパディングは投影データに不連続性を生じさせてしまう．

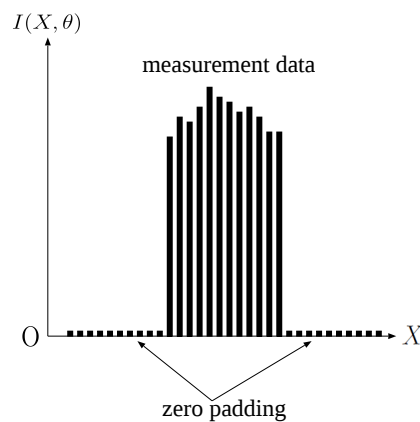


図 2.8: 局所投影データへのゼロパディング

この不連続性は，フーリエ変換の際に高周波成分として現れ，結果として，局所的な投影データから FBP 法等で画像再構成を行うと著しい画質の低下を招く [28]．

2.2 ローカルトモグラフィ

通常の X 線 CT による画像再構成では，被写体がビーム幅より大きい場合，正確な画像再構成を行うことが出来ない．この問題の解決策として，ローカルトモグラフィが研究されている．ローカルトモグラフィとは，被写体の関心領域 (Region of Interest: ROI) だけに，X 線ビームを照射して取得可能な，局所的な投影データを用いて画像再構成を行う手法である．

この節では，ローカルトモグラフィの中でも，フーリエ変換に代わりウェーブレット変換を用いたものと，外挿を用いた手法について，簡単に説明する．

2.2.1 ウェーブレット変換を用いた再構成

FBP 法の場合，ゼロパディングを行うために，局所的な投影データを用いることが出来なかった．この問題の解決策として，有限区間外では値がゼロである，つまりコンパクトサ

ポート [29] [30] な基底関数によって計算処理を行う事が考えられる．この基底関数は，フィルタリング後もコンパクトサポートが維持される必要がある．このような基底関数により，局所的な投影データから局所的な再構成画像を得る，すなわち，ローカルトモグラフィを実現することが出来る．

ウェーブレット変換 [31] は，一般にこの条件を満たしているので，ウェーブレット変換を用いる事でローカルトモグラフィが可能となると考えられる．基底関数には，図 2.9 に示すような三角関数に，式 (2.22) で表されるガウス窓 $g_\sigma(x)$ を乗算した式 (2.21) のようなガボールウェーブレット $\psi(x)$ が挙げられる [32] [33]． w_0 は三角関数の周波数， σ はガウス窓の大きさである．図 2.10 にガウス窓，図 2.11 にガボールウェーブレットを示す．

$$\psi(x) = g_\sigma(x) \exp(jw_0x) \quad (2.21)$$

$$g_\sigma(x) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.22)$$

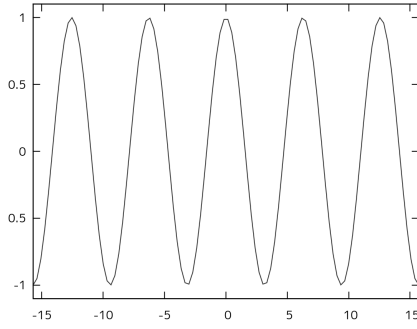


図 2.9: 三角関数

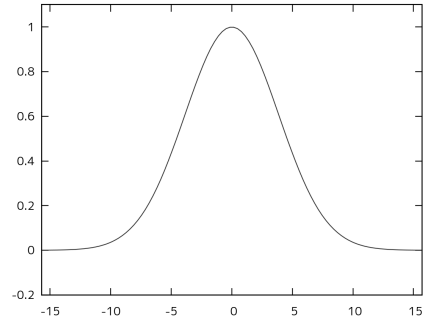


図 2.10: ガウス窓

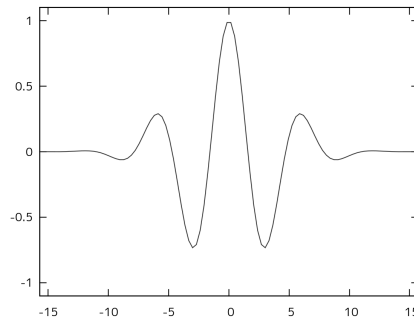


図 2.11: ガボールウェーブレット

ウェーブレット変換は，式 (2.23) で表される．

$$F(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx \quad (2.23)$$

a は周波数の逆数， b は平行移動成分である．

ウェーブレット変換を用いた手法 [6] では、ROI 外部が一様であると仮定している。材料学における解析の場合では、大型で高コントラストな粒子が ROI 外部に存在しないことが多いため、仮定が成立するが、人体のようにより複雑な分布をしている場合には仮定が成立せず、適用することができない。

2.2.2 外挿処理を用いた再構成

局所的な投影データを用いる場合、ゼロパディングの際に生じる ROI 境界部での不連続性により、正確な画像再構成が出来ないことを述べた。この問題の解決手段として、ROI 境界の値を用いて外挿を行う手法や [19]、ゼロパディングの代わりに ROI 境界から楕円近似を用いて外挿を行う事で、擬似的に被写体全域のサイノグラムを得た後、再構成演算を行う手法 [34] や、多項式近似を用いて滑らかに投影データの検出値をゼロにする手法 [35]、三角関数を用いて滑らかにゼロにする手法 [36] などがあり、局所的な再構成画像を得ることが出来る。これらの手法では、外挿を行う際に ROI 境界の値しか用いておらず、ROI 外部に境界と減衰係数の異なる物質が存在した時には、外挿近似が正確に行われず、画像再構成した結果の減衰係数の定量性に欠ける。

上記の問題は、ROI 外部の情報がないことに起因している。ROI 外部の情報を入手し、その情報を考慮した外挿を行うことで問題を解決する。

第3章 超解像化手法

本章では，被写体全域と ROI 領域のみの二つの投影データを取得し，ROI 外部の領域を外挿する事で不連続性の問題に対処し，減衰係数の定量性が高い，超解像ローカルトモグラフィを実現する．ROI 外部状態を考慮する方法として，直接外部領域に挿入する手法，外部領域の情報を差分することで仮想的に ROI 外部を除去する手法が考えられ，外挿法，差分法と呼ぶ．以下にそれぞれについて述べる．

3.1 外挿法

3.1.1 概要

図 3.1 に示すように，X 線源と検出器の距離を変化させ二種類のデータを取得することで，被写体全領域における低空間分解能な投影データと，被写体通過領域を制限した高空間分解能な投影データを取得する．

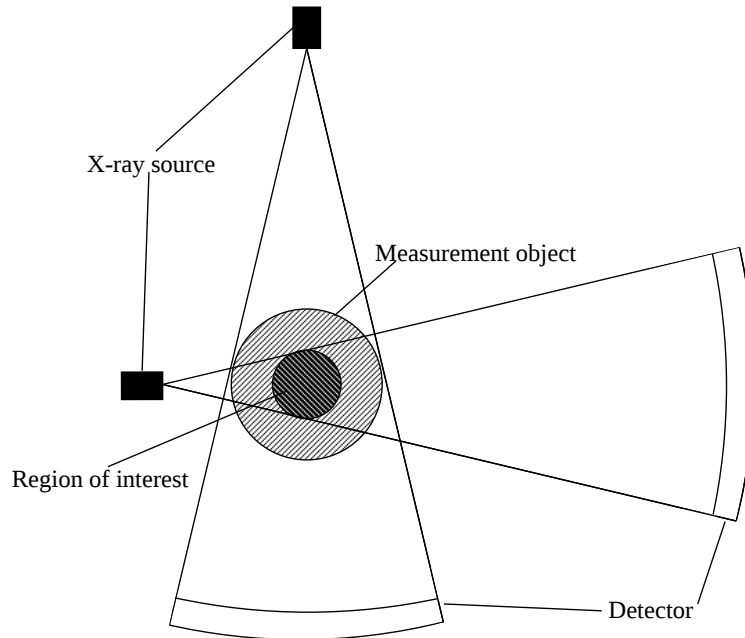


図 3.1: 異なる分解能を有する投影データの取得

前章に示したように，局所投影データだけでは正確な再構成を行うことは出来ないが，被写体全域の投影データを用いて局所投影データの関心領域外部を補外することで，局所的に

高空間分解能な投影データが得られる．この投影データを用いて画像再構成を行うことで，局所的に高空間分解能な断層像を得ることが可能となる．投影データ外挿法の流れ図を，図 3.2 に示す．

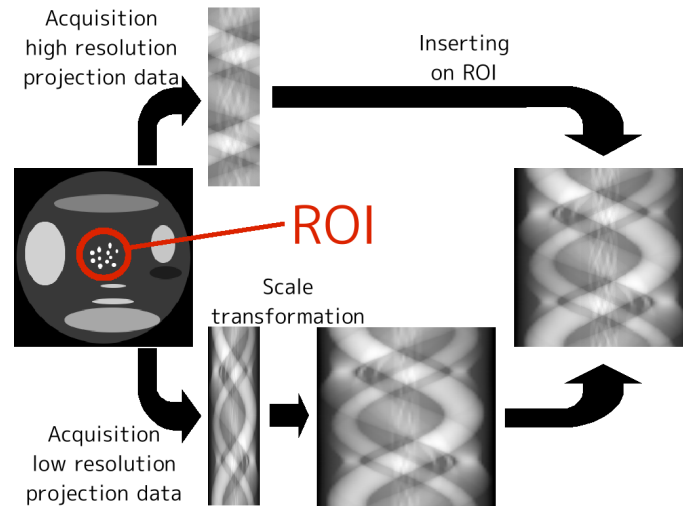


図 3.2: 外挿法流れ図

3.1.2 ファンビームから平行ビームへの変換

ファンビームの X 線源を用いた場合の，X 線源と検出器の配置を図 3.3 に示す．

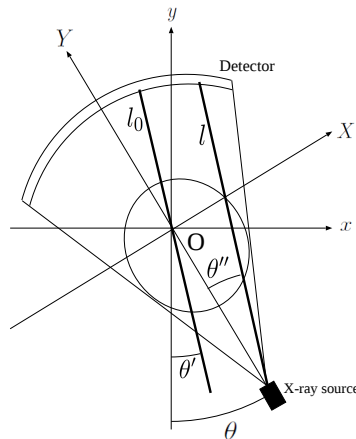


図 3.3: ファン・平行ビーム変換

この場合，同一投影角度において各検出器で取得される投影データは，平行ビームと同様な手法では逆投影を行うことが出来ない．この問題を解決するために，ファンビーム投影データを平行ビーム投影データに変換する手法が考えられる．図 3.3 に示すように，Y 軸から θ'' 傾いた直線 l 上の経路によって減衰した投影データは， y 軸から θ' 傾いた原点

を通る直線 l_0 上の経路と平行な経路によって取得された投影データであるといえる．グローバル座標系を (X, Y) として，X 線源・検出器の座標系を (x, y) とする．ファンビームでの投影角を θ ，ファンビームでの中心から検出位置への角度を θ'' ，パラレルビームでの投影角を θ' とする．また，直線 l と，原点との距離を x_p とする．ファンビームの投影データを $P_f(\theta, x_f)$ ，パラレルビームの投影データを $P_p(\theta', x_p)$ とし，X 線源から検出器までの距離を L_d ，X 線源から原点までの距離を L とすると，

$$\theta' = \theta - \theta'' \quad (3.1)$$

$$\theta'' = \sin^{-1} \frac{x_f}{L_d} \quad (3.2)$$

$$x_p = L \sin \theta'' \quad (3.3)$$

としてファンビームでの座標系をパラレルビームでの座標系で表すことが可能となる．式 (3.1)，(3.2)，(3.3) を用いることで， $P_f(\theta, x_f)$ を， $P_p(\theta', x_p)$ に変換することができる．

3.1.3 投影データの高解像度化

二種類の投影データは，空間分解能が異なり，当然，解像度も異なる．したがって，外挿を行う前に低分解能投影データの解像度を高分解能投影データに合わせる操作が必要となる．高解像度化には，図 3.4 に示すような線形補間法を用いる．整数 z での画素値を $V(z)$ ， $z+1$ での値を $V(z+1)$ とし， p を $[0, 1]$ の実数とした時， $x = z + p$ での値を $V(x)$ とすると，式 (3.4) によって画素値が与えられる [37]．

$$V(x) = (1 - p)V(z) + pV(z + 1) \quad (3.4)$$

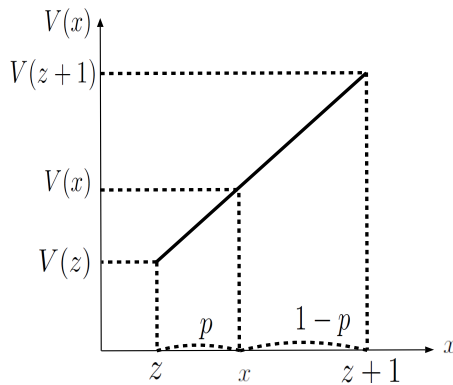


図 3.4: 線形補間法

この操作により，高分解能な投影データとピクセルサイズの等しい低分解能な投影データを作ることが可能となる．

3.1.4 局所投影データへの外挿

提案手法で用いられる二種類の投影データは，異なる時刻に取得することとなる．したがって，同一部位の投影データではあるが，単純に挿入しただけでは境界部分で X 線吸収係数の不連続を生じ画質を損なう恐れがある．この問題を解消するために，外挿の際に X 線強度のスケールを合わせる補正係数の算出方法を二通り提案する．

