

修士論文

平成 25 年度

論文題目

トモシンセシス画像の高画質化と  
単純 X 線画像および X 線 CT 画像との比較

京都産業大学大学院

先端情報学研究科

先端情報学専攻

博士前期課程 2 年

学生証番号 1 1 5 8 0 7 9

氏 名 野村 泰佑

## 要約

X線を用いた医用画像として、単純X線画像とX線CT画像が広く実用化されている。一方、2000年前後にデジタルX線画像を直接取得することが可能な、フラットパネルディテクタが実用化された。それに伴い、新しい医用X線画像の撮影・生成技術として、トモシンセシスの開発と実用化が進展した。トモシンセシスは、人体を異なった角度から撮影した複数の単純X線画像を処理することで、任意の高さにおける断層画像を生成・表示することが可能な技術である。本論文では、3次元デジタルファントムを用いたシミュレーションによって、トモシンセシス画像の高画質化の手法について研究した。また、トモシンセシス画像の性質を、単純X線画像およびX線CT画像と比較・検討した。

トモシンセシス画像の高画質化について、被写体内部の特徴による影響を考慮し、X線源の軌道を複数取る手法、X線の走査範囲を限定する手法を検討し、高画質化を目指した。X線源の軌道を複数取る手法では、設定した高さの断層以外に存在する被写体像のボケを複数方向に分散させることで、一方向の連続したボケを軽減し、強調したい高さをより明瞭にすることができた。X線の走査範囲を限定する手法では、観察したい部位だけにX線を走査することで、コントラストがはっきりした画像の生成を目指した。また、単純X線画像およびX線CT画像との比較を行った。単純X線画像との比較では、注目する組織の厚みが小さいほど、トモシンセシスが有効であることを示した。X線CT画像との比較においては、X線CTの投影枚数がトモシンセシスと同程度に限定された場合、その条件で生成されるX線CT画像が著しく劣化することを示した。

なお本研究では、シミュレーションの被写体として、頭蓋骨内部を想定したShepp-Loganファントム、トモシンセシスに適したOriginalファントムなどを用意した。これらは $256 \times 256 \times 256$ のボクセルデータである。トモシンセシス画像は、基本的にX線源を $80^\circ$ から $99^\circ$ の間を $1^\circ$ 間隔で動かし、20枚の単純X線画像から生成した。

## 目次

第1章 序論 .....	1
第2章 X線を用いた医用画像 .....	3
2.1節 X線画像 .....	3
2.1.1 X線の性質 .....	3
2.1.2 単純X線画像 .....	4
2.1.3 単純X線画像の記録方式 .....	4
2.2節 X線CT .....	6
2.3節 トモシンセシス .....	10
第3章 シミュレーション実験の条件 .....	14
3.1節 デジタル3次元ファントム .....	14
3.2節 シミュレーションプログラムの構成 .....	17
3.3節 単純X線画像を生成するプログラム .....	18
3.4節 X線CT画像を生成するプログラム .....	20
3.5節 トモシンセシス画像を生成するプログラム .....	21
第4章 トモシンセシス画像と単純X線画像およびX線CT画像との比較 .....	27
4.1節 単純X線画像との比較 .....	27
4.2節 X線CT画像との比較 .....	29
4.2.1 制限角度投影X線CT .....	29
4.3節 被ばく量の比較 .....	34
4.4節 比較の考察 .....	35
第5章 トモシンセシス画像の高画質化 .....	36
5.1節 被写体の構造によるトモシンセシス画像の違い .....	36
5.2節 撮影方法の改善 .....	40
5.2.1 X線源の軌道を複数取る手法 .....	40
5.2.2 X線源の走査範囲を限定する手法 .....	42
第6章 結論 .....	46
謝辞 .....	46
参考文献 .....	46
付録 .....	47

## 第1章 序論

医学では、医師が患者の情報を得て、それを理解・判断し、治療や手術など、何らかの手段で患者に還元することが行われる。患者の人体情報を得る手段として、触診や顔色など感覚・知覚による方法や、体温計や心電図など、センサを用いて医師に理解できる情報に変換する方法がある。しかし、患者の身体の内部など、医師が直接知ることができない場合は、他の形に置き換えて情報を得られるようにする。特に患者の身体の内部構造の情報を知りたい場合、X線や超音波を用いて、身体内部の情報をX線強度などの形に置き換え、さらに画像化して医師が観察できるようにする。この画像は医用画像と呼ばれる。医用画像を何らかの手段で解析し、医師が更に観察しやすい情報に変換することも行われる。現在でもより正確に医用画像を構成し、人体情報を捉えやすくするための改良が行われている。

X線を用いる医用画像は、最も利用価値が高いものの一つである。X線を用いる医用画像として単純X線画像とX線CT画像が良く知られている。また、この両者の中間的なX線画像生成技術としてトモシンセシスが存在する。本論文は主にトモシンセシスの高画質化について研究し、その性質を単純X線画像、X線CT画像と比較した。

これら3つの医用画像は、全てX線という電磁波を、身体の内部に走査させることで生成する。X線が身体内部の骨や内蔵を通過する際、組織のX線減衰率に応じた割合で減衰するので、その減衰量から画像を生成する。単純X線画像は、得られたX線の強度分布を直接画像化したものであり、レントゲン画像とも呼ばれる。単純X線画像は、X線源とフィルムの間を人体を配置し、X線減衰量の分布をフィルムに焼き付けることで生成する濃淡画像である。X線減衰率の低い部分、すなわちX線がより多く通過した部分は黒くなり、X線減衰率の高い部分、すなわちX線がより少なく通過した部分は白くなる。単純X線画像は、身体の内部にある骨や臓器などが重なるように画像化されるため、得られる画像情報が比較的分かりにくい。

X線CT画像は、複数の単純X線画像からコンピュータ断層撮影(CT: Computed Tomography)という手法で再構成した画像である。1917年に数学者J.Radonが「2次元あるいは3次元の物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できる」ということを数学的に証明した。この証明を医学の分野における画像再構成として試みたのがX線CTの原点である。X線CTは、被写体に対して多方向からX線の走査を行い、得られた投影データから、被写体内部のX線減衰率分布を3次的に再構成する手法である。基本的なX線CTの走査方式では、X線源と検出器を、被写体を挟んで向い合せて配置し、被写体の周囲を回転しながら投影データの収集を行う。得られた投影データを再構成アルゴリズムで処理することで、X線CT画像を得ることができる。X線CTは走査方式の改良や、半導体技術の進歩によるプロセッサの高速化、メモリの大容量化、X線補足効率の良い検出器の開発、検出器の多列化、被ばく低減技術など様々な進歩を遂げ普及した。今後も検査スルー率向上、被験者負担軽減、読影支援を目指し、進歩と普及が期待できる技術である。

X線 CT の再構成手法は複数あるが、本研究では一般的に使用されているフィルタ補正逆投影(FBP: Filtered Back Projection)法で再構成した画像を扱う。

トモシンセシスは、比較的最近になって実用が進んだ医用画像技術である。X線 CT に比べて、少ない枚数の単純 X 線画像から、任意の高さの断層画像を得ることができる。したがって、X線 CT に比較して被ばく量が少ない。また再構成手法の違いから、金属アーチファクトの影響が少ない技術である。トモシンセシスの代表的な手法では、X線の投影角度を変えながら撮影した一連の単純 X 線画像に対して、それぞれの単純 X 線画像を X 線源の軌道方向にずらし、その結果を重ね合わせることで、特定の高さに焦点を合わせた断層画像を得る。この手法はシフト加算法と呼ばれ、本研究のトモシンセシスは主にシフト加算法で行う。別の手法として FBP 法や、現在研究が進められている逐次近似法がある。

本研究では、トモシンセシス画像を単純 X 線画像および X 線 CT 画像と比較し、そのメリット、デメリットを明らかにする。次いで、トモシンセシス画像の高画質化手法について検討する。まず、トモシンセシスに有効な被写体について考察する。高画質化は、X線源の軌道を複数取る手法、X線の走査範囲を限定する手法を検討する。トモシンセシスは開発中の技術であり、低被ばくであるなど有用性は認知されているが、まだまだ発展の余地がある医用画像である。そのため、トモシンセシス画像の高画質化は社会的に意義のある研究である。

本論文の構成は、第2章では、単純 X 線撮影と X 線 CT、トモシンセシスのそれぞれの撮影方法の概要を記述する。第3章では、シミュレーション実験の条件を記述する。第4章では、トモシンセシス画像と単純 X 線画像、X 線 CT 画像について、性質や被ばく量、それぞれの画像の比較について記述する。また、X 線 CT 画像はトモシンセシス画像と同一条件で生成した場合についても記述する。第5章では、被写体の構造によるトモシンセシス画像の違いと、トモシンセシスの高画質化に関する提案手法の検討の結果を、それぞれ記述する。なお、これらの研究には MATLAB を用いた。

## 第 2 章 X 線を用いた医用画像

この章では X 線の性質、X 線の検出器、X 線を用いる医用画像についてそれらの性質や機能、関連する用語を記述する。

### 2.1 節 X 線画像

この節では、X 線の性質、X 線画像を取得するセンサ、単純 X 線画像の性質などについて記述する。

#### 2.1.1 X 線の性質

1895 年、ドイツの W.C. Roentgen は、陰極線の実験中に、部屋の隅にある蛍光物質が光るのを見て、陰極管から何か目に見えない「線」が出ていることを発見した。そしてこの線を X 線と命名した。Roentgen はすぐに、X 線が物質を透過する能力があることや写真乳剤を感光する能力があることを突き止め、さっそく妻の手の写真を撮影した。ハロゲン化銀で作られたフィルムに撮影された写真が、世界初めての X 線写真である。当時の手作業では、X 線写真が出来上がるまでに 70 分もの時間を要したが、自動現像機が出現して以来、処理時間は驚異的に短くなり、1990 年ごろには 30 秒ほどになっている。

X 線は波長が  $1\text{pm} \sim 10\text{nm}$  程度の電磁波である。診断用 X 線は、X 線管内で  $100\text{KeV}$  程度の高エネルギーに加速した電子をターゲット物質に衝突させ、その時に発生する制動放射線を主に使用する。制動放射線は、加速電子が通過するターゲット物質の原子核からの距離に依存して、種々のエネルギーが奪われる結果、さまざまなエネルギーを持った連続エネルギーの分布を示す。一般に診断用 X 線のエネルギーは、その X 線光子個々のエネルギー [ $\text{keV}$ ] でなく、X 線管の電子加速電圧 [ $\text{kV}$ ] で表す。

すべての放射線は、物質を構成している原子と直接に相互作用する。実際の臨床では、1 個の X 線光子を利用するというよりも、多数の高エネルギー光子の集まった X 線光子束として利用している。X 線光子束が物質に入射すると、個々の入射光子は原子と相互作用を起こす。入射光子は消滅したり、散乱線を放出したり、また物質とまったく相互作用を起こさずに物質を通過する入射光子も存在する。入射光子そのものは、相互作用を一度起こすとその場で消滅する。ある光子がある場所で相互作用を起こすかどうかは、まったくの確率現象であり、その確率は二項分布あるいはポアソン分布に従うものである。単一エネルギーで考えた場合、X 線は物質中で指数関数的に減衰する。しかし、連続エネルギーでは、単純には指数関数的には減衰しないことには注意が必要である。

診断領域で使用される  $100\text{KeV}$  程度の X 線の平均エネルギーは約  $30 \sim 40\text{KeV}$  である。このエネルギー領域で、患者の体内では光電吸収とコンプトン散乱と呼ばれる相互作用の両方が発生する。光電吸収は、物質に入射した光子のエネルギーがすべて原子の軌道電子に与えられ、その軌道電子を電離する現象である。診断領域の X 線では、光電吸収のために体内物質の原子番号(例えば、骨と軟部組織を構成する物質の原子)の約 3 乗に依存して変化する

ため、X線像では骨と軟部組織の差などが画像として現れる。

### 2.1.2 単純X線画像

一般的に知られる単純X線画像は、X線源とフィルムの上に身体を配置し、フィルムに透過X線を焼き付けることで生成する濃淡画像である。レントゲン画像とも呼ばれる。X線がより多く通過した部分は黒くなり、その逆は白くなる。診断では黒く写った部分を「明るい」、白く写った部分を「暗い」と表現する。これは腫瘍などX線の透過量が少ない部分は、白い影を落とすところからきている。X線の透過量が多い部分としては、皮膚や空気、筋肉などがあり、透過量が少ない部分に骨がある。組織を明瞭に描き出すために造影剤を使用すると、その部分も白くなる。