ROI 境界値による外挿

まず投影データを関心領域中心で左右に分割する．次に，図 3.5 に示すように，二種類の投影データにおける分割したそれぞれの領域に存在する赤い線で示された境界部分の画素値 $V_R(l)$ と $V_g(l)$ を用いて，式 (3.5) に示す補正係数 C を導出する． k は，離散化した時の投影角を表す．図 3.5 の上図は局所投影データ，下図は被写体全域の投影データである．

$$C = \frac{V_R(\frac{N_{ROI}}{2}, k)}{V_g(\frac{N_{ROI}}{2}, k)} \quad (3.5)$$

V_R は局所投影データを， V_g は被写体全領域を含んだ投影データを表している．

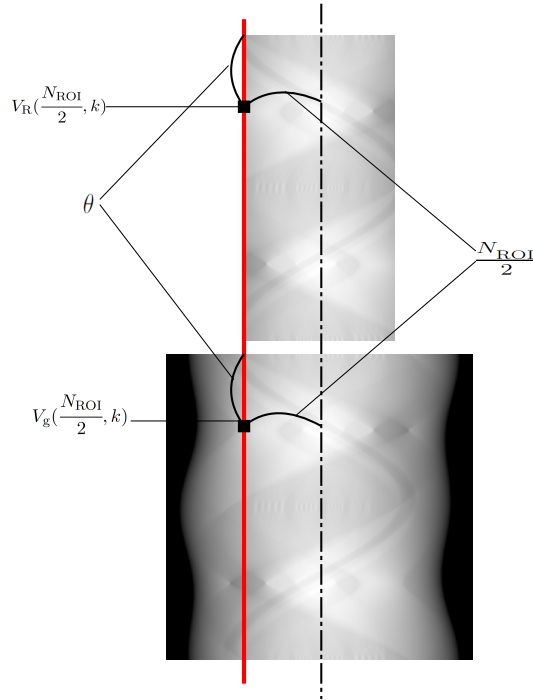


図 3.5: 境界値の取り方

式 (3.6) に示すように左右両方における補正係数をそれぞれの投影データに乗算することで、局所投影データと ROI 境界部分での画素値を等しくした V_c を算出する。

$$V_c(m, k) = CV_g(m, k) \quad (3.6)$$

m は、離散化した時の検出器列方向の位置を、 V_c は補正後の値であることを示している。この操作を、全投影角度において行う。

ROI 全領域に基づいた外挿

前手法と同様に、投影データを関心領域中心で左右に分割する。各投影データ毎に左右別々に、局所投影データと全領域投影データにおける関心領域の画素値を $P_{R,l}(m, k)$, $P_{R,r}(m, k)$, $P_{g,l}(m, k)$, $P_{g,r}(m, k)$ とする。図 3.6 に示すように、同一箇所での画素値を考え、その差の二乗を式 (3.7), (3.8) によって求め、 $E_l(k)$, $E_r(k)$ が最小となるような補正係数 $C_l(k)$, $C_r(k)$ を導出する。

$$E_l(k) = \sum_{n=0}^{N_p-1} \sum_{m=0}^{N_D-1} [P_R(m, k) - C_l(k)P_g(m, k)]^2 \quad (3.7)$$

$$E_r(k) = \sum_{m=0}^{N_p-1} \sum_{m=0}^{N_D-1} [P_R(m, k) - C_r(k)P_g(m, k)]^2 \quad (3.8)$$

N_p は投影数、 N_D は検出器数を表している。

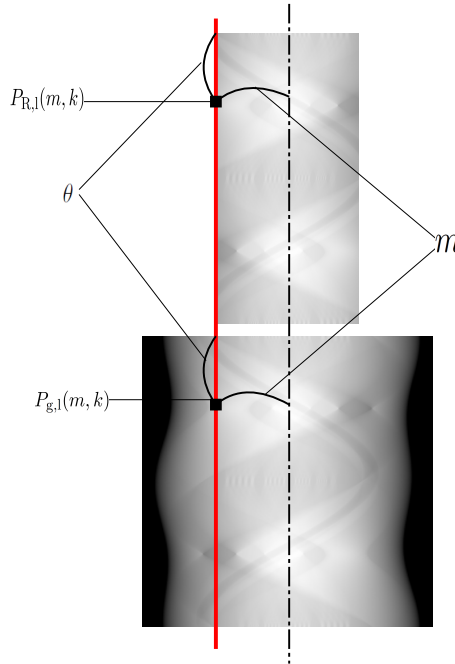


図 3.6: ROI 全領域での画素値の取り方

この時、各検出器における投影データは、異なる時刻に取得されるが、同一箇所であるため最小値の探索を行う。下付き文字の l は ROI 領域中心から左側、 r は右側であることを示している。

式 (3.9),(3.10) に示すように、導出した補正係数を全領域投影データに、各投影角度毎に左右別々に乗算することで 2 種類の投影データの値を合わせる。

$$P_{g,l}(m, k) = C_l(k)P_g(m, k) \quad (3.9)$$

$$P_{g,r}(m, k) = C_r(n)P_g(m, k) \quad (3.10)$$

このようにして、局所的に高空間分解能なサイノグラムを作成した後、通常の FBP 法により再構成することで、ROI 領域において高空間分解能な画像を取得可能となる。

3.2 差分法

前節では、局所投影データの外挿を行うことで、不連続性の問題を解消した。しかし、ROI 外部の領域も高解像度化されていることによって、計算に多くの時間を要するという問題がある。本節では、ROI 外部で減衰された X 線量を、低空間分解能な再構成画像から算出し、局所投影データから差分することで、ローカルトモグラフィを実現する手法について述べる。

3.2.1 差分法概要

差分投影データ法の流れ図を、図 3.7 に示す。

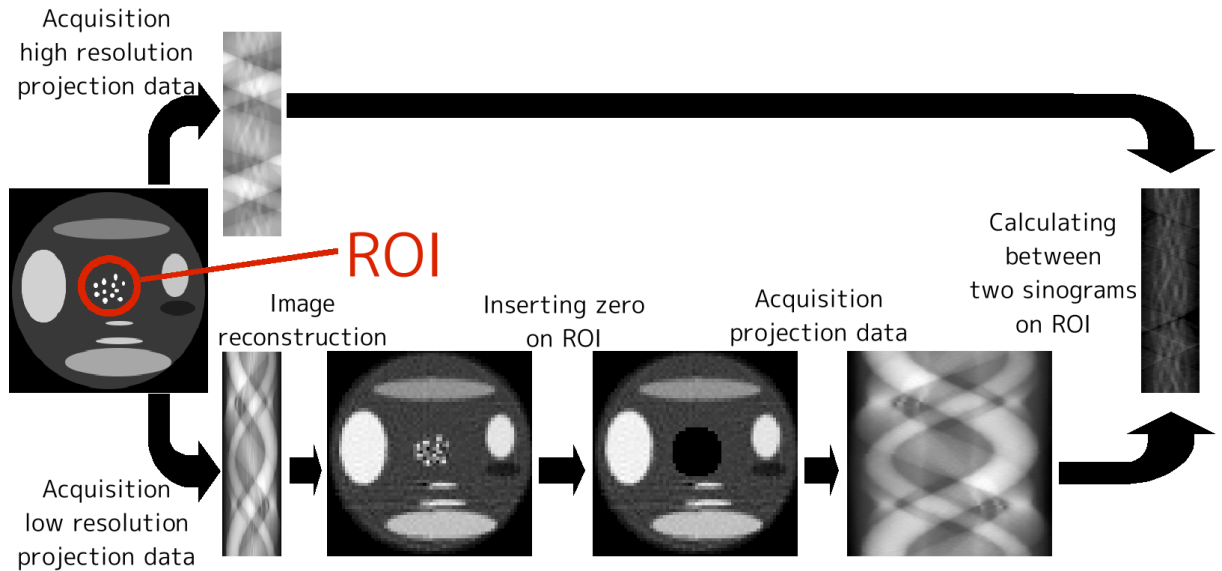


図 3.7: 差分法流れ図

投影データ外挿法と同様に、被写体全領域における低空間分解能な投影データと、被写体通過領域を制限した高空間分解能な投影データを取得し、ファンビーム投影データを 3.1.2

節と同様に平行ビームに変換する．低空間分解能な被写体全域のサイノグラムを用いて，ROI 外部の X 線吸収係数分布を取得し，ROI 外部のみのサイノグラムを作成する．ROI 外部のみのサイノグラムを，高空間分解能な局所投影データから差分することで，ROI 内部のみで X 線が減衰したサイノグラムを取得可能となり，FBP 法が適用可能となる．

3.2.2 ROI 外部の X 線吸収係数分布

取得した二種類の投影データのうち，低空間分解能な投影データは，被写体全域を含んでいるため通常の FBP 法が適用可能であるので，まず，低空間分解能な再構成画像を取得する．次に，式 (3.11) を用いて，再構成画像中の ROI 内部の X 線吸収係数をゼロとおく． V_{low} は低空間分解能な再構成画像の値， N_{ROI} は ROI における直径， V_{out} は ROI 内部をゼロとした時の再構成画像の値である．その後，式 (3.12) を用いて，投影データを作成することで，ROI 外部のみで減衰した X 線量によるサイノグラムを取得できる． m, n は，再構成画像の横方向の位置，縦方向の位置， P_{out} は投影データを表している．

$$V_{\text{out}}(m, n) = \begin{cases} V_{\text{low}} & \left(\sqrt{\left(m - \frac{N_x}{2}\right)^2 + \left(n - \frac{N_y}{2}\right)^2} > \frac{N_{\text{ROI}}}{2} \right) \\ 0 & \left(\sqrt{\left(m - \frac{N_x}{2}\right)^2 + \left(n - \frac{N_y}{2}\right)^2} < \frac{N_{\text{ROI}}}{2} \right) \end{cases} \quad (3.11)$$

$$P_{\text{out}}(M, k) = \sum_{M=0}^{N_x} V_{\text{out}}(m, n) \quad (3.12)$$

3.2.3 差分投影データ

外挿法と同様に，式 (3.12) によって取得した投影データの ROI 部分と，局所投影データの差分の補正が必要となる．しかし，ROI 外部の X 線吸収係数分布によって作成したサイノグラムでは，ROI 内部の X 線吸収係数をゼロとおいて作成したサイノグラムであるので，ROI 局所投影データとは条件が異なり，ROI 全領域に基づいた補正を行うことができない．ROI 境界では，X 線吸収係数をゼロとした影響を受けないので，ROI 境界での値を用いて，補正係数を導出する．外挿法と同様に関心領域中心で左右に分割し，各投影データ毎に左右別々に，局所投影データと全領域投影データにおける関心領域の画素値を $P_{\text{R},l}(m, n)$ ， $P_{\text{R},r}(m, n)$ ， $P_{\text{g},l}(m, n)$ ， $P_{\text{g},r}(m, n)$ とする．差分法では，ROI 境界での検出値は，ROI 内部の影響を受けていないとし，式 (3.13)，(3.14) によって，ROI 境界での検出値差が 0 となるような補正係数 $C_{\text{dif},l}$ ， $C_{\text{dif},r}$ を導出する．

$$P_{\text{g},l}\left(\frac{N_{\text{ROI}}}{2}, k\right) = C_{\text{dif},l}(k) P_{\text{g}}\left(\frac{N_{\text{ROI}}}{2}, k\right) \quad (3.13)$$

$$P_{\text{g},r}\left(\frac{N_{\text{ROI}}}{2}, k\right) = C_{\text{dif},r}(k) P_{\text{g}}\left(\frac{N_{\text{ROI}}}{2}, k\right) \quad (3.14)$$

補正係数 $C_{\text{dif},l}, C_{\text{dif},r}$ を用いて，式 (3.15) により差分投影データを取得する．

$$\begin{aligned} P_{\text{dif},l}(m, k) &= P_{R,l}(m, k) - C_{\text{dif},l}P_{\text{out},l}(m, k) \\ P_{\text{dif},r}(m, k) &= P_{R,r}(m, k) - C_{\text{dif},r}P_{\text{out},r}(m, k) \end{aligned} \quad (3.15)$$

$P_{\text{dif},l}, P_{\text{dif},r}$ は左右それぞれにおける差分投影データ， $P_{\text{out},l}, P_{\text{out},r}$ は，左右それぞれにおける ROI 外部による投影データである．式 (3.15) によって取得される投影データは，被写体全域により減衰された X 線量から，ROI 外部で減衰した X 線量を除去したものになる．つまり，ROI 外部に物体が存在しない状態で，投影データを取得した時と同一の状態であるといえる．このようにして取得された投影データは，通常の FBP 法が適用可能であるので，高空間分解能な再構成画像が取得可能となる．