身体のある  $x$ - $y$  断面におけるX線減衰率を  $f(x,y)$  とする。この身体断面への、直線ビーム状のX線入射強度を  $I$ 、身体を透過したX線の強度を  $I_0$ 、X線の照射方向を  $t$  軸とすると、これらの間の関係を次のように表すことができる。

$$I_0 = I \exp \left\{ - \int_{-y}^y f(x,y) dt \right\} \dots (2.1)$$

単純X線画像は、身体に照射するX線を2次元的に走査することで得る透過X線強度の2次元分布を画像化したものである。(2.1)式の対数から、X線減衰率分布の  $t$  軸に沿った線積分  $g$  は下式となる((2.2)式は第2.2節で述べるX線CTの説明で用いる)。

$$g = \int_{-y}^y f(x,y) dt = \ln \frac{I}{I_0} \dots (2.2)$$

### 2.1.3 単純X線画像の記録方式

X線を記録する物質として、歴史的にはX線フィルムが長く利用されていた。これは、フィルム写真と同様にアナログ画像である。フィルムに記録されたX線画像は、シャウカステンと呼ばれる発光板にかざして観察する(図2.1)。



図 2.1 シャウカステンを用いた X 線フィルム画像の観察

([http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/eb/HCCH\\_RCW\\_X-ray\\_reading.JPG](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/eb/HCCH_RCW_X-ray_reading.JPG))

X 線画像のデジタル化は、1990 年代から実用化が進んだコンピューテッドラジオグラフィ(CR: computed radiography)によって可能になった。CR は輝尽性蛍光体プレート(イメージング・プレート、IP)を X 線検出器として用いるイメージングシステムである。輝尽性蛍光体プレートとは、プレート上に形成される X 線像を蓄積する装置であり、また、蓄積した画像を読み出すことができる装置でもある。画像の蓄積は X 線撮影によって行なわれる。画像を読み出す場合には、レーザー光を用いてプレートを励起光照射することによって、プレートが蓄積した X 線量に比例した輝度で発光する。この現象を輝尽発光とよぶ。輝尽発光を電気信号に変換することで、デジタル画像化する。読み取り後のプレートは、大量の光を照射することで、蓄積された画像を消去することができ、再利用可能である。



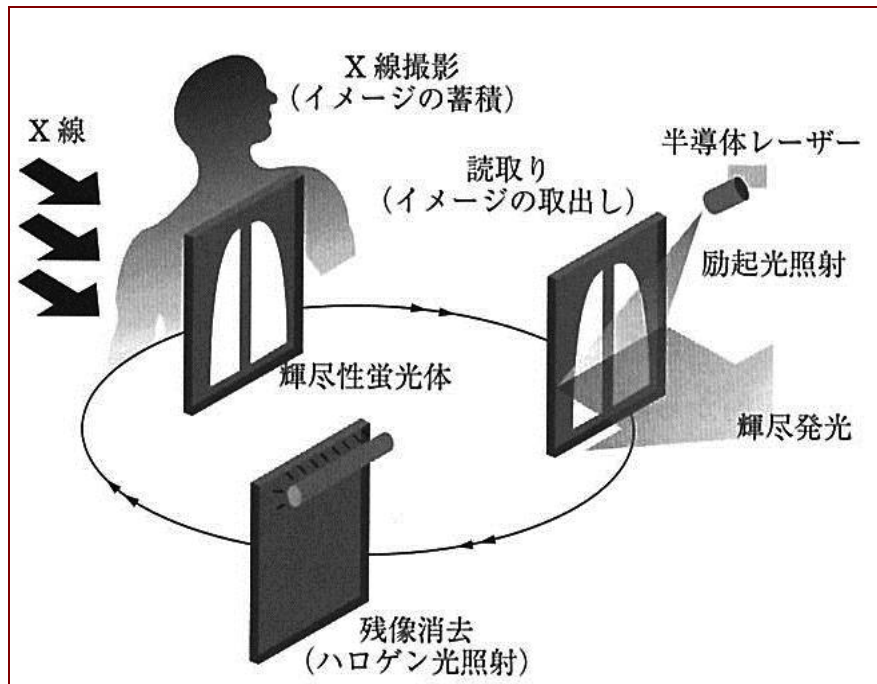


図 2.2 CR 画像形成プロセス([1]、p.317、図 4.1.1 を利用)

CR によって X 線画像のデジタル化が可能になった。しかし、図 2.2 に示すように、X 線画像を読み取るために、レーザー光をプレート上でスキャニングする機構と、輝尽発光をデジタル画像化する手段が必要である。CR とほぼ同時期に実用化されたフラットパネルディテクタ(FPD: Flat Panel Detector)は、このような画像読み取りの光学系が不要である。FPD は、デジタルカメラで利用される CMOS 画像センサと類似の構造である。縦横 2 次元構造を持つ画像センサで、X 線が照射されることによって各画素に発生する電荷を、画素位置を指定する信号によって読み出す。X 線強度を電荷に変換する方法によって直接型と間接型がある。直接型では、アモルファスセレンなどの光導電体によって X 線照射から電荷を発生させる。間接型では、シンチレータ(蛍光体)により X 線を光に変化し、その光をフォトダイオードで電荷に変換する。

FPD は X 線フィルムや CR に比べて次の利点がある X 線画像システムである。

- ① 撮影と同時に画像を取得し、表示することが可能である。
- ② 高感度であり、高画質で低被ばくの撮影が可能。
- ③ 撮影装置をシステム化することが容易で、他の高度なアプリケーションに発展させることが可能。

今日の X 線画像撮影装置の多くは、FPD を用いたデジタル画像処理装置である。

## 2.2 節 X 線 CT

X 線 CT は、1968 年にイギリスの数学者である G.N.Hounsfield によって開発された X

線医用機器である。その特徴は、従来の X 線医用機器とは異なる検出器を持ち、ラドン変換と逆ラドン変換と呼ばれるアルゴリズムの導入し、画像再構成用コンピュータと組み合わせることによる、断層画像の撮影が可能なことである。従来の X 線画像は、X 線放射方向に対しての重積画像であったのに対し、X 線 CT はオーストリアの数学者 J.Radon によって証明された「三次元の物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できる」というラドン変換と逆ラドン変換の理論から、人体の各断面を X 線の吸収量の差の像としての撮影が可能になり、人体内部の詳細なデータを得ることができるようになった。

X 線 CT は対象物体の X 線画像を全周囲方向から多数撮影し、それらに再構成アルゴリズムを適用することで、対象物体内部の X 線減衰率分布を計算する。X 線 CT は詳細に研究され、また広く実用化されているので、その技術を解説する文献を入手することも容易である。ここでは、本論文に関係し、また代表的な 3 次元再構成アルゴリズムでもあるフィルタ補正逆投影法について説明する。

X 線 CT 装置は X 線源と X 線検出器を、対象物を挟んで対向配置する(図 2.3 左)。ここで、説明を簡単化するために、X 線源から直線ビーム状の X 線が照射され、それが人体を透過した強度を X 線検出器で測定するものとする。また、X 線源と X 線検出器のペア(測定部)は、装置の中心軸周りに回転するとともに、回転軸の垂直方向に平行移動するように設計されており、これらの回転角度を  $\theta$ 、平行移動方向の位置を  $r$  とする。

さまざまな回転角  $\theta$  に対して、測定部を平行移動(走査)させながら測定することで、透過 X 線強度の 2 次元分布を得る。透過 X 線強度に対して(2.2)式を用いることで X 線減衰量分布の線積分値の 2 次元分布  $g(r, \theta)$  を得る。この  $g(r, \theta)$  を 2 次元分布  $f(x, y)$  に対する投影(図 2.3 右)とよぶ。なお、 $f(x, y)$  から  $g(r, \theta)$  への変換をラドン変換、 $g(r, \theta)$  から  $f(x, y)$  への変換を逆ラドン変換、 $g(r, \theta)$  を画像的に表現したものをサイノグラム(図 2.4)とよぶ。

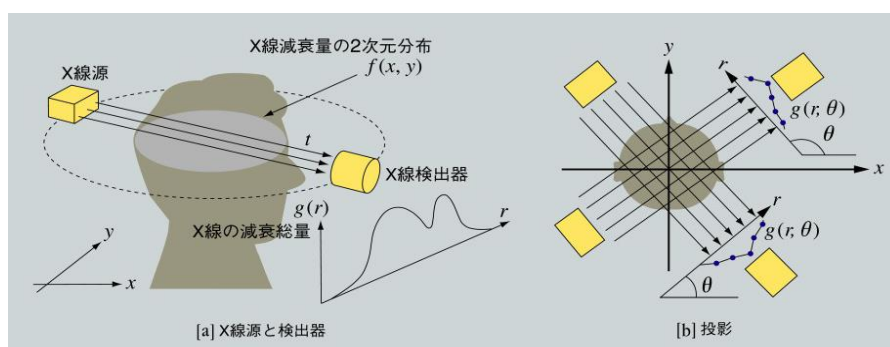


図 2.3 X 線トモグラフィにおける投影の測定  
([3], p.150、図 8.5 を利用)

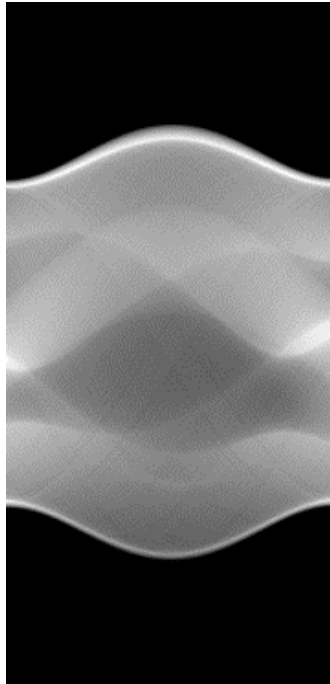


図 2.4 サイノグラムの例(縦軸  $r$ 、横軸  $\theta$ )

X線減衰率の2次元分布  $f(x,y)$  の線積分値である投影  $g(r,\theta)$  から、線積分する前の  $f(x,y)$  を求めることを再構成とよぶ。その最も簡単な方法は、投影  $g(r,\theta)$  を空間領域にそのまま逆投影することである。図 2.5 を用いて、この単純逆投影法を説明する。図における投影サンプル 1~4 は投影  $g(r,\theta)$  の具体例である。この例のようになるのは、対象物の X 線減衰率の 2次元分布  $f(x,y)$  が、中心で 240 の数値をとり、それ以外の位置で 0 となる場合である。一方、個々の投影像だけから判断できることは、投影値に対応する直線上の減衰率はその数値に比例する、ということだけである。この考え方をアルゴリズム化する。まず、X 線減衰率の 2次元分布を表す空間を縦横に離散化し、デジタル画像表現する。そして全ての投影値を、対応する直線上に存在する画素に分配する。各画素は、複数の投影値の影響を受けるので、それらの値を平均化する。図 2.5 中央の  $b(x,y)$  はこのようにして計算した単純逆投影像の例である。

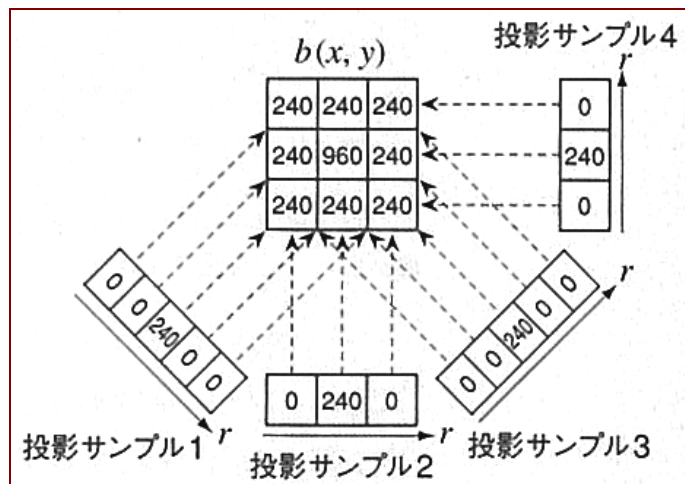


図 2.5 単純逆投影法  
([3]、p.151、図 8.6 を利用)

単純逆投影像は、真の2次元分布よりも広がりを持つ像になる。単純逆投影像  $b(x,y)$  と X 線減衰率の2次元分布  $f(x,y)$  は点拡がり関数  $h(x,y)$  によって、次式のように関係付けられる。

$$b(x,y) = f(x,y) * h(x,y) \dots (2.3)$$

ここで\*は畳み込み演算である。さらに  $h(x,y)$  は次式で与えられる。

$$h(x,y) = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}} \dots (2.4)$$

したがって、 $b(x,y)$  に(2.4)式の点拡がり関数を適用して画像復元を行なえば、真の2次元分布  $f(x,y)$  の近似値を推定することが可能である。

実際に広く利用されている方法は、このような2次元フィルタリング処理を行なうのではなく、 $h(x,y)$  をキャンセルするフィルタリングと同等の処理を、投影  $g(r,\theta)$  の  $r$  に関する1次元フィルタリングとして行なっておき、そのうえで、逆投影処理を行なう方法である(図 2.6)。この方法をフィルタ補正逆投影法とよぶ。

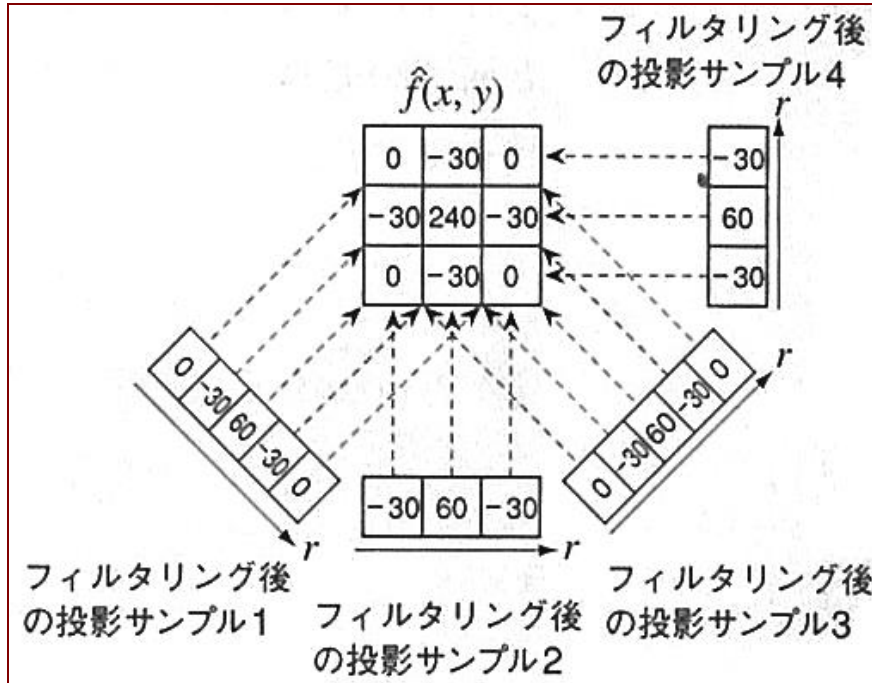


図 2.6 フィルタ補正逆投影法  
 ([3]、p.151、図 8.6 を利用)

### 2.3 節 トモシンセシス

トモシンセシスは、単純 X 線画像と X 線 CT 画像の両方の性質を持つ X 線画像である。トモシンセシスの原理を、図 2.7 を用いて説明する。図 2.7 左に示すように、人体内部の 3 つの組織  $\times \cdot \circ \cdot \triangle$  を真上から X 線撮影すると、それらの像が重なり観察が難しくなる。同じ組織を左右から観察すると、それらを分離して撮影することができる。三箇所から撮影した 3 枚の画像を、図 2.7 右に示すように、 $\triangle$  の像が重なるようにお互いに平行移動して重ね合わせると、 $\triangle$  の像が強調され、 $\times$  と  $\circ$  の像はボケる。この処理は、 $\triangle$  だけではなく、 $\triangle$  の組織が存在する平面上の像を強調・鮮明にする効果がある。トモシンセシスは、厚みを有する部位を複数方向から撮影した画像を、位置合わせして重ね合わせることで、特定断面の像を強調する画像処理技術である。

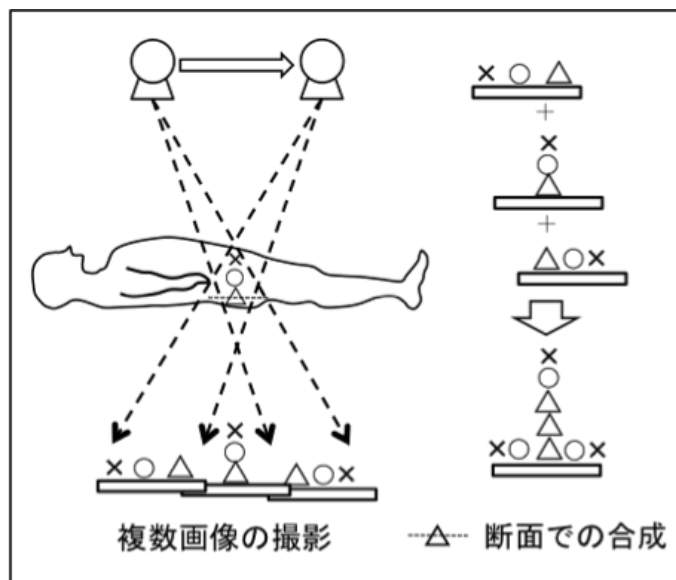


図 2.7 トモシンセシスの原理

図 2.8 は、乳房内部の構造を観察可能にするトモシンセシス機能を有する市販装置(図 2.8 左上)と、この装置で撮影した単純 X 線画像および3つの断層面で再構成したトモシンセシス画像の模式図である。単純 X 線撮影では、重なって観察された組織や血管が、トモシンセシス画像では分離され明瞭に観察できる様子を示している。

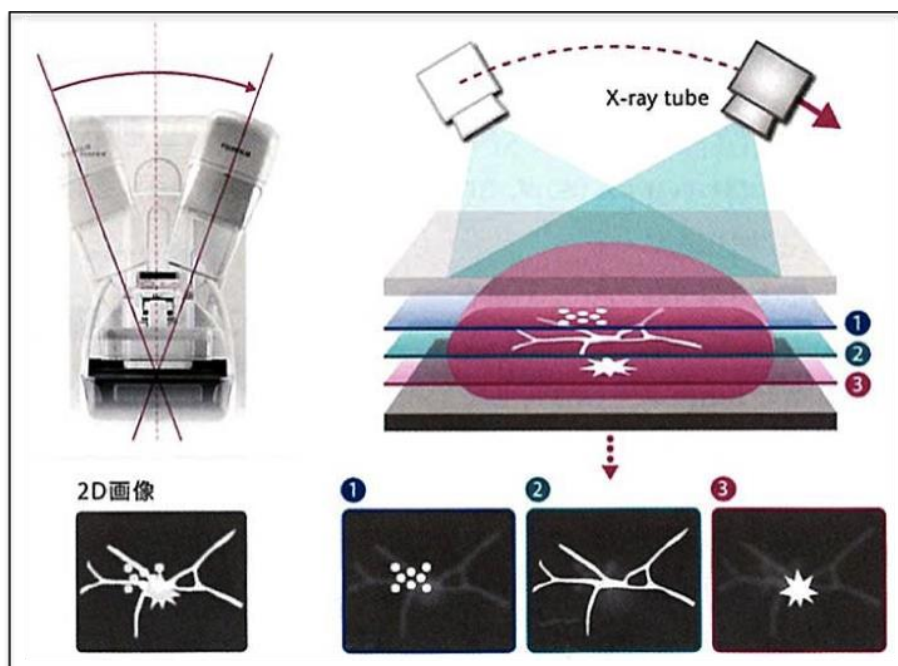


図 2.8 トモシンセシスの効果を示す図([2]、p.42、図 2 を利用)

トモシンセシスの原理は1970年代には知られていた。当時はX線フィルムの時代である。トモシンセシスを実現するためには、図 2.7 左のように撮影した複数の X 線フィルム画像を、実際に重ね合わせる必要があった。そのため、画像が非常に暗くなり、また、画像を高精度に位置合わせすることも難しいため、実用化されなかった。

2000 年前後に X 線撮影に FPD が実用化され、X 線画像がデジタル化された。トモシンセシスに必要な複数画像の幾何学的変形・位置合わせ・重ね合わせを、デジタル画像処理で行なうことは容易である。これによってトモシンセシスは実用的な医用画像技術として復活し、現在では、マンモグラフィや歯科 X 線パノラマ撮影装置、関節部分の観察などに利用されている。先行研究として、X 線 CT に用いられている逐次近似法を利用してトモシンセシス画像を生成することで、画質改善や被ばく量の低減、アーチファクトの低減を行う手法が開発されている。

図 2.9 に胸部に関する単純 X 線画像、トモシンセシス画像、X 線 CT 画像の比較を示す。単純 X 線画像は肺、心臓、肋骨、背骨などが重なった画像である。トモシンセシス画像は単純 X 線画像とほぼ同じ位置から観察した画像が生成される。この例の場合には、単純 X 線画像では観察することが困難であった、脊椎の構造を可視化することができている。X 線 CT は胸部 3 次元構造を完全に復元することができる。2 次元的な断層像としては、胸部の横断面を可視化することが多い。

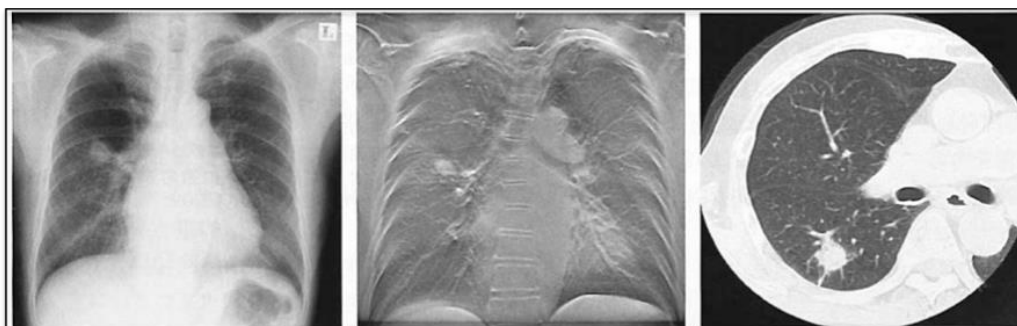


図 2.9 単純 X 線画像(左)、トモシンセシス(中)、X 線 CT 画像(右)の比較  
([2]、p.10、図 1 を利用)

図 2.10 に体内に金属を含んだ場合の X 線 CT 画像と、トモシンセシス画像の例を示す。一般に、金属は人体組織と比較して X 線減衰率が非常に大きい。そのため、金属を含む組織を X 線 CT 画像化すると、発生するアーチファクトの影響がその周囲に及び、医者による読影が難しい。一方、トモシンセシス画像では、それほど大きな劣化は生じない。図 2.11 は骨折が生じた大腿骨を、単純 X 線画像とトモシンセシス画像で比較したものである。単純 X 線画像では、複数の組織や骨が重畳するため骨折部位を明瞭に観察することができない。トモシンセシス画像では大腿骨の側部に見られる割れ目だけでなく、大腿骨表面の立



て筋状の亀裂を観察することも可能である。

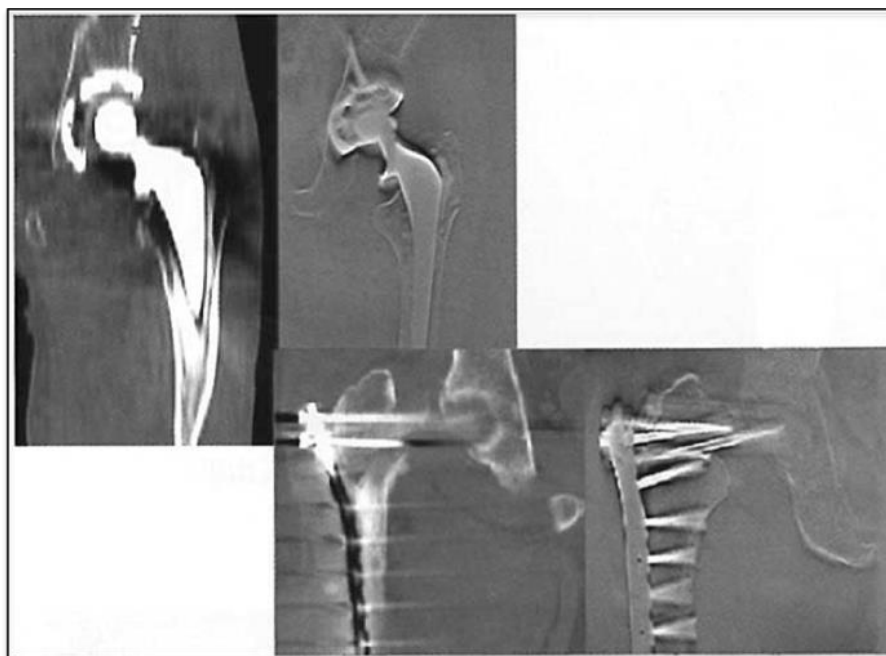


図 2.10 体内金属の CT 画像(左上の 2 枚)とトモシンセシス画像(右下の 2 枚)の比較  
([2]、p.12、図 7 を利用)