第4章 外挿法と差分法の検証実験

本章では，提案手法を用いて局所投影データから再構成した画像の定量性の検証について述べる．ファントム画像から低分解能，高分解能での投影データを作成し，提案手法を用いて再構成した画像を，被写体全領域を高分解能で取得した投影データに基づく理想的な再構成画像と比較する．

4.1 外挿法の検証

二種類の空間分解能を有する投影データを統合する方法として3.1節で述べた外挿法について，ファントム画像を用いて検証を行う．外挿する手法として，3.1.4節に示す二種類について，再構成画像への影響を調べる．

4.1.1 手順

図4.1に示す 1024×1024 画素のファントム画像を用いて，関心領域の高空間分解能な投影データと被写体全領域における低空間分解能な投影データを得る．本検証では，関心領域を中心部の直径128画素とした．

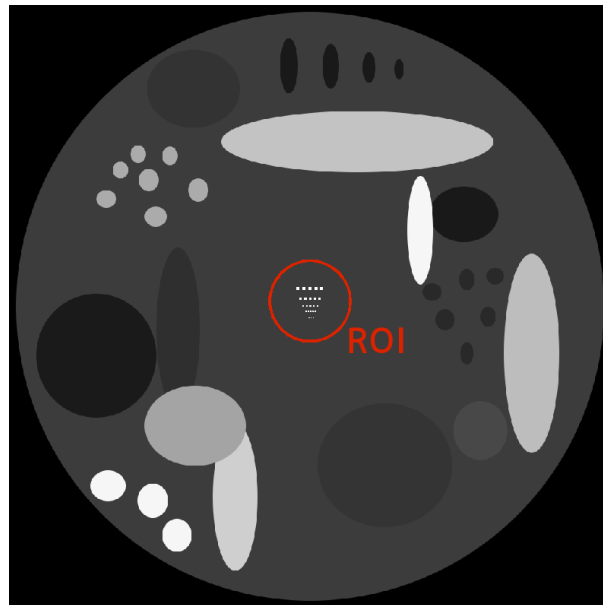


図 4.1: ファントム 1

図 4.2 に ROI の高空間分解能な投影データを，図 4.3 に被写体全域における低空間分解能な投影データを示す．これら二種類の投影データを用いて，ROI における画像再構成を行う．空間分解能とは，二つの物体を識別可能な最小の距離，と定義される．したがって，ファントム中の細かいドットパターンが再構成画像中で識別可能かどうかによって，空間分解能の評価が可能となり，外挿による再構成画像への影響を調べることができる．



図 4.2: 局所投影データ

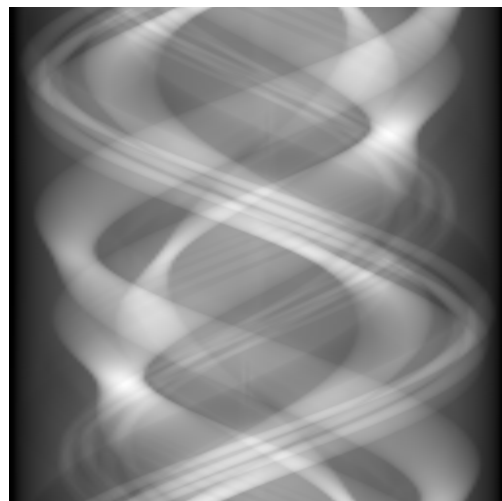


図 4.3: 被写体全域投影データ

4.1.2 結果

二種類の外挿方法を用いて補正係数 C 、 C_l 及び C_r を導出し，被写体全域の投影データに乗算し，局所投影データの外側に挿入する．外挿処理を施したものが，図 4.4，4.5 である．これらのサイノグラムを用いて画像再構成を行う．

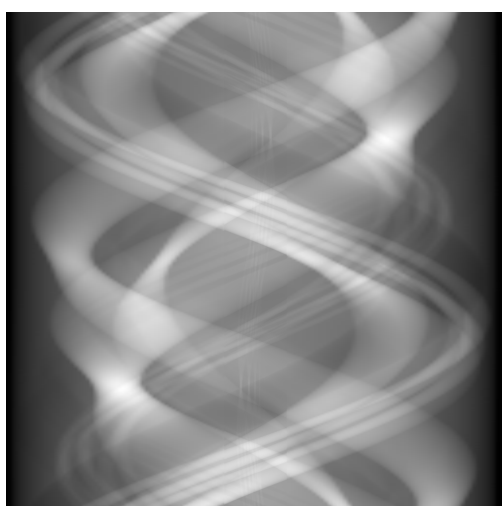


図 4.4: ROI 境界値による外挿

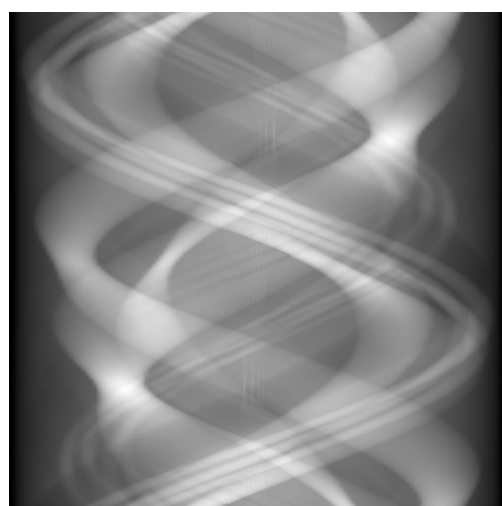


図 4.5: ROI 全領域に基づいた外挿

この二種類の投影データに基づいて、再構成を行った画像が、図 4.6, 4.7 である。白いパターン部分の輝度値が 255 となるように画像化し、輝度値が 255 以上になる画素は、255 となるように処理を施した。

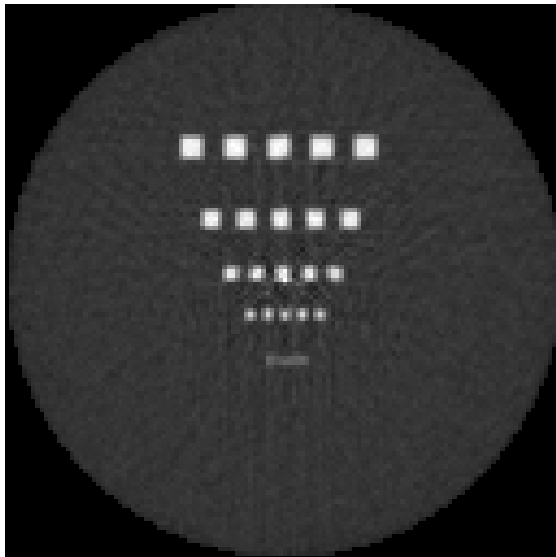


図 4.6: ROI 境界値に基づいた再構成画像

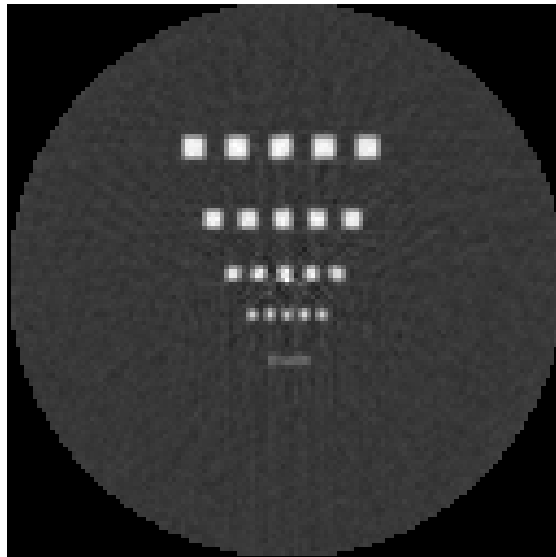


図 4.7: ROI 全領域に基づいた再構成画像

二種類の外挿手法の差を確認するために、被写体全域を高空間分解能で取得したデータを用いて再構成を行った画像と、ROI 境界値を用いた再構成画像、ROI 全領域の画素値差最小化を用いた再構成画像の差分画像を作成した。それぞれを図 4.8, 図 4.9 に示す。

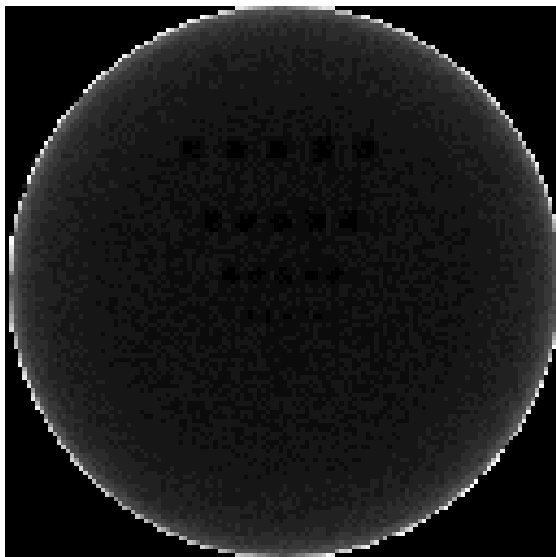


図 4.8: ROI 境界値再構成画像との差分画像

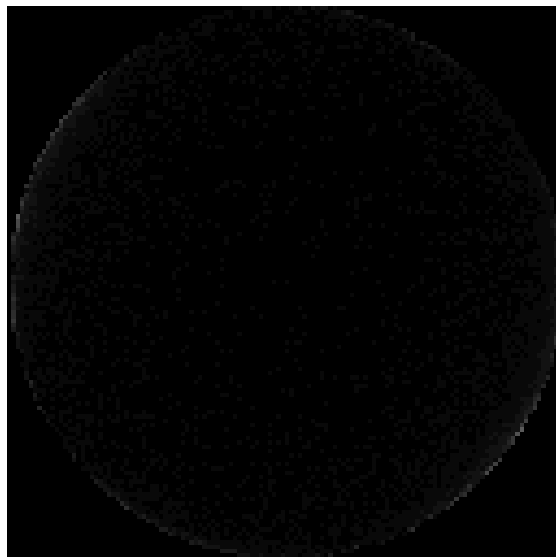


図 4.9: ROI 全領域再構成画像との差分画像

また、被写体全領域を高空間分解能で取得した時の理想的な再構成画像との画素値差の平

均と標準偏差を表 4.1 に示す．挿入の際に，ROI 全領域の画素値差最小化を用いることで，誤差が非常に小さな値となった．

表 4.1: 外挿法と理想的な値との誤差平均と標準偏差

外挿手法	誤差の平均値	標準偏差
ROI 境界値	-2.3	3.7
全領域画素値差最小化	0.2	0.7

4.1.3 考察

比較のため，ファントム画像の ROI 拡大図を図 4.10 に示す．

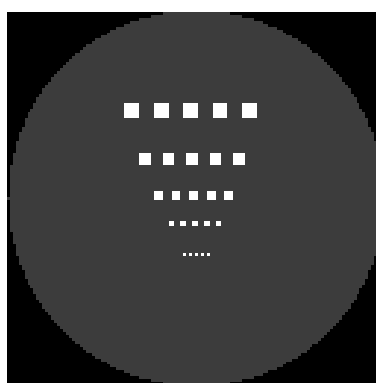


図 4.10: ファントム画像の ROI

また，被写体全域の低分解能投影データを用いて得た再構成画像の関心領域部を図 4.11 に，外挿無しの状態での局所投影データを用いた再構成画像を図 4.12 に示す．

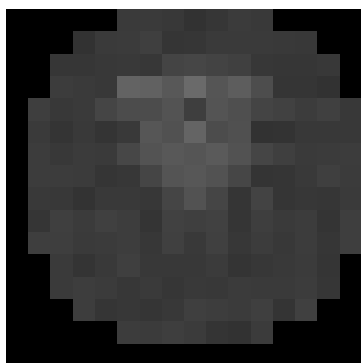


図 4.11: 被写体全域投影データ再構成画像

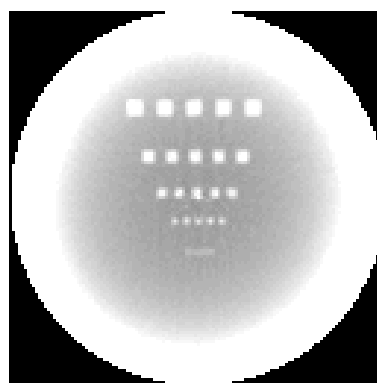


図 4.12: 外挿無しでの再構成画像

図 4.11 の再構成画像では，中心のドットパターン部分が明確に再構成されていないが，外挿処理を行うことで，図 4.6-4.9，表 4.1 より，高空間分解能に再構成できたといえる．また，