図 2.11 単純 X 線画像とトモシンセシス画像の比較([2]、p.17、図 3 を利用)  
右大腿骨転子部骨折が単純 X 線画像では不明瞭(左)  
トモシンセシス画像では明瞭(右、三角で示す骨折線と矢印で示す縦方向骨折線)



### 第 3 章 シミュレーション実験の条件

この章では、シミュレーション実験の条件について記述する。医用 X 線画像のそれぞれの撮影方法のシミュレーションを行うため、被写体として用意したデジタル 3 次元ファントムと医用 X 線画像を生成するシミュレーションプログラムの構成、開発環境について記述する。

#### 3.1 節 デジタル 3 次元ファントム

医用画像で用いるファントムは、人体の代用となるモデルのことである。通常、人体組織を忠実に再現した実物体のことであるが、本研究では、デジタルデータによって表現された 3 次元ファントムを用いる。

X 線画像の研究で使用されるデジタルファントムに、Shepp-Logan ファントムと呼ばれる、頭蓋骨内部を想定したモデルがある。Shepp-Logan ファントムは、頭蓋骨を想定した 1 つの大きな楕円球の中に、脳内の特徴を表す複数の楕円球が存在するモデルである。このモデルを  $256 \times 256 \times 256$  ボクセルで構成される 3 次元画像として生成した。ボクセルは 3 次元ファントムの単位体積を表し、ボクセル値として単位長さあたりの X 線減衰率が与えられている。なお、ファントムのサイズは一部の例外を除き、後述する他のファントムも同様である。図 3.1 はこのデジタル 3 次元ファントムを可視化するために、物体のスライス平面内に等高線を描画したものである。図 3.2 は物体のいくつかの断面を濃淡表示したものである。Shepp-Logan ファントムは、このように大小いくつかの楕円球が内部に分布している。

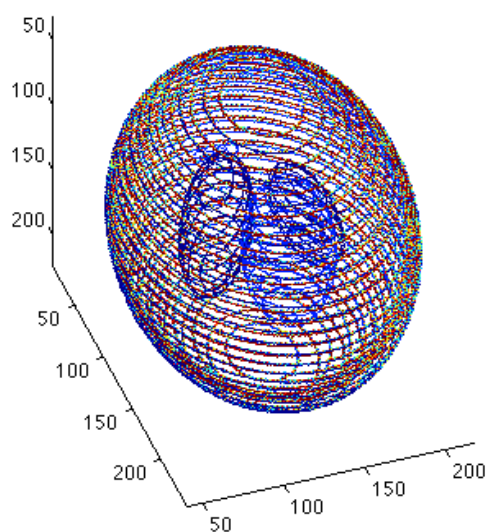


図 3.1 Shepp-Logan ファントムの 3 次元等高線表示

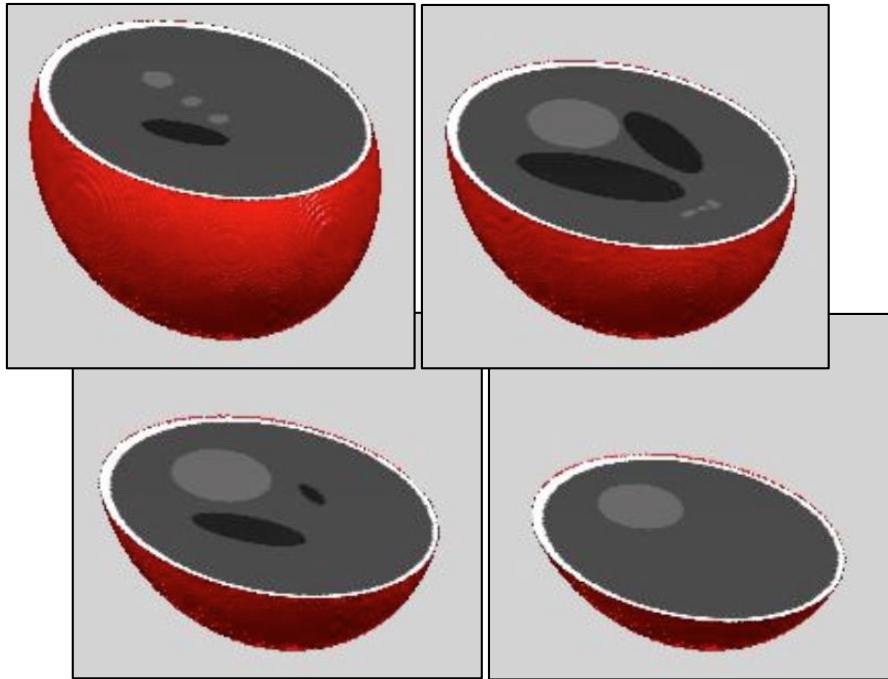


図 3.2 Shepp-Logan ファントムの内部断面を示す図

Shepp-Logan ファントムのボクセルの具体的な値は、図 3.3 と表 3.1 にまとめる。

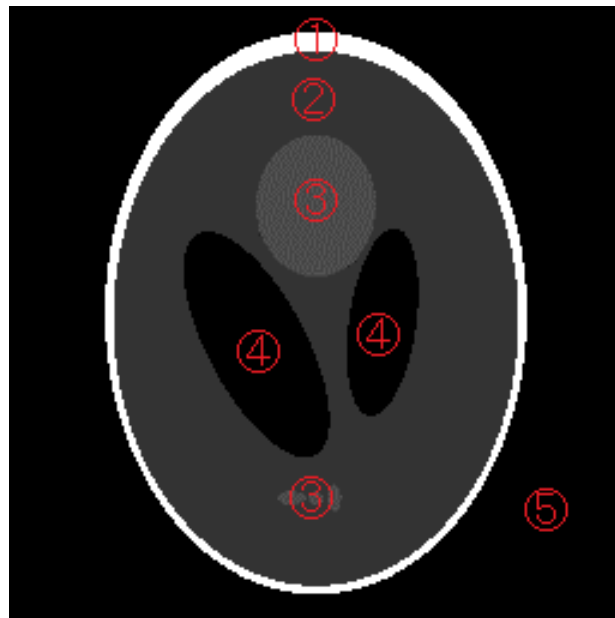


図 3.3 Shepp-Logan ファントムの各部位と番号

①・白色の外円部	1.0
②・①内の濃灰色部	0.2
③・3つの少楕円と1つの大楕円の薄灰色部	0.3
④・中央の少し左右にある傾いた楕円の黒色部	0.0
⑤・①外の黒色部	0.0

表 3.1 図 3.3 の各番号に対応する要素のボクセルの値

これとは別に、トモシンセシスの性質やトモシンセシス画像の高画質化を検討するために、オリジナルのファントムを作成した。人体組織や血管、腫瘍などを想定したものであり、これを **Original** ファントム1と呼ぶことにする。このファントムは、簡単のため、周囲を覆う皮膚や骨、および注目する組織以外の体内組織は考慮していない。各ボクセルの値はそれぞれの組織がある部位は 1.0 であり、それ以外の全てのボクセルは何もない領域として、0.0 としている。図 3.4 は、高さが 70、140、210 にそれぞれの特徴を持つ **Original** ファントムを、3次元等高線で表示した図である。それぞれの特徴は、小円の集合が人体組織、線状のものが血管、星形のものが腫瘍を想定しており、厚さは1である。厚さが1の時、トモシンセシスは最も効果を発揮すると考えられる。これに関しては第 5.1 節で説明する。

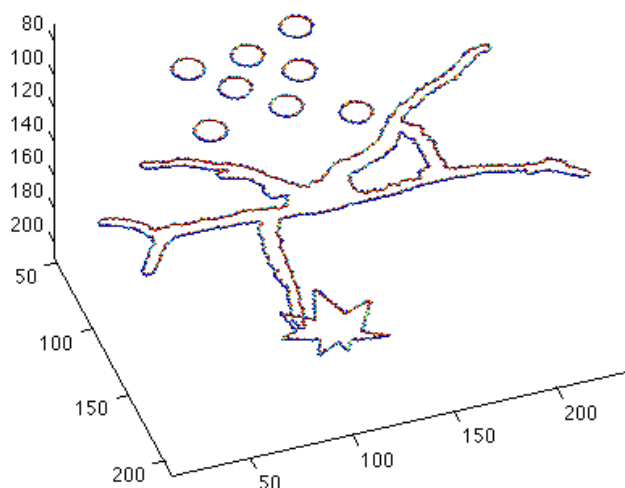


図 3.4 **Original** ファントム1の3次元等高線表示

図 3.4 の **Original** ファントム 1 とは別に、各特徴が厚みと重なりを持つファントムを作成した。図 3.5 のファントムは、図 3.4 に見られる各特徴を単純に高さ方向に伸ばしたファントムである。これを **Original** ファントム 2 と呼ぶ。

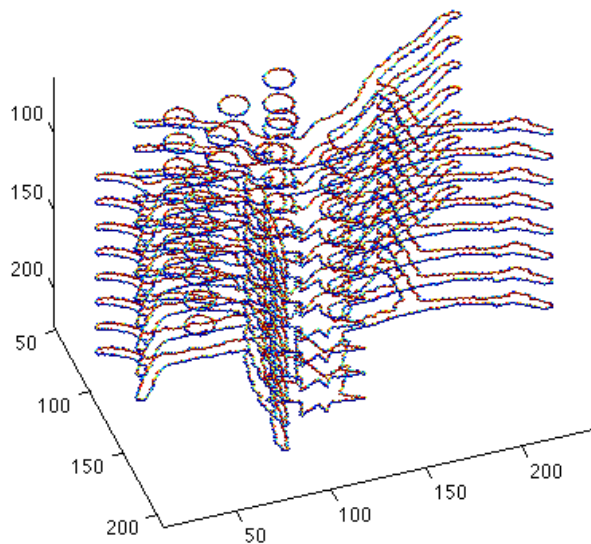


図 3.5 厚みと重なりのある特徴を持つ **Original** ファントム 2 の 3 次元等高線表示

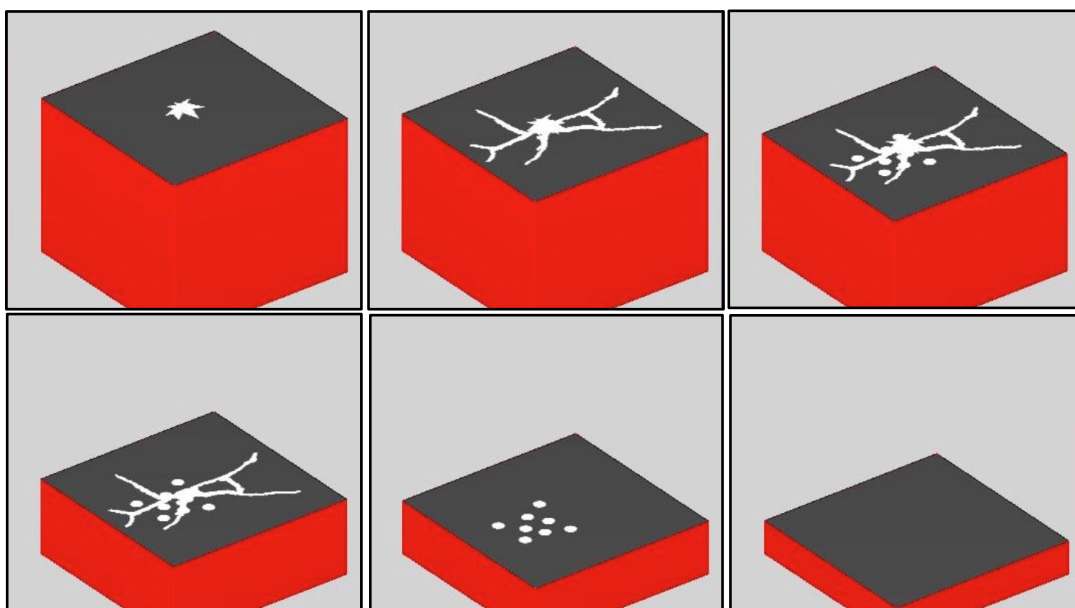


図 3.6 **Original** ファントム 2 の内部断面を示す図

これらのファントムを用いて、各シミュレーションや高画質化について検討する。

### 3.2 節 シミュレーションプログラムの構成

この節では、シミュレーションプログラムの構成について記述する。本研究の開発環境を表 3.2 に示す。

表 3.2 本研究の開発環境

OS	Mac OS X
CPU	2.8 GHz Intel Core i5
メモリ	4 GB 1333MHz DDR3
開発ツール	MATLAB(R2012a)

本研究で作成したシミュレーションプログラムは、第 2 章で記述した 3 つの撮影方法で医用 X 線画像を生成する処理を実装したものである。第 3.3 節から第 3.5 節でそれぞれのプログラムの構成について記述し、生成した医用 X 線画像を図示する。

### 3.3 節 単純 X 線画像を生成するプログラム

この節では、単純 X 線画像を生成するプログラムについて記述する。単純 X 線画像は、3次元ファントムに対して、1つの角度で X 線を投影した画像である。MATLAB には、X 線を投影させる関数 `radon` が用意されている。`radon` 関数を式(3.7)のように用いることで、X 線減衰率の 2次元分布  $I$  に対して、角度  $\theta$  で X 線を投影した場合の投影データ  $R$  を得ることができる。

$$R = \text{radon}(I, \theta) \cdots (3.7)$$

X 線は平行ビームとして投影するものとする。トモシンセシスは一般的には平行ビーム投影で行われているため、本研究でも X 線の投影は全て平行ビームで行っている。また、第 2.1.1 節で記述した X 線の相互作用に関しては、`radon` 関数ではコンプトン散乱は考慮されておらず、コンプトン散乱によって散った X 線が検出器に入ることはない想定している。光電効果により X 線が減衰していく率のみを投影データ  $R$  としている。検出器は列であり、FPD のような面で X 線を検出していない。検出器が面の場合、更にコンプトン散乱の影響が大きいですが、前述のとおりそれは `radon` 関数では考慮していない。

`radon` 関数は、X 線 CT に用いることを想定した関数であるので、 $\theta$  は範囲を持った角度を与えることができる。単純 X 線画像を生成することに用いる場合には、 $\theta$  に 1 つの角度値を与える。本研究での単純 X 線画像は、3次元ファントムを上から投影した場合を想定した。したがって  $\theta$  は 90 となる。3次元ファントムのボクセルデータから、X 線減衰率の 2次元分布  $I$  を順次取り出しながら投影を行い、得られた投影データを整列させ

ることで、3次元ファントムのX線投影画像を生成する。

3次元ファントムは3軸を有する  $256 \times 256 \times 256$  のボクセルデータである。いずれかの軸を固定することで3次元ファントムの1断面を切り取ることができる。断面を切り取る軸を y 軸、3次元ファントムの上方向に向かう軸を z 軸、この2軸に垂直な軸を x 軸とする。 $256 \times 256 \times 256$  ボクセルの3次元ファントム  $V$  から、y 軸値= $a$  の断面での2次元分布を切り取る操作を、MATLAB では式(3.8)のように表すことができる。

$$V(:, a, :) \cdots (3.8)$$

「:」はMATLAB ではすべての範囲を指す。(3.7)式はボクセルデータ  $V$  の x 軸方向が 1 から 256 の範囲、y 軸方向が  $a$ 、z 軸方向が 1 から 256 の範囲を意味し、全体として  $V$  の1つの  $xz$  断面となる。y 軸の値  $a$  を 1 から 256 まで変化させながら、`radon` 関数を用いて投影を行い、投影データを整列させることで単純 X 線画像を生成する。単純 X 線撮影の模式図を図 3.9 で示す。

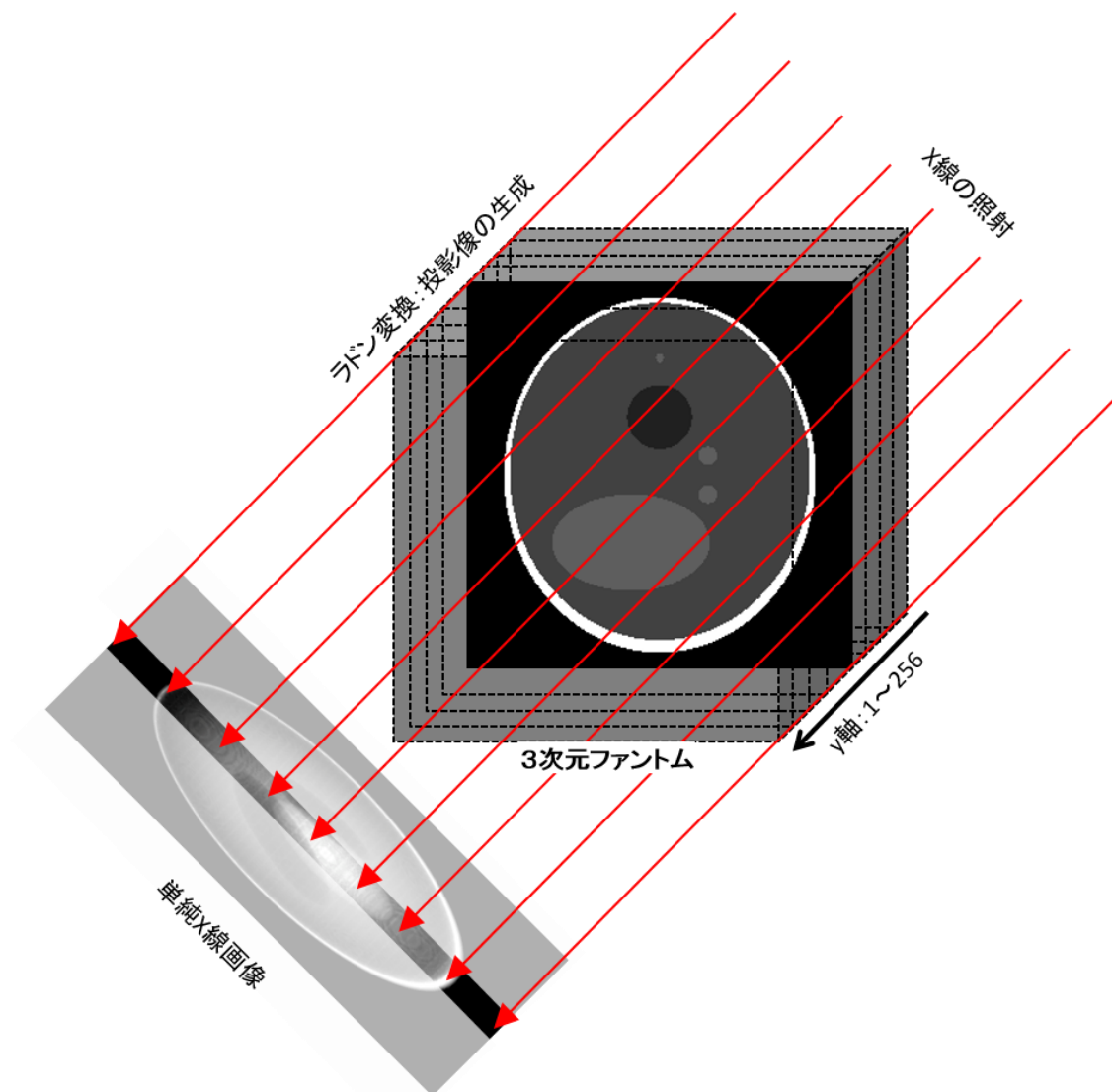


図 3.9 単純 X 線撮影の模式図

このプログラムで生成した単純 X 線画像の例を図 3.10 に示す。

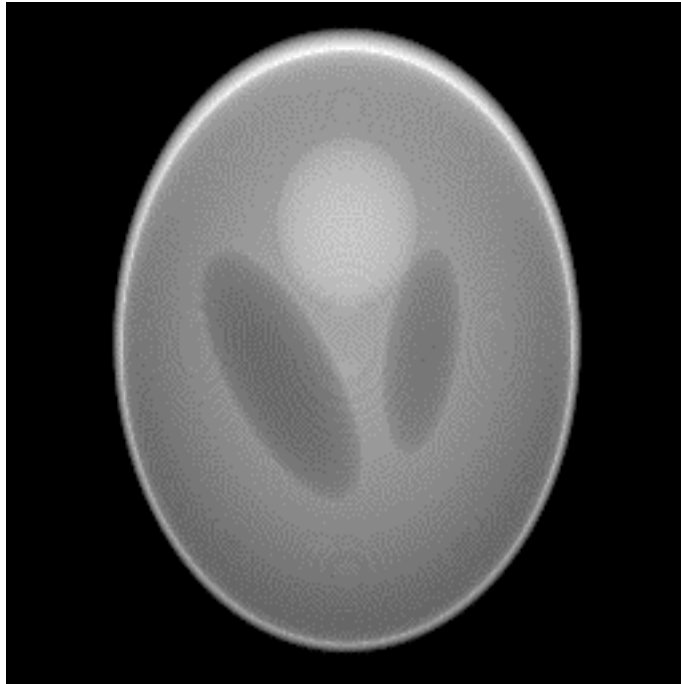


図 3.10 Shepp-Logan ファントムに対する単純 X 線画像の例

### 3.4 節 X 線 CT 画像を生成するプログラム

この節では、X 線 CT 画像を生成するプログラムについて記述する。X 線 CT による 3 次元再構成は、3 次元物体に全周囲からラドン変換を行った投影データを、逆ラドン変換することで元の 3 次元物体の内部構造を再構成する技術である。ラドン変換のために再び (3.7) 式の *radon* 関数を用いる。X 線 CT は一般的には  $0^\circ$  から  $180^\circ$ 、もしくは  $0^\circ$  から  $360^\circ$  の範囲で X 線の投影を行う。本研究では、 $0^\circ$  から  $179^\circ$  の範囲で  $1^\circ$  刻みに X 線を投影する。*radon* 関数は *theta* として範囲を持った角度を与えることができ、(3.11) 式のように記述する。

$$theta = 0:179 \dots (3.11)$$

(3.11) 式で定めた *theta* を、*radon* 関数の引数として使用することで  $0^\circ$  から  $179^\circ$  の投影が行える。この時の返り値 *R* は、X 線減衰率の 2 次元分布 *I* に対して、*theta* の角度で X 線を投影させたデータの集まりである。これを整列させたイメージをサイノグラム(図 2.4) と呼ぶ。投影データの集まりに対して、逆ラドン変換を行うことで 2 次元分布の再構成像 *I'* を生成できる。逆ラドン変換に関しても MATLAB に関数が用意されている。*iradon* 関数と呼ばれる関数であり、(3.12) 式のように記述する。

$$I' = iradon(R, theta) \dots (3.12)$$



(3.12)式の `iradon` 関数は、投影データの集まりである `R` と、投影角度 `theta` を引数として与えることで、再構成像 `I` を計算する。`radon` 関数で与える `theta` の値と、`iradon` 関数で与える `theta` の値は同じである。`iradon` 関数は、FBP 法で再構成像を計算する。デフォルト設定では、FBP 法で用いるフィルタは `Ram-Lak` フィルタである。`Ram-Lak` フィルタは高周波を強調するフィルタであり、周波数領域でのフィルタリングを行うことで、再構成像の高画質化を行っている。

3次元ファントムの1つの `xz` 断面に対して、`radon` 関数に続いて `iradon` 関数を使用することで、再構成された `xz` 断面を生成できる。単純 X 線画像と同じように、これを `y` 軸方向に 1 から 256 まで行うことで、3次元ファントムに対する X 線 CT を行う。再構成した `xz` 断面を整列させることで、再構成されたボクセルデータを生成する。再構成したボクセルデータを切り出した断層画像が X 線 CT 画像である。このプログラムで再構成したボクセルデータを高さ 128 で切り取った X 線 CT 画像を、図 3.13 で示す。