図 4.12 より，ROI 境界付近で X 線吸収係数が大きくなる現象が発生しているが，外挿処理を行った，図 4.6，4.7 では，ROI 境界付近でもファントム画像と同等な CT 値が再構成できていることがわかる．

以上のことから，外挿処理を行うことで，空間分解能の向上，ROI 境界付近で発生するアーティファクトの減少が確認できた．被写体全域の投影データを用いることで，ROI 境界で出現するフーリエ変換の際の高周波成分の問題を解決したためだと考えられる．

また，表 4.1 より，投影データの各投影角における画素値差最小化の処理を行い外挿することで，ROI 境界値のみを用いて外挿するよりも，理想的な再構成画像に近づいていることがわかる．特に，図 4.8 と図 4.9 を比較すると，各投影角における画素値最小化処理により，ROI 境界付近での理想的な再構成画像との差が小さくなっていることがいえる．各投影角のデータに対して異なる係数を乗ずることで，ROI 境界での不連続性が解消されたことが理由だと考えられる．

4.2 差分法の検証

3.2 節で述べた差分法についての検証を行う．ファントム画像を用いて手法を適用し，理想的な投影データを用いた再構成画像と比較を行う．

4.2.1 手順

4.1 節の実験と同様に，図 4.1 に示す 1024×1024 画素のファントム画像を用いて，関心領域の高空間分解能な投影データと被写体全域における低空間分解能な投影データを得る．関心領域を中心部の直径 128 画素とした．低空間分解能な被写体全域の投影データによる再構成画像を図 4.13 に示す．ROI 内部の X 線吸収係数をゼロとした時の図を図 4.14 に示す．

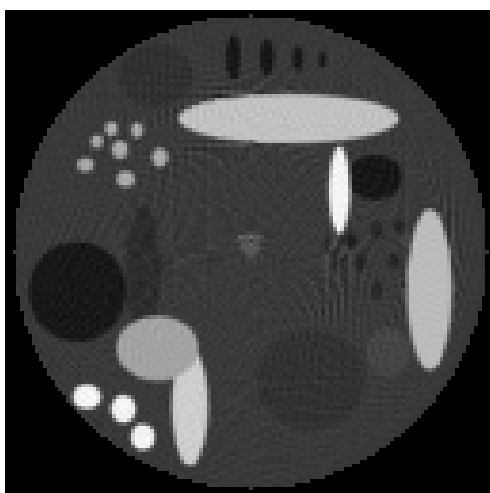


図 4.13: 低空間分解能再構成画像

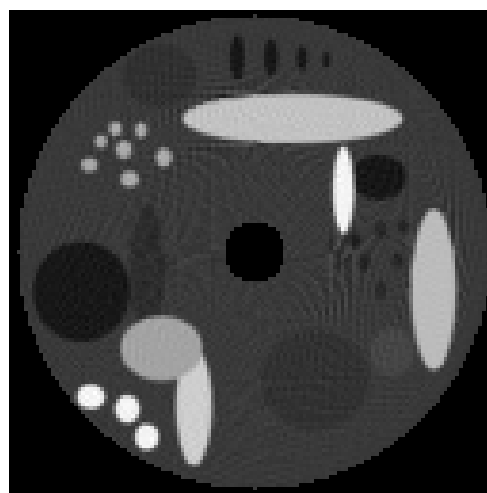


図 4.14: ROI 内部の X 線吸収係数ゼロ

その後，作成した投影データを図 4.15 に示す．また，式 (3.12) を用いて，取得した差分投影データを図 4.16 に示す．

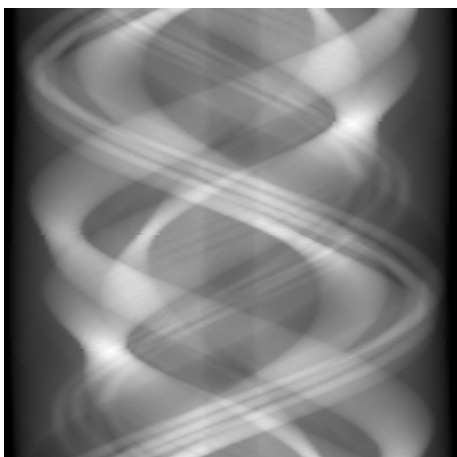


図 4.15: ROI 内部ゼロとした投影データ



図 4.16: 差分投影データ

この差分投影データを用いて画像再構成を行う．

4.2.2 結果

差分投影データを用いた再構成画像を図 4.17 に示す．また理想的な再構成画像との差分画像を図 4.18 に示す．

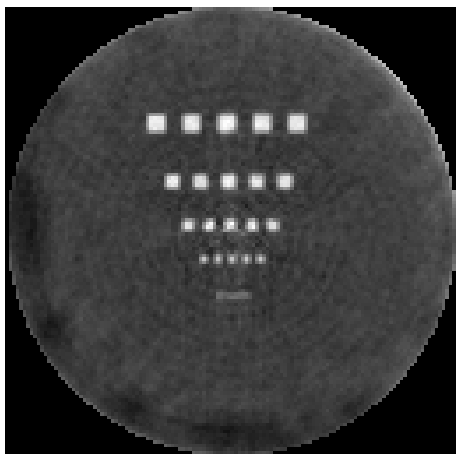


図 4.17: 差分投影データ再構成画像

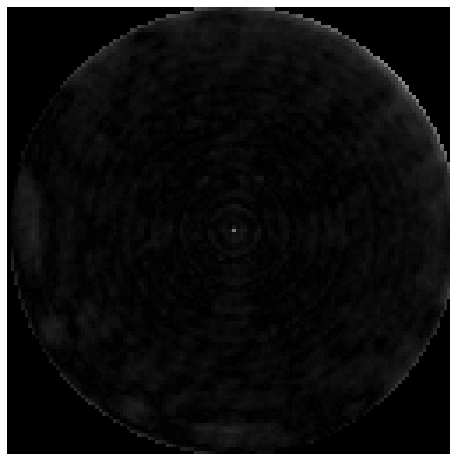


図 4.18: 差分投影データ法との差分画像

4.2.3 考察

外挿法と同様に，図 4.11 の被写体全域の低分解能な投影データによる再構成画像と比較して，中心のドットパターンが詳細に再構成されており，高空間分解能な再構成が実現でき

ているといえる．また，図 4.12 で発生していた，ROI 境界付近で CT 値が大きくなる現象がなくなっており，ROI 境界付近でもファントム画像と同等な CT 値が再構成できていることがわかる．図 4.18 より，理想的な再構成画像と比較すると，ROI 中心付近では非常に近似した再構成画像が取得可能となっているといえる．これは，ROI 外部の X 線吸収係数分布を差分することで，ROI 領域で吸収された X 線による投影データに非常に近い投影データを取得可能だということを示している．

4.3 外部領域依存性の検証

提案手法では，ROI 外部の投影データを用いて外部補正を行っている．外部状態が再構成画像にどのような影響を受けるかについて検証を行う．

手順

図 4.19-4.22 に示すファントム画像を用いて，評価を行う．評価には，シグモイド関数による回帰曲線の導出を行い，その導関数の半値幅 (Full Width of Half Maximum:FWHM) を求める手法 [38] を用いる．したがって，物体境界部分の X 線吸収係数差の大小による影響を避けるため，中心部分の円形の物体と，その近傍の X 線吸収係数差が等しくなるように，ファントムを作成した．画像サイズは，512×512 画素，ROI は中心直径 128 画素とした．

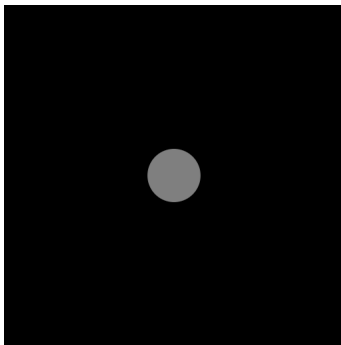


図 4.19: ファントム 2

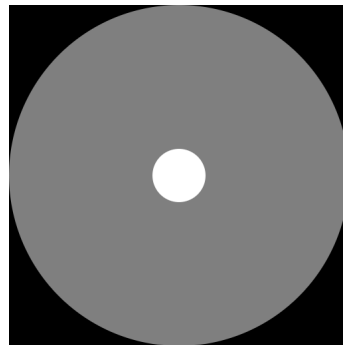


図 4.20: ファントム 3

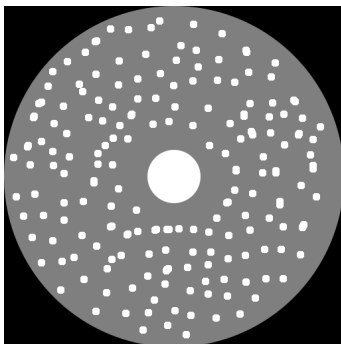


図 4.21: ファントム 4

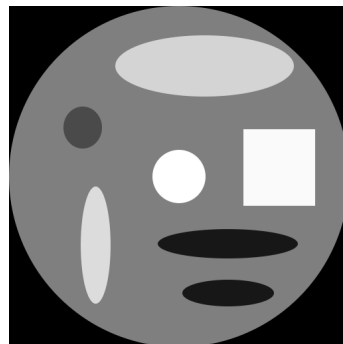


図 4.22: ファントム 5

図 4.19-4.22 のファントム画像に対して，外挿法，差分法をそれぞれ適用し，全域高空間分解能な理想的な投影データによる再構成画像，ROI における局所投影データのみによる再構成画像との比較を行う．

半値幅による評価手法

異なる X 線吸収係数の物体を高空間分解能に再構成するためには，物体間の境界部分が鮮鋭に再構成されているかどうか，大きな要因となる．境界部分の鮮鋭さについての評価手法について述べる．

再構成画像中の，X 線吸収係数が異なる物体間の境界では，X 線吸収係数から異なる X 線吸収係数に遷移する領域が存在する．この領域のラインプロファイルを再構成画像中から取得し，式 (4.23) に示すシグモイド関数による回帰曲線の導出を行う．

$$\varsigma(x) = \frac{u}{1 + \exp[-v(x - c)]} + d \quad (4.1)$$

u, v, c, d はシグモイド関数のパラメータを表しており，それぞれ，拡大率，ゲイン，横軸方向の平行移動成分，縦軸方向の平行移動成分である．シグモイド関数による回帰曲線を導出する概略図を図 4.23 に示す．

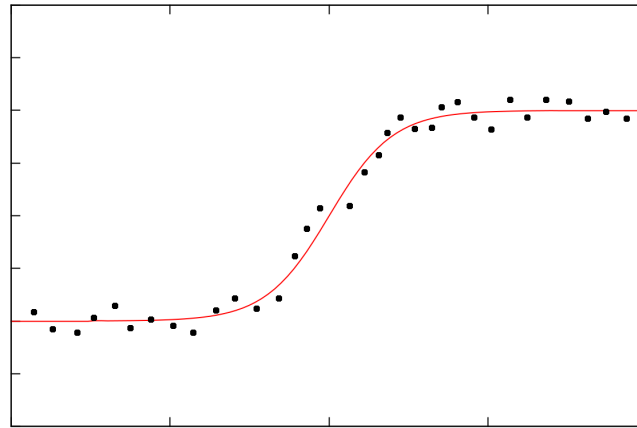


図 4.23: シグモイド関数による回帰曲線

ここで， u は境界前後での X 線吸収係数の差， d は，X 線吸収係数の低い方の値となるので，式 (4.2)，(4.3) で求めることができる．

$$u = \mu_{\text{high}} - \mu_{\text{low}} \quad (4.2)$$

$$d = \mu_{\text{low}} \quad (4.3)$$

μ_{high} , μ_{low} は境界前後での X 線吸収係数の高い方 , 低い方の値である . v , c は , 式 (4.4) を用いて , 評価関数 D が最小となる値を探索することで , 導出する .

$$D = \sum_{x=0}^{N_x} [l(x) - \varsigma(x)]^2 \quad (4.4)$$

$l(x)$ は , ラインプロファイルより取得されたデータである .

次に , 求めた u , v , c , d を代入した (4.23) を微分することで , 式 (4.5) を取得する .

$$\varsigma'(x) = \frac{u \cdot v \cdot \exp[-v(x - c)]}{1 + \exp[-v(x - c)]^2} \quad (4.5)$$

式 (4.5) より , 最大値の半値となる二点間の距離を求め , 図 4.24 に示すように半値幅を導出する .

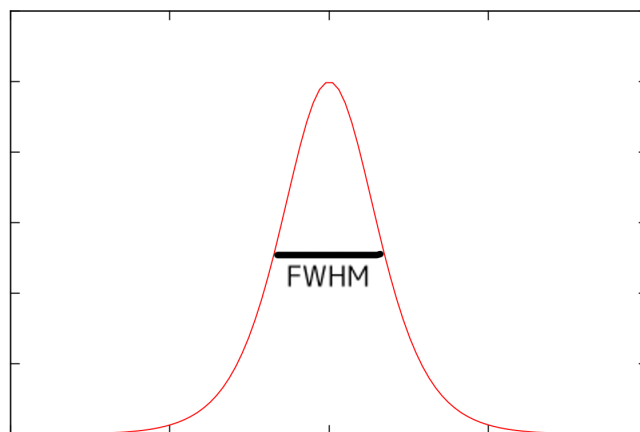


図 4.24: 半値幅の導出

この半値幅は , 物体間の境界における X 線吸収係数の遷移領域が狭いほど小さい値となるので , 空間分解能の定量的な評価指標として利用できる .

4.3.1 結果

図 4.25-4.28 に再構成結果と境界部分の拡大図を示す .

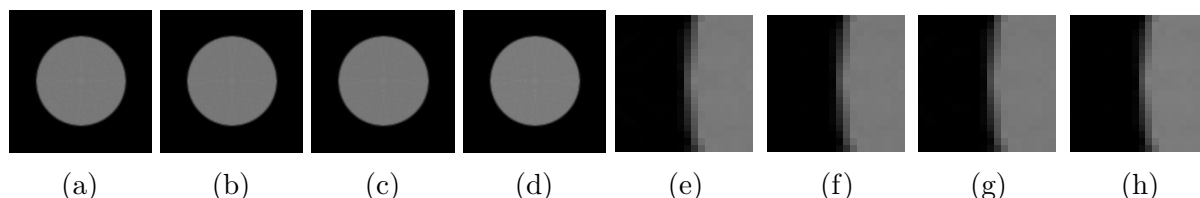


図 4.25: ファントム 2 の再構成画像:(a) 外挿法 , (b) 差分法 , (c) 理想的な投影データ , (d) 局所投影データ , (e) 外挿法・拡大図 , (f) 差分法・拡大図 , (g) 理想的な投影データ・拡大図 , (h) 局所投影データ・拡大図

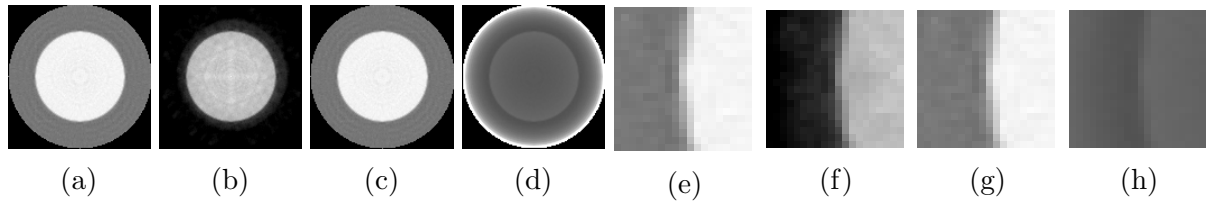


図 4.26: ファントム 3 の再構成画像:(a) 外挿法, (b) 差分法, (c) 理想的な投影データ, (d) 局所投影データ, (e) 外挿法・拡大図, (f) 差分法・拡大図, (g) 理想的な投影データ・拡大図, (h) 局所投影データ・拡大図

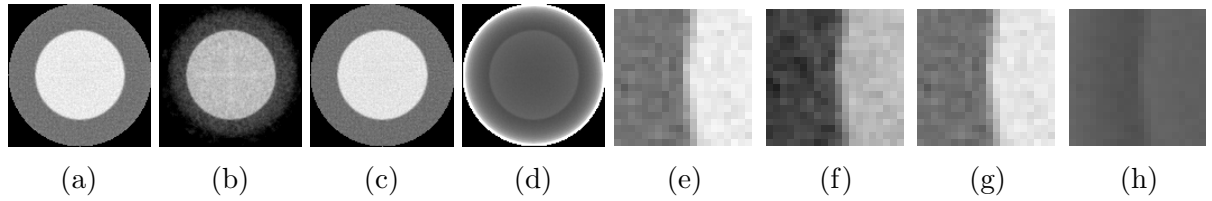


図 4.27: ファントム 4 の再構成画像:(a) 外挿法, (b) 差分法, (c) 理想的な投影データ, (d) 局所投影データ, (e) 外挿法・拡大図, (f) 差分法・拡大図, (g) 理想的な投影データ・拡大図, (h) 局所投影データ・拡大図

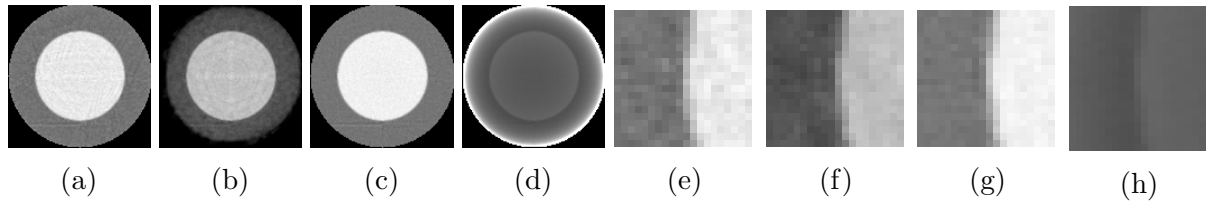


図 4.28: ファントム 5 の再構成画像:(a) 外挿法, (b) 差分法, (c) 理想的な投影データ, (d) 局所投影データ, (e) 外挿法・拡大図, (f) 差分法・拡大図, (g) 理想的な投影データ・拡大図, (h) 局所投影データ・拡大図

図 4.25-4.28 の再構成画像に対して, 図 4.29 に示す赤線上のプロファイルを取得し, シグモイド関数による回帰曲線の導出を行い, 微分し, 導関数の半値幅を求め, 四つの平均値を算出した.

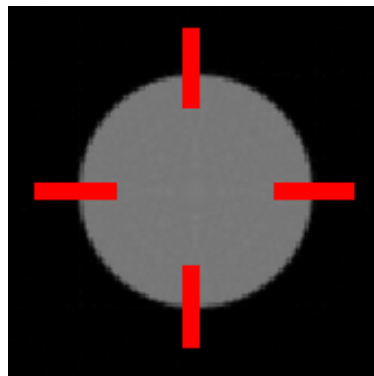


図 4.29: ラインプロファイルの取得箇所

結果を表 4.2 に示す．

表 4.2: 半値幅

再構成手法	ファントム 2	ファントム 3	ファントム 4	ファントム 5
外挿法	1.38	1.38	1.33	1.65
差分法	1.43	1.33	2.10	1.78
理想的な投影データ	1.08	1.50	1.48	1.58
局所投影データ	1.35	×	×	×

局所投影データのみによる再構成画像では，ファントム 2-4 では，シグモイド関数による回帰曲線がシグモイド型に導出されず，半値幅を求めることができなかった．

4.3.2 考察

外挿法，差分法とも理想的な投影データによる再構成画像と比較して，半値幅の大きさが同程度となることがいえ，外挿法では，ROI 外部状態に依存せず同等の再構成画像が取得可能であるといえる．しかし，差分法では，画像中心から離れるにつれて値が小さくなる現象が見られ，外部状態によって，値が小さくなる現象に影響があることがわかる．原因として，

- 低分解能な再構成画像の ROI をゼロにする工程
- 外挿法に比べて工程数が多い

が考えられる．

また，局所投影データのみによる再構成画像では，境界付近にリング状のアーティファクトが発生し，このアーティファクトの影響により，境界付近では中心から離れるにつれて，X 線吸収係数の値が大きくなる傾向があった．この現象により，シグモイド関数における横軸に平行な領域がなくなり，適切な回帰曲線の導出が行えなかったと考えられる．

第5章 実データを用いた実験

本章では、実データを用いて行った提案手法による再構成画像の検証について述べる。ROI 外部状態の依存性と、計測対象全域に対する ROI の割合を小さくした場合における再構成画像への影響を調べる。

5.1 実験条件

前章では、ファントム画像を用いた投影データを用いて提案手法の検証を行ってきた。しかし、実際の計測では、散乱 X 線や検出器出力のゆらぎ等のノイズが付加されたデータが検出される。したがって、X 線 CT 装置へ実装する前に実データを用いて検証を行う必要がある。また、提案手法は、ROI 外部の X 線吸収係数分布の情報を用いて、ローカルトモグラフィを実現する。したがって、ROI 外部状態をさまざまに変化させて、外部状態の ROI における再構成画像への影響を検証する。

5.1.1 ファントム

実験に用いるファントムを図 5.1 に示す。

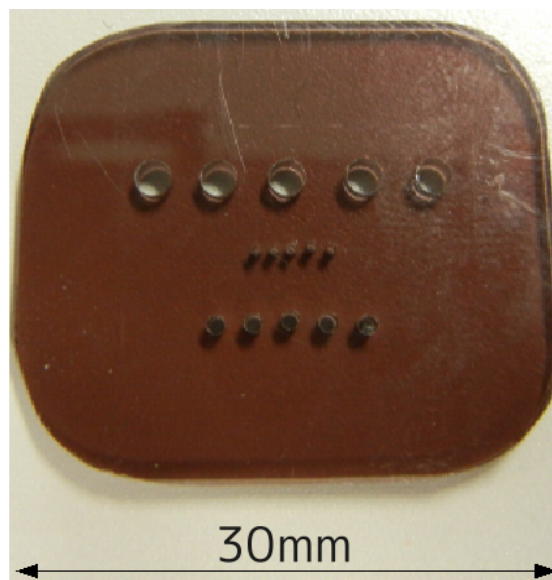


図 5.1: ファントム 6

図 5.1 のファントムは，アクリル製で，上から直径 2mm，0.5mm，1.0mm の穴が各五つずつ並べて配置されており，厚みは 2mm である．

このファントム用いて，外部状態依存性についても検証を行うために，ファントムの外部を以下の条件に設定し撮像を行う．

- 物体なし
- 空間分解能と同程度の穴が多数空いた物体
- 空間分解能より十分大きい物体

空間分解能より十分大きい物体に関しては，その量によって，三種類の条件を用意し，合計五種類の条件で実験を行った．配置方法を，図 5.2 に示す．図 5.2(c) は図 5.2(b) の白線で囲まれた領域の拡大図である．中央付近に図 5.1 に示すファントムを，ファントム外部に，X 線吸収係数の異なる物体を数種類配置している．

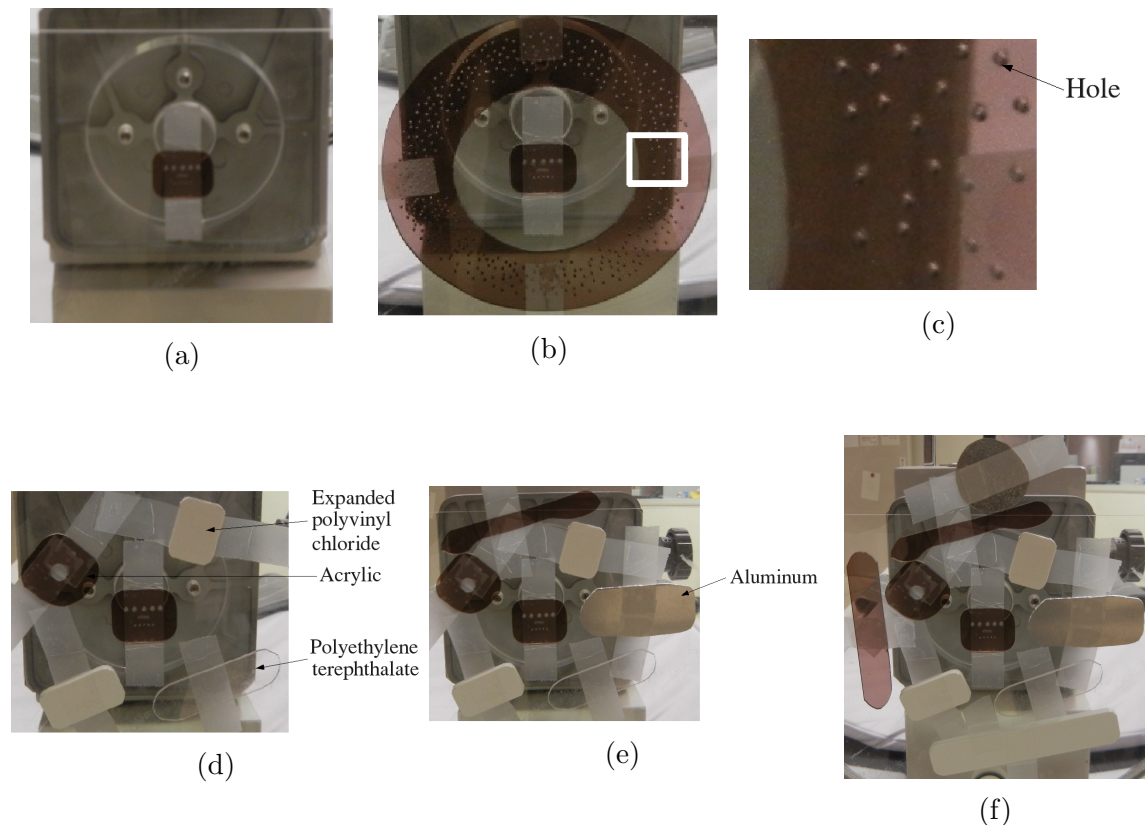


図 5.2: 撮像条件:(a) 物体なし，(b) 小さい物体，(c) 小さい物体拡大図，(d) 大きい物体・少，(e) 大きい物体・中，(f) 大きい物体・多

外部に配置する物体は，ファントムと同材質であるアクリルの他に，アクリルより X 線吸収係数が小さい，発泡塩化ビニルとポリエチレンテレフタレート，X 線吸収係数が大きい，アルミニウムを使用した．