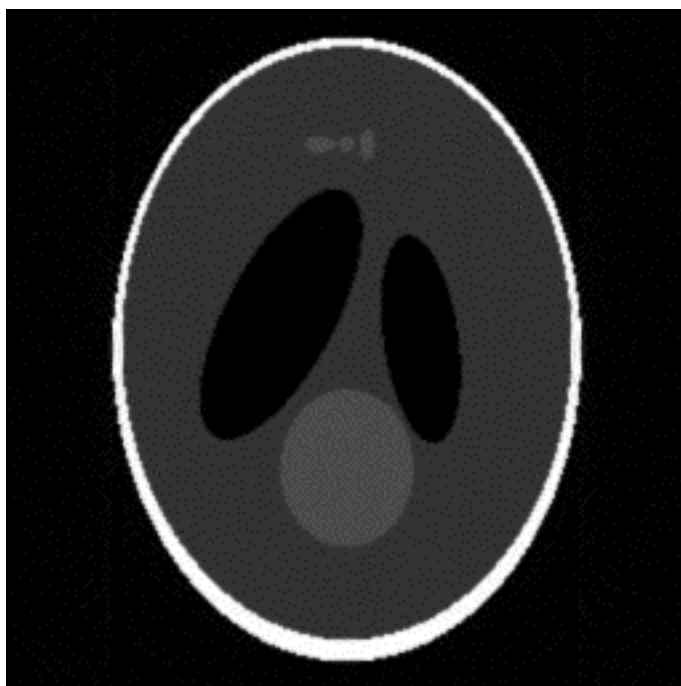


図 3.13 Shepp-Logan ファントムに対する X 線 CT で再構成したボクセルデータを、高さ 128 で切り取った X 線 CT 画像

### 3.5 節 トモシンセシス画像を生成するプログラム

この節では、トモシンセシス画像を生成するプログラムについて記述する。本研究で作成したトモシンセシス画像を生成するシミュレーションプログラムは、3つの部分に分けられる。第一の部分で撮影条件を設定する。第二の部分で3次元ファントムに対して角度を変化させながら単純 X 線画像を生成する。第三の部分で単純 X 線画像を基準面に再投影

し、高さ補正を加え、重ね合わせることでトモシンセシス画像を生成する。本研究では、基準面を  $90^\circ$  での単純 X 線画像を生成する投影面とする。

第一の部分で投影する角度の範囲と角度間隔、行方向の幅、列方向の幅、を設定する。具体的な変数名と値の範囲、意味を表 3.3 に記述する。

表 3.3 シミュレーションプログラムで設定する変数と意味

変数名	値の範囲	意味
low_rad	0~179	投影する角度の始点
high_rad	0~179	投影する角度の終点
interval	自然数	投影する角度の間隔
row_a	1~256	投影する行方向の幅の始点
row_b	1~256	投影する行方向の幅の終点
col_a	1~256	投影する列方向の始点
col_b	1~256	投影する列方向の終点

第二の部分で、3次元ファントムに対して X 線の投影角度を変化させながら、複数の単純 X 線画像を生成する。まず、1つの単純 X 線画像を生成するために、3次元ファントムの y 軸値を、col\_a から col\_b の範囲で変化させた xz 断面を、1つの角度で投影する。投影する行方向と列方向を指定する変数(col\_a, col\_b, row\_a, row\_b)は、5.2.2 で説明する X 線の走査範囲を限定する手法でのみ変更し、通常は 1 から 256 のボクセルデータの全ての範囲で投影を行う。これを low\_rad から high\_rad で指定する投影角度の範囲で、interval の間隔で繰り返すことで、複数の単純 X 線画像を生成する。例えば、(3.14)から(3.16)式のように3つの変数を定めたと仮定する。

$$low\_rad = 80 \dots (3.14)$$

$$high\_rad = 99 \dots (3.15)$$

$$interval = 1 \dots (3.16)$$

この場合、 $80^\circ$  から  $99^\circ$  まで、 $1^\circ$  間隔で角度を増加させながら、20枚の単純 X 線画像を生成する。

第三の部分は、第二の部分で生成した単純 X 線画像を基準面に再投影し、高さ補正を加えて重ね合わせることで、トモシンセシス画像を生成する。Original ファントム 1 に対して  $80^\circ$  で投影した単純 X 線画像を図 3.17 に、 $90^\circ$  で投影した単純 X 線画像を図 3.18 に、 $99^\circ$  で投影した単純 X 線画像を図 3.19 に、それぞれ示す。



図 3.17 Original ファントム 1 を  $80^\circ$  で投影した単純 X 線画像



図 3.18 Original ファントム 1 を  $90^\circ$  で投影した単純 X 線画像



図 3.19 Original ファントム 1 を  $99^\circ$  で投影した単純 X 線画像

図 3.17 から図 3.19 に示したのは、それぞれの角度で投影した単純 X 線画像である。これらの単純 X 線画像で、小円と星形の特徴が上下方向に移動しているのが分かる。これらの単純 X 線画像は、投影面が投影角度に応じて傾いているため、そのままでは重ね合わせることができない。トモシンセシス画像を生成するために、重ね合わせるための基準面に再投影する必要がある。各角度で生成した単純 X 線画像の、基準面への再投影のイメージ図を図 3.20 で示す。

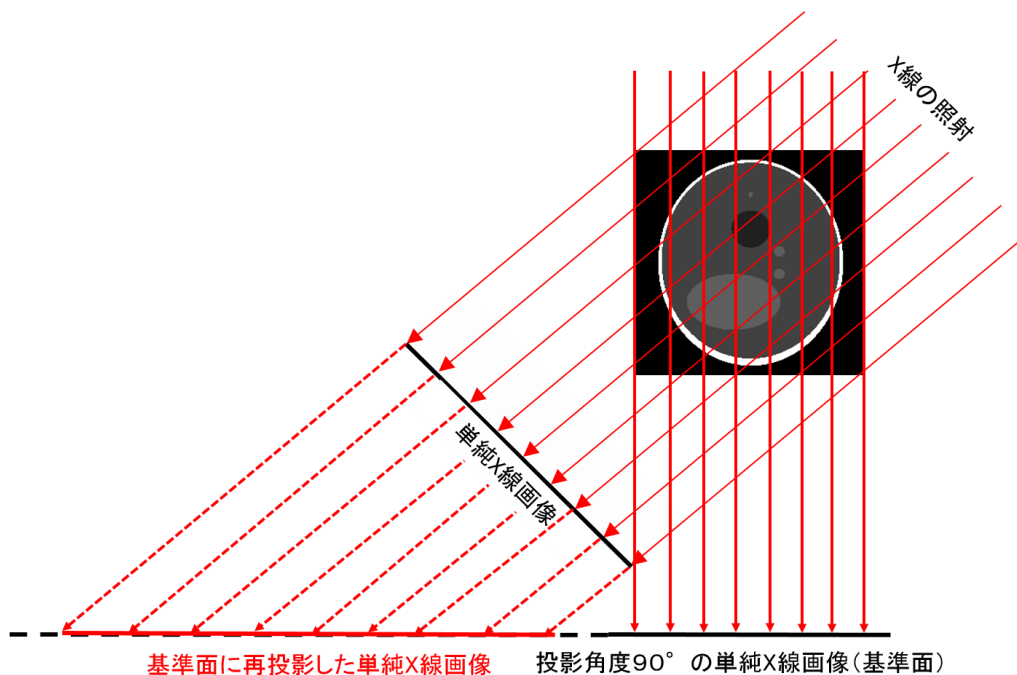


図 3.20 各角度で生成した単純 X 線画像の、基準面への再投影のイメージ図

再投影した単純 X 線画像に、強調したい高さの補正を加えて重ね合わせることで、トモシンセシス画像を生成する(図 2.7)。高さ補正を加えた単純 X 線画像を、図 3.21 に示す。

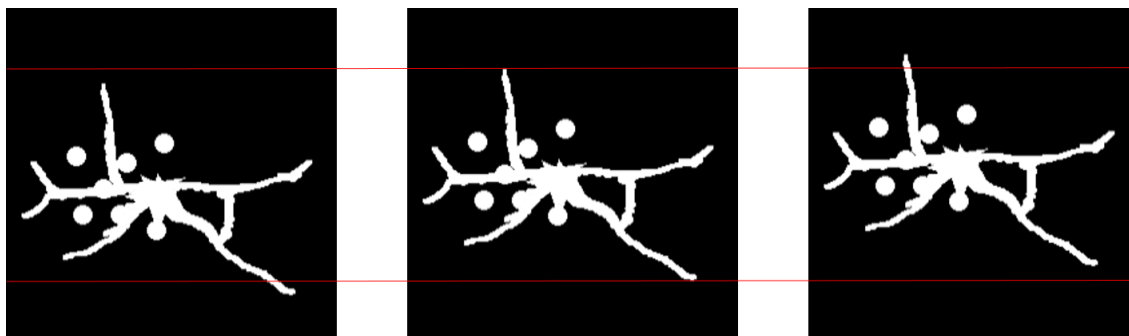


図 3.21 高さ補正を加えた単純 X 線画像

図 3.21 の 3 枚の単純 X 線画像は、X 線を  $80^\circ$  から投影して生成した画像である。赤い補助線を用いて、高さ補正のズレを示している。強調したい高さを左から 64、128、192 に設定すると、それぞれの画像が上下にずれているのが分かる。

実際に高さ補正を加えて、重ね合わせることで生成したトモシンセシス画像を図 3.22 で示す。このトモシンセシス画像は、Original ファントム 1 に対してトモシンセシスを行い、高さ 70、140、210 の断面を強調した画像である。

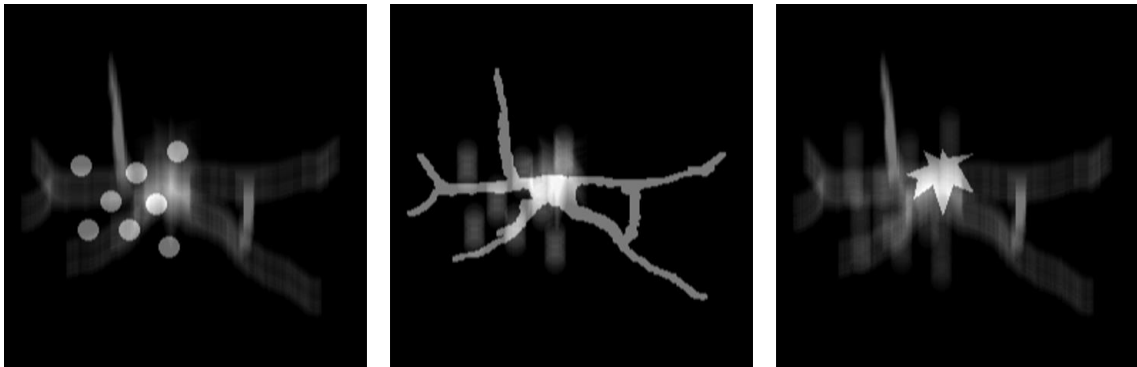


図 3.22 Original ファントム 1 における、  
高さ 70(左)、140(中)、210(右)を強調したトモシンセシス画像

図 3.22 では、それぞれの高さを強調したトモシンセシス画像を生成したことを示している。Original ファントム 1 では、高さ 70 では人体組織の特徴が、高さ 140 では血管の特徴が、高さ 210 では腫瘍の特徴が、それぞれ配置されており、3つのトモシンセシス画像では、他の高さの特徴を避けて、強調したい特徴が正しく表示されているのが分かる。

## 第 4 章 トモシンセシス画像と単純 X 線画像および X 線 CT 画像との比較

この章では、トモシンセシス画像と単純 X 線画像および X 線 CT 画像との比較について記述する。まず、単純 X 線画像との比較を行い、次いで X 線 CT 画像との比較を行う。その後、X 線 CT をトモシンセシスと同条件で行った場合についてシミュレーションし、画質と被ばく量について比較を行い、その結果について記述する。

### 4.1 節 単純 X 線画像との比較

この節では、単純 X 線画像とトモシンセシス画像の比較について記述する。Shepp-Logan ファントムにおける単純 X 線画像とトモシンセシス画像を比較すると、ほとんど差がないことを図 4.1 で示す。このトモシンセシス画像は、Shepp-Logan ファントムの高さ 128 を強調した断層面を生成している。単純 X 線画像には微妙に波紋のようなノイズが見受けられるが、画質にはほとんど影響がないレベルである。