5.1.2 装置

本実験では、マルチスライス CT 装置を使用した。撮像の際には、シングルスライスモードを適用し、視野領域直径 (Field Of View:FOV) は 210mm，スライス厚は 1mm で撮像を行った。

5.1.3 再構成条件

本装置では二種類の空間分解能を有する投影データを取得することはできない。投影データの ROI 領域を局所的な高空間分解能投影データとし、投影データを間引くことで解像度低くし、被写体全域の低空間分解能な投影データを作成した。

FOV に対する ROI の割合は、 $1/2$ 、 $1/4$ 、 $1/8$ の三通りとした。同一条件下で二回撮像を行い、それぞれの投影データを用いて高分解能、低分解能な投影データを作成した。投影データ作成の際には、検出器数を 128 で一定とし、それぞれの割合に応じて投影データを間引き、投影データを作成した。

5.2 結果

図 5.3-5.12 に手法を適用した時の再構成画像を示す。また、中心付近に配置したアクリルファントムと空気との境界で、各条件において五箇所でラインプロファイルを取得し、4.3 節に示す半値幅の平均値を計算した。結果を表 5.1，5.2 に示す。

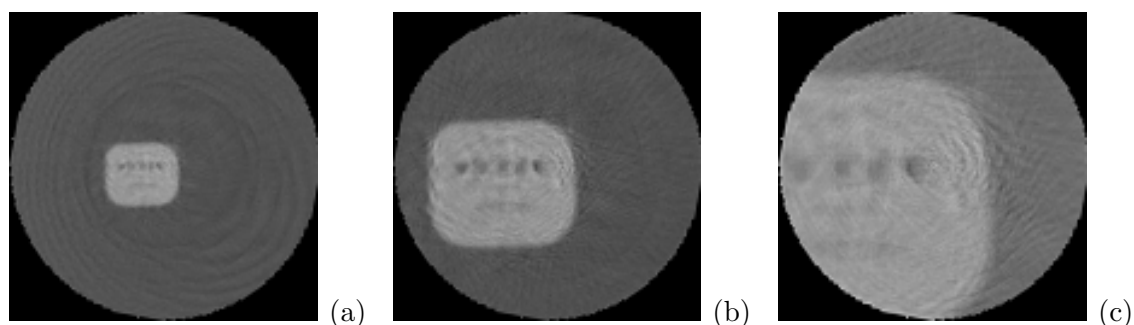


図 5.3: 物体なし，外挿法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

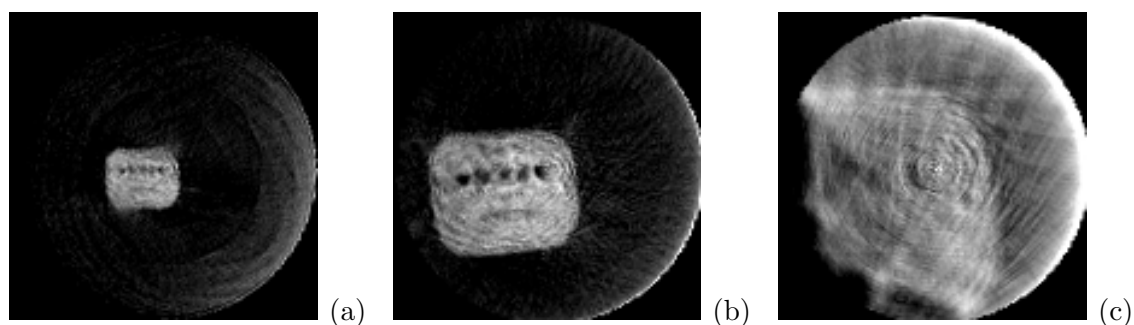


図 5.4: 物体なし，差分法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

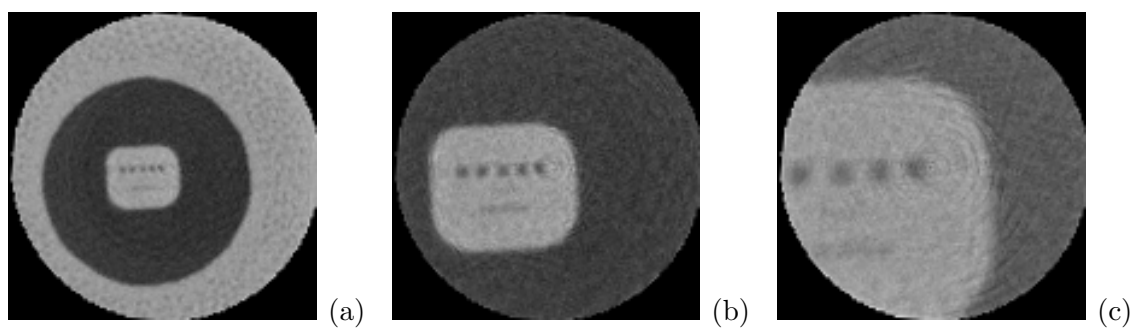


図 5.5: 小さい物体，外挿法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

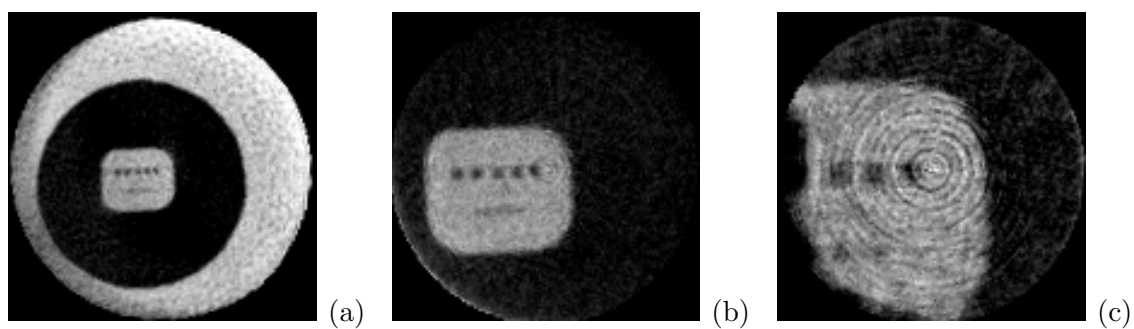


図 5.6: 小さい物体，差分法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

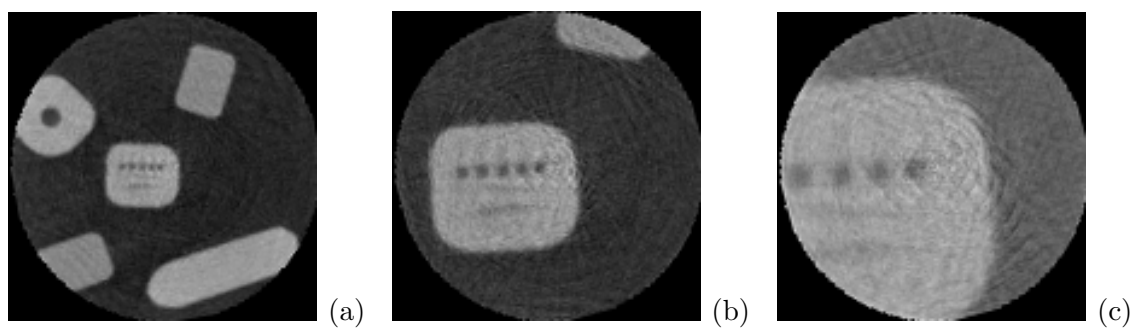


図 5.7: 大きい物体・少，外挿法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

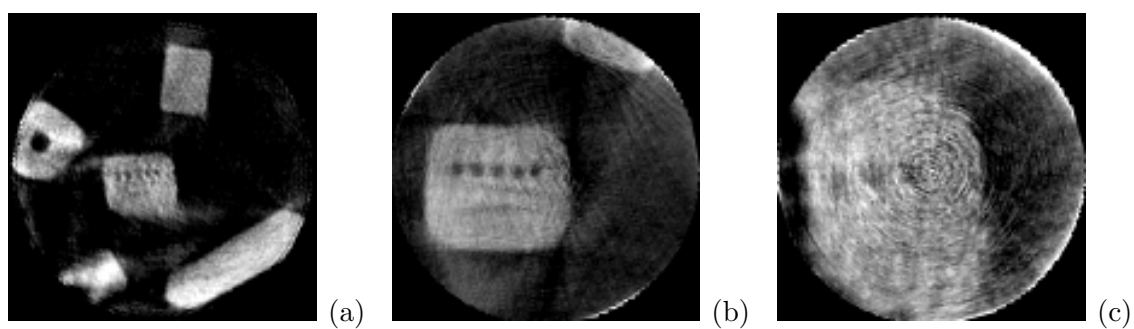


図 5.8: 大きい物体・少，差分法:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

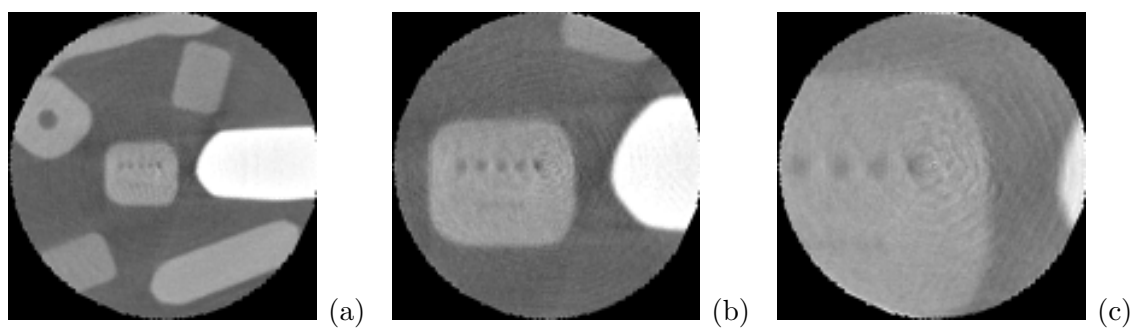


図 5.9: 大きい物体・中, 外挿法:(a)ROI1/2, (b)ROI1/4, (c)ROI1/8

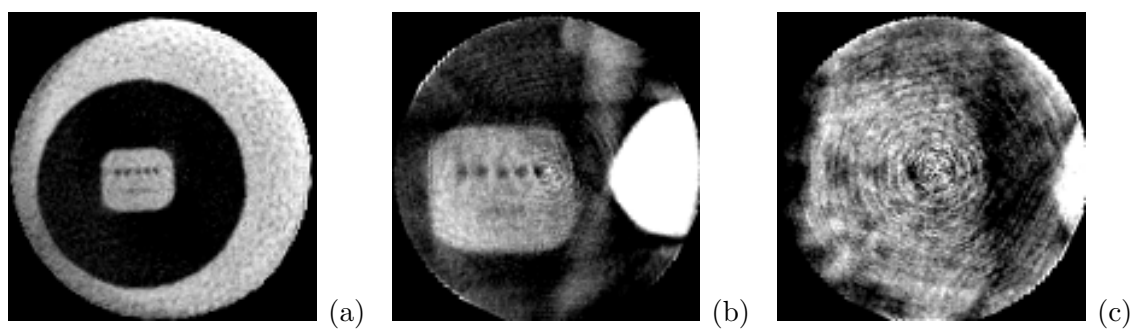


図 5.10: 大きい物体・中, 差分法:(a)ROI1/2, (b)ROI1/4, (c)ROI1/8

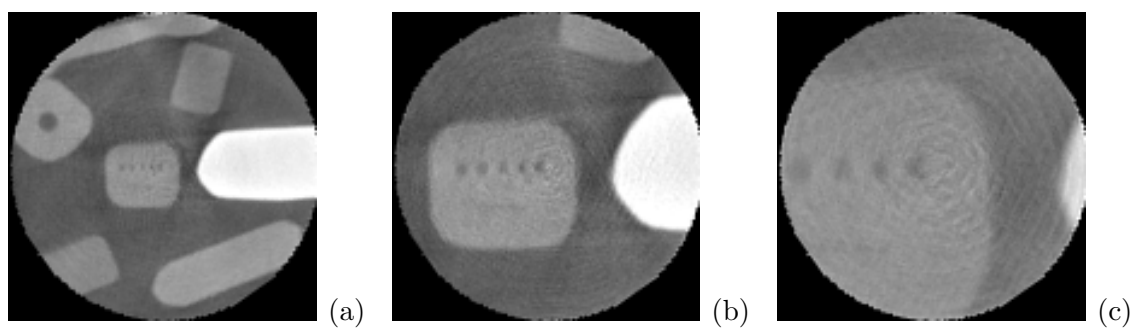


図 5.11: 大きい物体・多, 外挿法:(a)ROI1/2, (b)ROI1/4, (c)ROI1/8

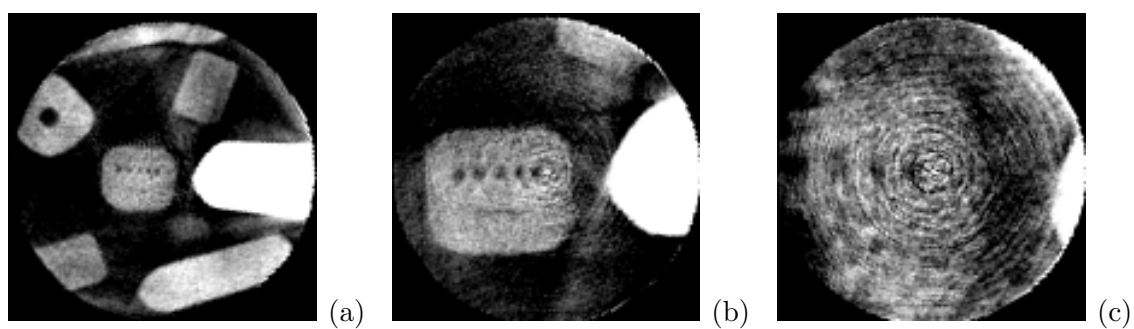


図 5.12: 大きい物体・多, 差分法:(a)ROI1/2, (b)ROI1/4, (c)ROI1/8

表 5.1: 外挿法での半値幅

	ROI1/2 [mm]	ROI1/4 [mm]	ROI1/8 [mm]
物体なし	0.89	2.05	1.84
小さい物体	1.24	1.50	1.95
大きい物体・少	1.07	1.75	0.21
大きい物体・中	1.10	2.37	2.17
大きい物体・多	1.79	3.22	2.98

表 5.2: 差分法での半値幅

	ROI1/2 [mm]	ROI1/4 [mm]	ROI1/8 [mm]
物体なし	0.72	2.53	0.71
小さい物体	0.62	2.61	2.33
大きい物体・少	0.83	1.77	2.22
大きい物体・中	1.65	1.87	1.77
大きい物体・多	0.93	1.14	2.54

5.3 考察

図 5.13 に、FOV 全域をの高分解能な投影データによる再構成画像を示す。

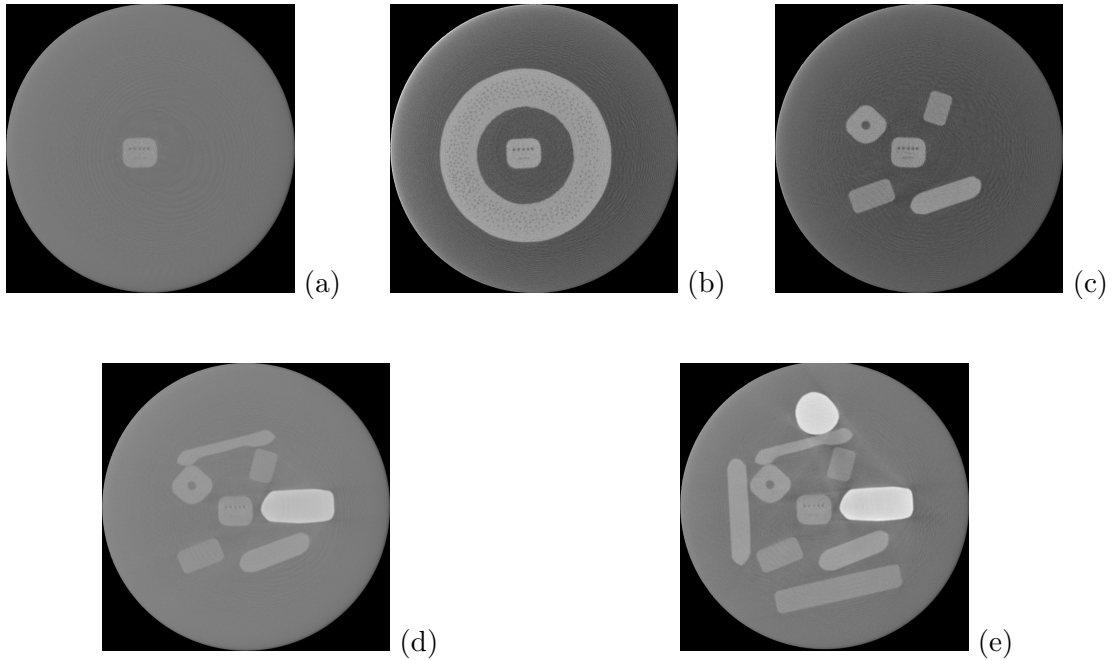


図 5.13: FOV 全領域高分解能な再構成画像:(a) 物体なし, (b) 小さい物体, (c) 大きい物体・少, (d) 大きい物体・中, (e) 大きい物体・多

図 5.14-5.18 に高分解能な局所投影データのみによる再構成画像を示す。

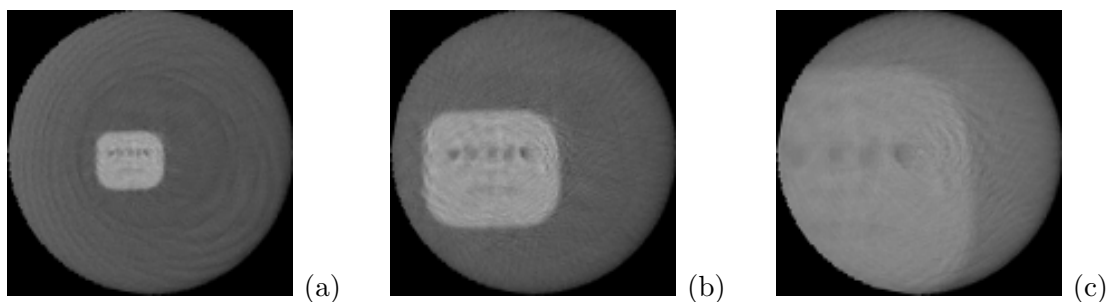


図 5.14: 物体なし，局所投影データ:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

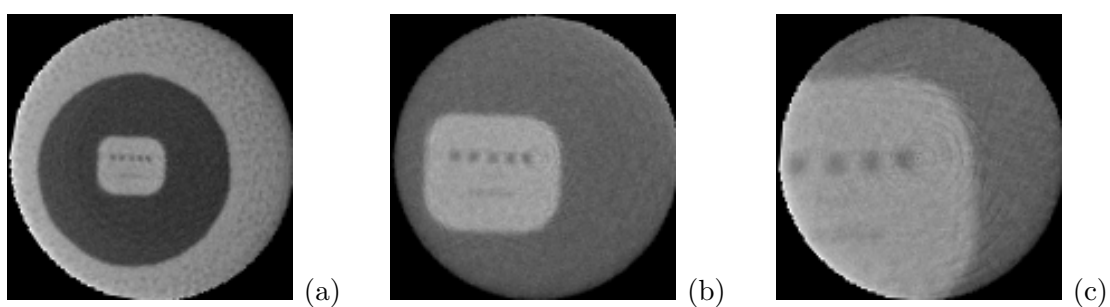


図 5.15: 小さい物体，局所投影データ:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

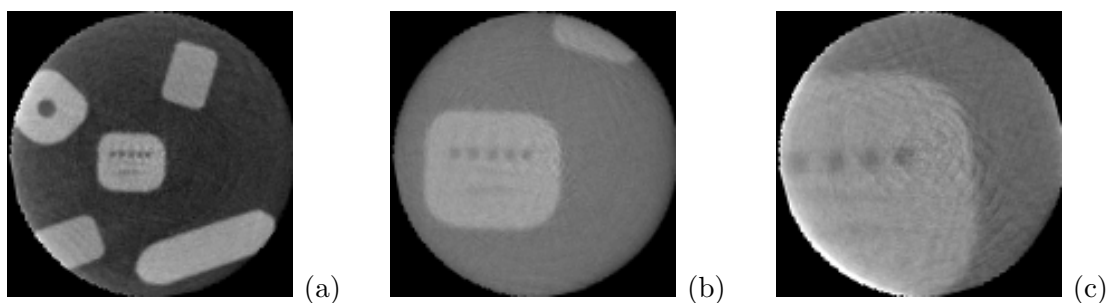


図 5.16: 大きい物体・少，局所投影データ:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

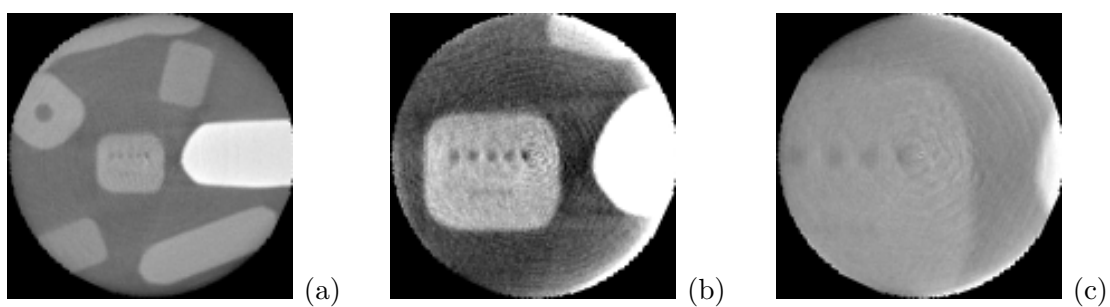


図 5.17: 大きい物体・中，局所投影データ:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

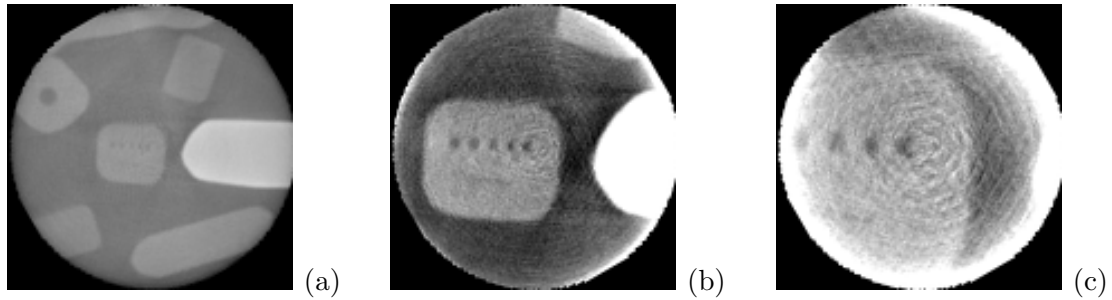


図 5.18: 大きい物体・多，局所投影データ:(a)ROI1/2，(b)ROI1/4，(c)ROI1/8

ROI を $1/8$ に設定した時，図 5.11(c) と図 5.18(c) を比較すると，提案手法により ROI 境界付近で X 線吸収係数が大きな値を出力する現象が消滅していることが確認できる．低分解能ではあるが，ROI 外部の X 線吸収係数分布を用いることで，ROI を計測対象の $1/8$ に設定しても，提案手法を用いることで ROI 境界付近で発生するリング状のアーティファクトのない再構成が可能となったといえる．

図 5.3-5.12 から，外挿法では，ROI が $1/2$ から $1/8$ までどの条件でも，2mm の穴を再構成できているが，各穴同士の 2mm の間隙が，ROI を $1/8$ とすることで，検出できていることがわかる．したがって，ROI を小さくすることで空間分解能が向上したといえる．また，ROI 外部条件を変化させても，再構成画像に大きな影響は無いことが確認された．しかし差分法では，ROI を小さくしていくにつれ，アクリル板と空気の領域でのコントラストが悪くなる傾向が顕著で，ROI を $1/8$ にすると，境界部分の判断が困難なっており，ROI 外部の物体領域が大きくなると，物体境界付近でのコントラストが悪くなることが確認される．空気のための撮像を行った場合でも，同心円状のアーティファクトが多数発生し，差分法では，低分解能な再構成画像を作成した時点で，このアーティファクトが混入するため，ROI 外部の X 線吸収係数分布において，真値との誤差が大きくなることが原因だと考えられる．

また，表 5.1，5.2 から，ROI を $1/8$ にした時の，サイノグラムのパixelサイズが 0.43mm であることを考えると，ROI が $1/2$ ， $1/4$ での半値幅の値は，極度に小さいと考えられる．ラインプロファイルを取得する際に，空気のための撮像でも発生するアーティファクトなどの影響で，シグモイド関数による回帰曲線の導出が適切に行われなかったと考えられる．したがって，空気のための場合でも出現するアーティファクトを考慮した状態で，提案手法を適用することで，定量的な評価が可能になると考えられる．