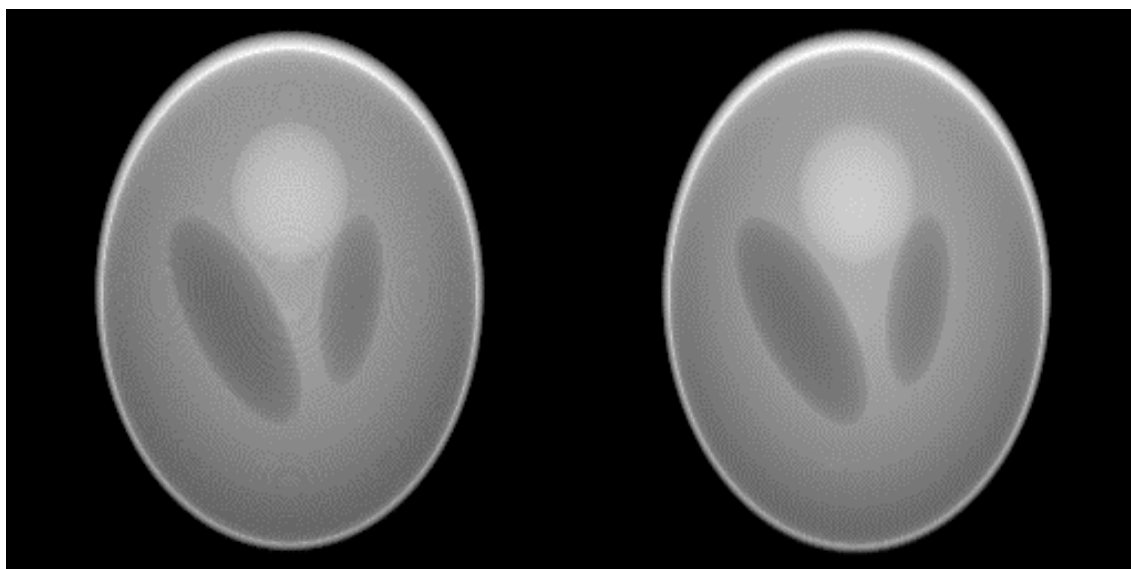


図 4.1 Shepp-Logan ファントムに対する単純 X 線画像(左)とトモシンセシス画像(右)

Original ファントム 1 での単純 X 線画像と、トモシンセシス画像の比較を図 4.2 に示す。ここで、トモシンセシス画像が強調する断層画像の高さは 128 である。両者には明らかな差がある。

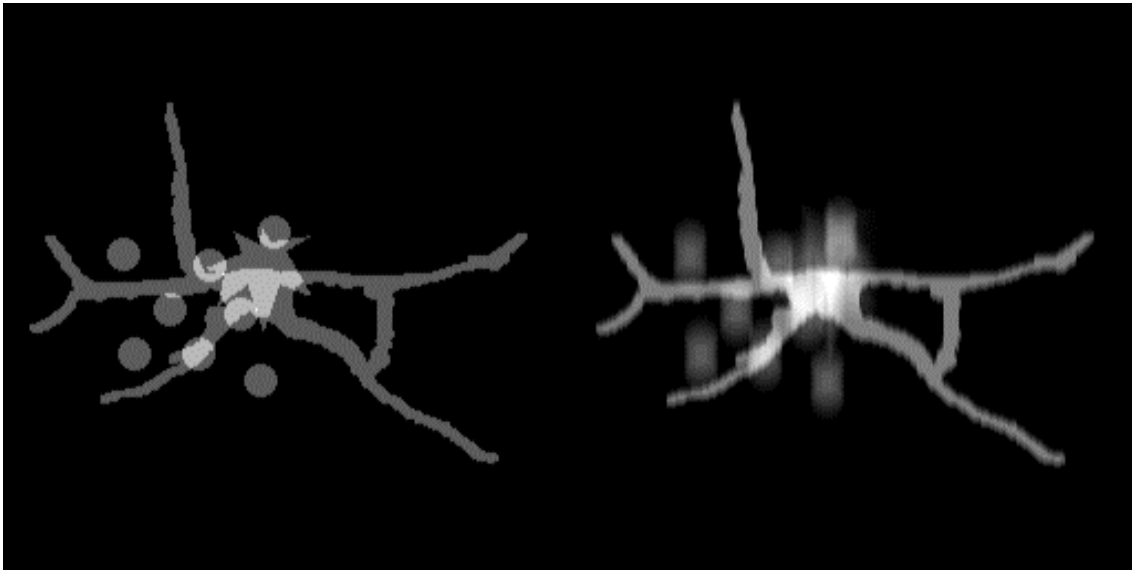


図 4.2 Original ファントム 1 に対する単純 X 線画像(左)とトモシンセシス画像(右)

単純 X 線画像は 3 つの特徴が重なっているため、観察が難しくなっている。一方トモシンセシス画像は、血管自体の若干のボケと、他の特徴の大きなボケが重なってはいるが、血管部分が比較的鮮明に強調されており観察しやすくなっている。血管部分の高さは実際には 140 である。この断面で再構成したトモシンセシス画像を図 4.3 に示す。

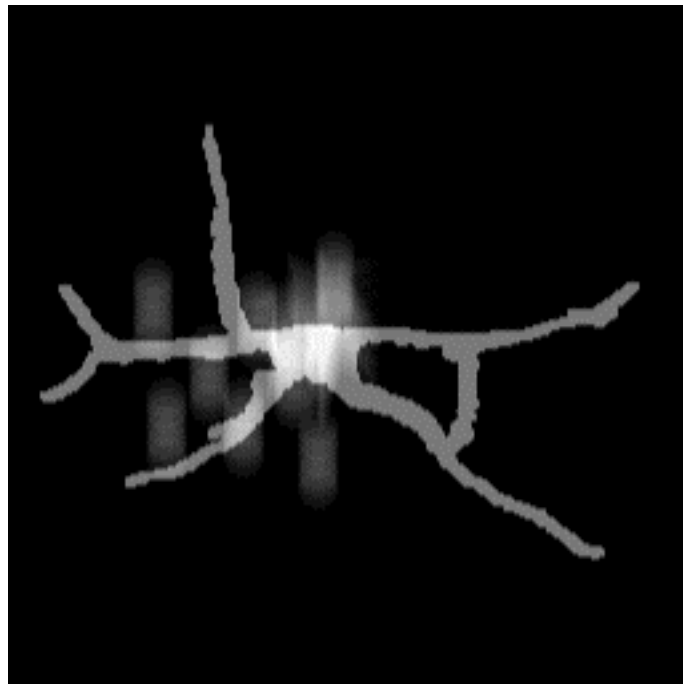


図 4.3 Original ファントム 1 に対して血管の特徴を強調したトモシンセシス画像



図 4.2 右のトモシンセシス画像と比較して、さらに血管の特徴にピントが合っている。図 4.2 左の単純 X 線画像と比較すると、他の特徴を避けて血管部分を強調できているのが分かる。

#### 4.2 節 X 線 CT 画像との比較

この節では、X 線 CT 画像とトモシンセシス画像の比較について記述する。Shepp-Logan ファントムにおける X 線 CT 画像と、トモシンセシス画像の比較を図 4.4 で示す。X 線 CT 画像は高さ 128 で切り取った画像であり、トモシンセシス画像は高さ 128 を強調する画像である。

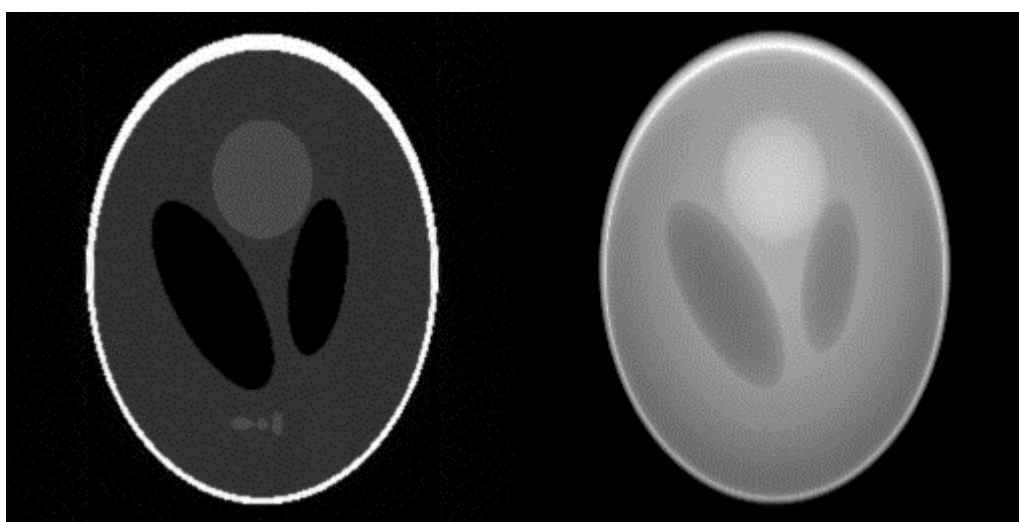


図 4.4 Shepp-Logan ファントムに対する X 線 CT 画像(左)とトモシンセシス画像(右)

X 線 CT で再構成したボクセルデータを切り取った断層画像と、トモシンセシスで生成した断層画像を比較すると、X 線 CT 画像が高画質であるといえる。特に、中央下部の 3 つの小楕円は、X 線 CT 画像でははっきり観察できるが、トモシンセシス画像では観察できない。これは特徴が小さいことと、実際は楕円球であり、高さ方向に厚みがあるために、トモシンセシス画像ではボケてしまっていると考えられる。ただし、X 線 CT はトモシンセシスより多くの角度で X 線を投影していることには留意する必要がある。

##### 4.2.1 制限角度投影 X 線 CT

この節では、X 線 CT において投影角度が制限された場合について記述する。X 線 CT 画像はトモシンセシス画像に比べて、基本的には高画質である。ただし、X 線 CT は X 線の投影角度がトモシンセシスより多く、被ばく量の多さは看過できるものではない。そこで、トモシンセシスと同等の被ばく量、すなわち同じ投影枚数で再構成を行った場合、X 線 CT 画像がどのように変化するかをシミュレーションする。このように、X 線の投影角度が制

限されることを、制限角度投影 X 線 CT と呼ぶ。

シミュレーションプログラムでの制限角度投影 X 線 CT は、第 3.4 節で記述した X 線 CT 画像を生成するプログラムで使用した、radon 関数と iradon 関数の theta の値を変更することで容易に行える。theta は範囲を持たせることができるため、(4.5)式のように記述することで、X 線の投影角度を変更することができる。

$$theta = 45:134 \dots (4.5)$$

(4.5)式のように記述し theta を radon 関数と iradon 関数に与えると、X 線の投影角度を 45° から 134° の 90 角度で行う X 線 CT をシミュレーションすることができる。また、(4.6)式のように記述することで、一定間隔で飛び飛びに X 線を投影することもできる。

$$theta = 0:9:179 \dots (4.6)$$

(4.6)式のように記述すると、theta は 0° から 179° の間を、9° 間隔で 0°、9°、18°、…、153°、162°、171° と X 線を投影する。

制限角度投影 X 線 CT のシミュレーションを行う。表 4.1 で示す、各投影角度の具体的な再構成断層画像を図 4.7 に示す。

表 4.1 図 4.7 の各再構成画像の投影角度

①	0° から 179°、180 角度
②	15° から 164°、150 角度
③	30° から 149°、120 角度
④	45° から 134°、90 角度
⑤	60° から 119°、60 角度
⑥	75° から 104°、30 角度