第6章 おわりに

本研究では、被写体全域の低分解能投影データ、ROIのみを視野サイズとした高分解能な投影データを統合することで、局所的に高分解能な画像を再構成する手法を提案した。統合の際には、ピクセルサイズを等しくした低分解能な投影データを、高分解能な投影データの外側に挿入することで、空間分解能が向上し、局所投影データのみによる再構成画像と比較して画質の大きな改善が可能となり、アーティファクトの影響を受けにくいことが示された。局所投影データから ROI 外部で減衰された X 線量を除去した差分投影データを用いる手法では、局所投影データのみによる再構成画像と比較して画質の改善が確認できたが、アーティファクトの影響を受けやすいことが示された。また、空間分解能についての評価を行ったところ、被写体全域の高空間分解能な投影データを用いた再構成画像と比較して、同等の空間分解能を有する再構成画像が取得可能であることが確認できた。

本研究によって、現在の X 線 CT 装置よりも、十倍以上の高空間分解能な再構成画像が取得可能となり、すい臓がん等の早期発見が必要な病変部位の診断を、完治可能な初期段階で発見することが期待できる。また、材料科学の分野において、マイクロ X 線 CT では、測定対象を直径 1mm 程度まで加工しなければならなかったため、強度の問題から歪みを与えての撮像を行うことが不可能であったが、十分な強度を有する大きさの測定対象への適用が可能となり、提案手法によって、新たな知見を取得できる可能性が大きく広がったと考えられる。

謝 辞

本研究は、大阪大学 大学院基礎工学研究科で行ったものである。

本研究を遂行するにあたり、研究の機会を与えてくださり、数多くの助言を頂きました大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城 理 教授に篤く御礼申し上げます。

本論文の副査を勤めて頂きました大阪大学 大学院基礎工学研究科 野村 泰伸 教授に御礼申し上げます。

研究を進めるにあたり、多くの助言を頂くと共に細部に渡ってご指導、ご鞭撻を頂きました大阪大学 大学院基礎工学研究科 井村 誠孝 准教授に深謝の意を表します。

研究方針に関して、多くのご指摘を頂きました大阪大学 大学院基礎工学研究科 黒田 嘉宏 助教に感謝の意を表します。

多くのご指摘を頂きました山梨大学 大学院医学工学研究科 鍵山 善之 助教に感謝の意を表します。

また計測実験の機会を提供して頂きました京都大学 大学院医学研究科 富樫 かおり 教授、京都大学 大学院医学研究科 岡田 知久 講師、京都大学 医学部附属病院 黒田 知宏 准教授に感謝の意を表します。

苦労をわかちあい、助け合ってきた、研究室の同期であります、奥村 陽介氏、重枝 慧氏、田中 翔太氏、徳井 隆博氏、濱田 友貴氏、吉元 俊輔氏に感謝いたします。

研究に関連する内容だけでなく、研究室での生活についても多くの助言をしていただいた、大城研究室の先輩、後輩の皆様に感謝いたします。

まだまだ未熟な私が、このような研究成果を挙げられたことは、非常に多くの方々に助けをいただいたからだと切に感じております。ありがとうございました。

業績

● 国際会議

1. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, Haptic Canvas, Demonstrations in Laval Virtual ReVolution 2010, Laval, April, 2010 (Laval Virtual Award 2010).
2. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, Haptic Canvas: Blending stickiness, hardness, roughness with dilatant fluid based haptic device, In Proceedings of the 12th International Conference on Virtual Reality (VRIC '10), Laval, April, 2010.
3. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, Haptic Canvas: Dilatant fluid based haptic interaction, In Proceedings of ACM SIGGRAPH 2010, Los Angeles, July, 2010 (accepted).

● 国内発表

1. 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 大城 理, 低分解能グローバルイメージに基づいた外挿による高分解能ローカルトモグラフィ, 第 52 回自動制御連合講演会, F1-5, 豊中, 2009.
2. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 末竹 哲也, 徳井 隆博, ダイラタノシー, Demonstrations in International collegiate of Virtual Reality Contest 2009 (IVRC '09), 東京, 2009 (日本 VR 学会賞・未来観客賞受賞).
3. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 末竹 哲也, 徳井 隆博, 井村 誠孝, 大城 理, ダイラタノシー, In Proceedings in Symposium of i-Tokyo2009, 東京, 2009.
4. 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 大城 理, 高分解能ローカルトモグラフィにおける投影データ統合手法, 第 54 回システム制御情報学会, pp.375-376, 京都, 2010.
5. 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 大城 理, 空間分解能の異なる投影データを用いたローカル X 線 CT, 電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティックス研究会, pp.35-40, 四条畷, 2010
6. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 末竹 哲也, 徳井 隆博, 井村 誠孝, 大城 理, Haptic Canvas, エンターテインメントコンピューティング 2010, 京都, 2010.
7. 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 大城 理, 異なる分解能を有する投影データによるローカルトモグラフィの分解能評価, 電気学会全国大会, 豊中, 2011, (発表予定) .

参考文献

- [1] 桜井 敏雄, X 線結晶解析, 裳華房, 東京, 1995 .
- [2] J.Taveras , J.R.Bentson , G.R.Duckwiler , 志賀 逸夫, 山下 康行, 杜若 陽祐, 鬼塚 英雄, 上谷 雅孝, 西村 浩, 坂本 祐二, 中田 肇, R.J.Alfidi , 松山 正也, E.J.Potchen , 高橋 睦正, G.Sze and G.L. Wolf , MRI の最近の進歩 II , 南江堂, 東京, 1990.
- [3] I.Wendelhag , T.Gustavsson , M.Suurkula , G.Berglund¹ and J.Wikstrand , Ultra-sound measurement of wall thickness in the carotid artery: fundamental principles and description of a computerized analysing system , Clinical Physiology , 11 , 565-577 , 1991 .
- [4] 楠岡 英雄, 西村 恒彦, 藤林 靖久, 田口 正俊, 天野 昌治, 核医学イメージング, コロナ社, 東京, 2001 .
- [5] 陳 建培, 丹野 直弘, 生体光トモグラフィの最新技術, The Laser Society of Japan , 28 , 286-290 , 2000 .
- [6] S.R.Arridge and W.R.B.Lionheart , Nonuniqueness in diffusion-based optical tomography , Optics Letters , 23 , 882-884 , 1998 .
- [7] N.Duric , P.Littrup , E.Holsapple , O.Rama , A.Babkin , R.Duncan , D.Chambers , S.Azevedo , A.Kalinin , R.Pevzner and M.Tokarev , Development of ultrasound tomography for breast imaging: Technical assesment , Medical Physics , 32 , 1375-1385 , 2005 .
- [8] 戸田 裕之, 上杉 健太朗, マイクロナノトモグラフィ研究会の活動状況, SPring-8 Information , 12 , 323-328 , 2007 .
- [9] S.M.Jorgensen , O.Demirkaya and E.L.Ritman , Three-dimensional imagein og vasculature and parenchyma in intact rodent organs with X-ray micro-CT , Heart and Circulatory Physiology , 275 , H1103-H1114 , 1998 .
- [10] M.Kobayashi , H.Toda , K.Minami , T.Mori , K.Uesugi , A.Takeuchi and Y.Suzuki , Three-dimensional observation of micro-pores in a2024 alminem alloy by synchrotron X-ray prjection and imaging- type microtomography techniques , Journal of Japan of Light Metals , 59 , 30-34 , 2009.

- [11] A.A.Zamyatin and S.Nakatoshi , Extension of The Reconstruction Field of View and Truncation Correction Using Sinogram Decomposition , Medical Physics, 34, 1593-1604 , 2007
- [12] P.Qu , H.Toda , H.Zhang , Y.Sakaguchi , L.Qian , M.Kobayashi and K.Uesugi , Local crack driving force analysis of a fatigue crack by a microstructueal tracking method , Scripta Materialia , 61 , 489-492 , 2009 .
- [13] Y.Zou, X.Pan and E.Y.Sidky, Image Reconstruction in Region-of-Interest from Truncated Projections in A Reduced Fan-Beam Scan, Physics in Medicine and Biology, 50, 13-27, 2005.
- [14] B.Ohnesorge, T.Flohr, K.Schwarz, J.P.Heiken and K.T.Bae , Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scan field of view , Medical Physics , 27, 39-43 , 2000 .
- [15] X.Pan, Y.Zou and D.Xia, Image reconstruction in peripheral and central regions-of-interest and data redundancy, Medical Physics, 32, 673-684, 2005.
- [16] J.S.Maltz , S.Bose , H.P.Shukla and A.R.Bani-Hashemi , CT Truncation artifact Removal Using Water-Equivalent Thicknesses Derived From Truncated Projection Data ,
- [17] J.Hsieh, E.Chao, J.Thibault, B.Grekowicz, A.Horst, S.McOlash and T.J.Myers , A novel reconstruction algorithm to extend the CT scan field-of-view , Medical Physics , 31 , 2385-2391 , 2004 .
- [18] A.Ziegler, T.Nielsen and M.Grass, Iterative Reconstruction of A Region for Transmission Tomography, Medical Physics, 24-26, 22315, 2008.
- [19] L.Li, H.Toda, T.Ohgaki, M.Kobayashi, T.Kobayashi, K.Uesugi and Y.Suzuki, Wavelet-Based Local Region-of-Interest Reconstruction for Synchrotron Radiation X-Ray Microtomography Journal of Applied Physics, 102, 114908, 2007.
- [20] 山本 幹男 , CT 画像再構成における逐次近似法に対する諸見解 , Medical Imaging Technology , 11 , 670-680 , 1993 .
- [21] M.Petersilka, H.Bruder, B.Krauss, K.Stierstorfer and T.G.Flohr, Technical Principle of dual source CT, European Radiology, 68, 362-368, 2008.
- [22] T.G.Flohr , C.H.McCollough , H.Bruder , M.Petersilka , K.Gruber , C.Sub , M.Grasruck , K.Stierstorfer , B.Krauss and R.Raupach , First Performance Evaluation of A Dual-Source CT(DSCT) System , European Radiology , 16 , 256-268 , 2006 .

- [23] S.Leschka , P.Stolzmann , L.Desbiolles , S.Baum Mueller , R.Goetti , T.Schertier , H.Scheffel , A.Plass , V.Falk and G.Feuchtnner , Diagnostic Accuracy of High-Pitch Dual-Source CT for The Assesment of Coronary Stenoses: First Experience , 19 , 2896-2903 , 2009 .
- [24] 村田 勝俊 , Multi-detector row CT の基礎とアプリケーション , Medical Imaging Technology , 19 , 17-20 , 2001 .
- [25] 飯沼 武 , 館野 之男 , X 線イメージング , コロナ社 , 東京 , 2001.
- [26] 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.
- [27] 辻岡 勝美 , 花井 耕造 , CT 撮影技術学 , オーム社 , 東京 , 2005.
- [28] S.Bonnet, F.Peyen, F.Turjman and R.Prost, Nonseparable Wavelet-Based Cone-beam Reconstruction in 3-D Rotational Angiography, IEEE Transactions on Medical Imaging, 22, 360-367, 2003.
- [29] 坂和 正敏 , 応用解析学の基礎 < 複素解析 , フーリエ変換 , ラプラス変換 > , 森北出版 , 東京 , 1988.
- [30] A.Wazwaz, New solitary-wave special solution with compact support for nonlinear dispersive K(m,n) equation, Chaos, Solitons and Fractals 13, 321-330, 2002.
- [31] 榊原 進 , ウェーブレットビギナーズガイド , 東京電機大学出版局 , 東京 , 1995.
- [32] I.Daubechies, Ten Lectures on Wavelets, SIAM, Philadelphia, 1992.
- [33] 田代 発造 , 大河内 宏和 , 野村 俊 , 神谷 和秀 , 変形格子画像における二次元ウェーブレット変換の適用 , 精密工学会誌 , 72 , 1168-1173 , 2006.
- [34] K.Sourbelle , M.Kachelriess and W.A.Kalender , Reconstruction from truncated projections in CT using adaptive detruncation , European Radiology , 15 , 1008-1014 , 2005 .
- [35] R.Lewitt, Processing of incomplete measurement data in computed tomography, Medical Physics, 6, 412-417, 1979 .
- [36] R.Clackdoyle , F.Noo , J.Guo and J.A.Roberts , Quantitative reconstruction from truncated projections in classical tomography , IEEE Transactions on Nuclear Science , 51 , 2570-2578 , 2004 .
- [37] 井上 誠喜 , 八木 伸行 , 林 正樹 , 中須 英輔 , 三谷 公二 , 奥井 誠人 , C 言語で学ぶ実践画像処理 , オーム社 , 東京 , 2001 .
- [38] 小川 瓦 , 放射線画像系の画像評価 , 医療科学社 , 東京 , 2007 .