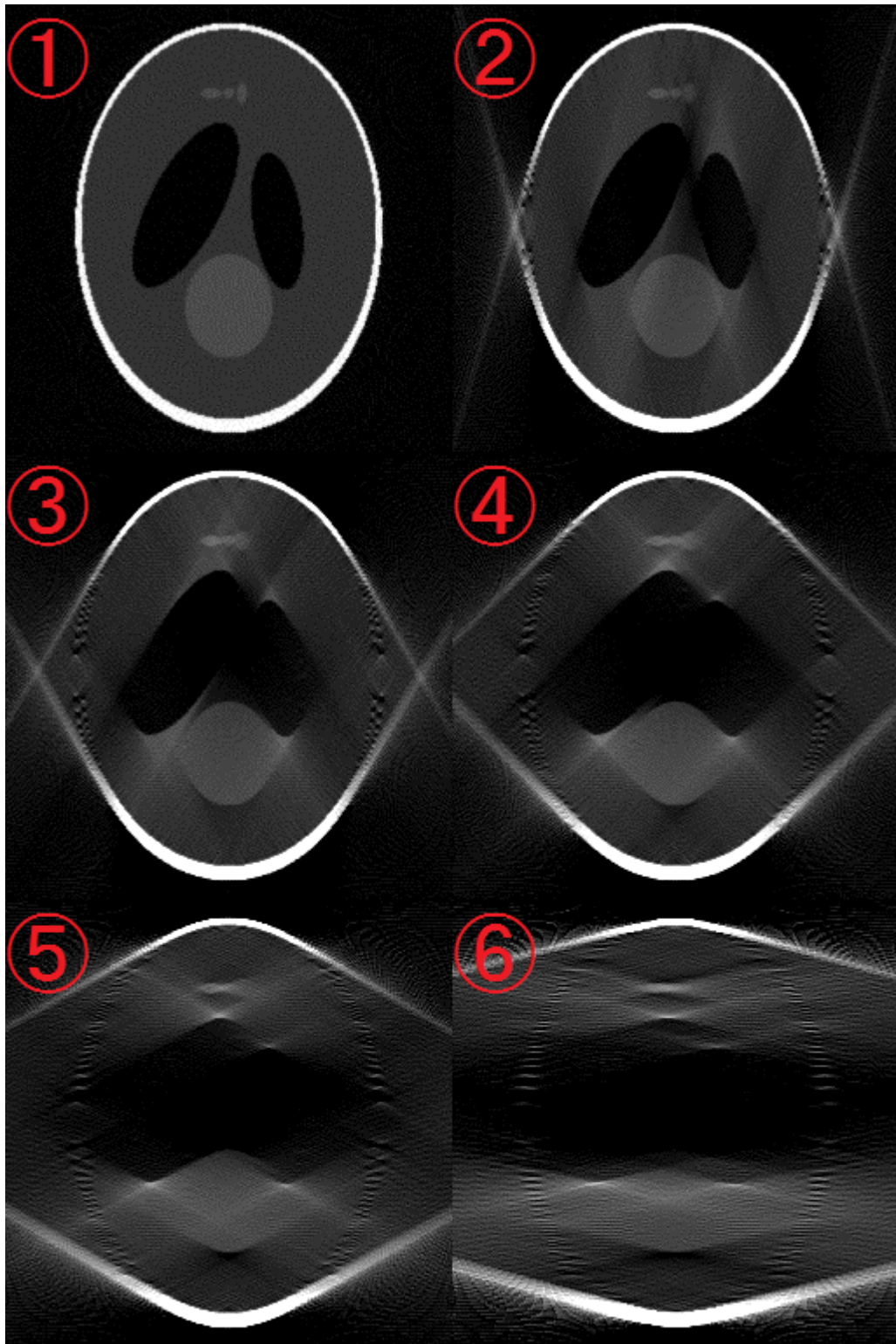


図 4.7 制限投影角度時の X 線 CT 画像

図 4.7 を見ると明らかであるが、X 線の投影角度が少なくなるに従い、①の X 線 CT 画像とかけ離れたものになっている。概ね、投影角度数が  $100^\circ$  を下回ると、再構成像が著しく

劣化する。本研究でのトモシンセシス画像は、 $80^{\circ}$  から  $99^{\circ}$  の  $20^{\circ}$  分の投影角度から生成している。同一条件で生成した X 線 CT 画像とトモシンセシス画像を図 4.8 に示す。

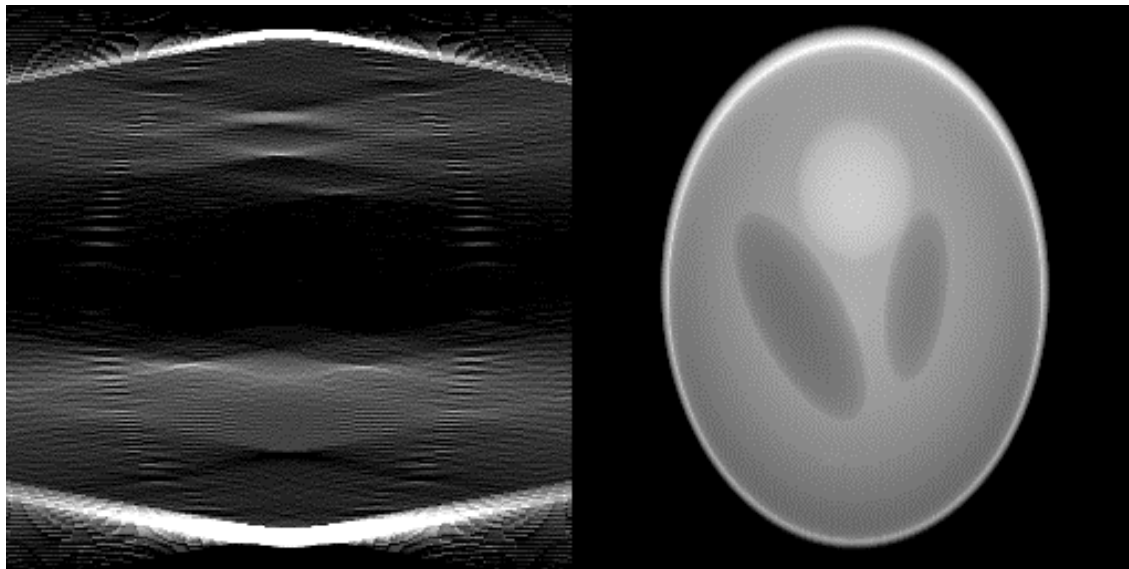


図 4.8  $80^{\circ}$  から  $100^{\circ}$  での X 線 CT 画像(左)とトモシンセシス画像(右)

図 4.8 は、完全にトモシンセシスと同様の X 線の投影を行っている。このシミュレーションとは別に、 $0^{\circ}$  から  $179^{\circ}$  間を均等な間隔で  $20^{\circ}$  分投影した場合の X 線 CT 画像とトモシンセシス画像の比較を、図 4.9 に示す。X 線 CT 画像において、投影枚数が少ないことによるアーチファクトが顕著で、また注目した小楕円の視認が難しくなった。

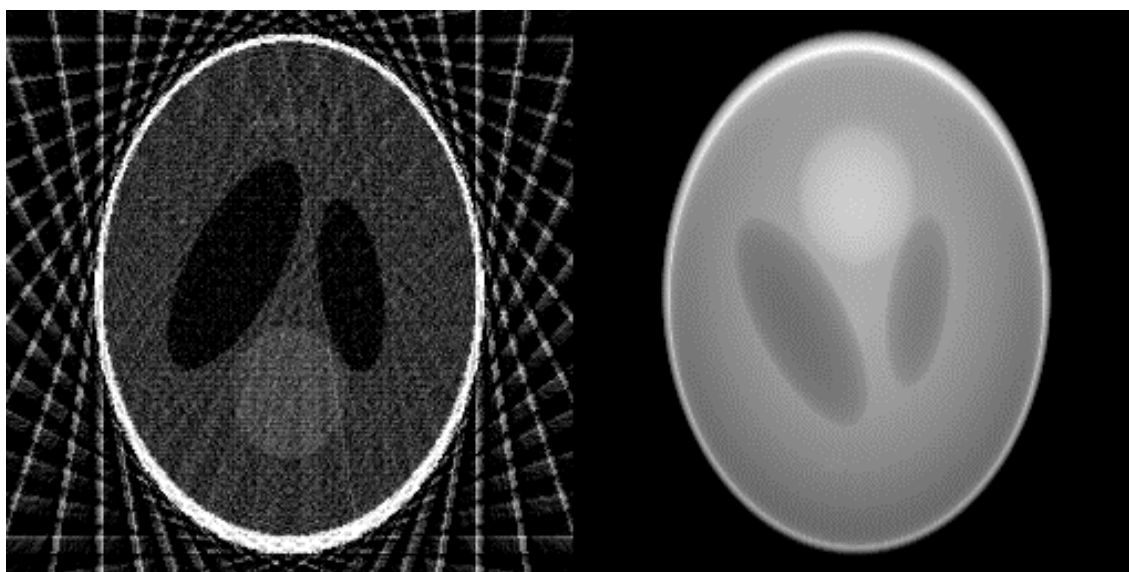


図 4.9  $0^{\circ}$  から  $179^{\circ}$  間を均等な間隔で  $20^{\circ}$  分投影した X 線 CT 画像(左)と、トモシンセシス画像(右)

図 4.8 や図 4.9 より、投影角度が少ない場合、トモシンセシス画像のほうが高画質であるといえる。図 4.9 では X 線 CT 画像もある程度再構成できていると言えるが、現実的に考えた場合、投影角度の範囲が少なく済むことは被ばく量を少なく抑えることや、撮影機材や被写体の制限が少なく済むことに繋がる。図 4.10 で示す通り、X 線 CT の撮影機材は、身体の周囲を覆い、X 線源が 360° 回転しながら撮影するため、被写体の状況を限定してしまうデメリットがある。



図 4.10 X 線 CT 撮影装置の例 : Aquilion ONE(東芝メディカルシステムズ)  
<http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/products/ct/index.html>

X 線 CT の撮影機材は図 4.10 のように非常に大掛かりなものであるが、トモシンセシスの撮影機材はそれに比べると融通の効く構成になっている。トモシンセシスの撮影機材の一例を図 4.11 に示す。



図 4.11 トモシンセシス撮影装置の例：Discovery XR656(GE ヘルスケア)

[http://www3.gehealthcare.co.jp/ja-JP/Products/Categories/Diagnostics\\_Xray/Discovery\\_XR656#tabs/tab48D20C2AA78A4DE885878B05581DD0B8](http://www3.gehealthcare.co.jp/ja-JP/Products/Categories/Diagnostics_Xray/Discovery_XR656#tabs/tab48D20C2AA78A4DE885878B05581DD0B8)

#### 4.3 節 被ばく量の比較

この節では、各撮影方法における被ばく量の違いについて記述する。1つの投影面を生成する際の被ばく量を1単位とした場合、被ばく量の違いは表 4.2 となる。

表 4.2 本研究における被ばく量の違い

撮影方法	被ばく量
単純 X 線撮影	1 単位
X 線 CT	1 単位×撮影した角度の数
トモシンセシス	1 単位×撮影した角度の数

単純 X 線撮影は、1つの投影面を生成するだけなので、被ばく量は1単位である。X 線 CTは、基本的に $0^{\circ}$  から $179^{\circ}$  の投影を行うので、被ばく量は180単位である。トモシンセシスは、一般的なトモシンセシス装置では、 $\pm 7.5^{\circ}$  の範囲を15回投影するので、被ばく量は15単位である。本研究のシミュレーションでは、トモシンセシスは $80^{\circ}$  から $99^{\circ}$  の20単位、X 線 CTは $0^{\circ}$  から $179^{\circ}$  の180単位の投影を行っており、その差は9倍となっている。実際のトモシンセシスとX 線 CTの被ばく量の差は概ね10倍程度とされている。X 線 CTは投影する角度が減ると、再構成への影響が大きいため、被ばく量を減らすことは難しい。また別の問題として、X 線 CTは $0^{\circ}$  から $179^{\circ}$  と広い範囲で投影を行うため、被ばくする領域が広い点がある。単純 X 線撮影とトモシンセシスは投影角度範囲が小さく、センサ側の部位はX 線源側の人体によって減衰されたX 線が通過するため、その部位だけ

見ると被ばく量はかなり減らすことができる。これもトモシンセシスのメリットであるといえ、重要な器官に対しては、反対側から X 線を投影することでその器官の被ばく量を減らすといったことが可能である。表 4.3 はその具体的なデータの例である。

表 4.3 副鼻腔におけるトモシンセ시스と CT の線量比較  
([2]、p.7、表 1 を利用)

部位	トモシンセ시스 測定値[ $\mu$ Gy]	MDCT 測定値[ $\mu$ Gy]	比 MDCT / トモシンセ시스
額部中央	60.9	21815.3	358.2
右水晶体	116.3	34309.7	295.0
眉間	70.2	33106.3	471.6
左水晶体	106.9	30681.7	287.0
左耳介部	486.7	13311.7	27.4
後頭部	5737.8	6200.7	1.1
右耳介部	533.9	27838.3	52.1
鼻部	70.3	17865.0	254.1

この例では後頭部側から X 線を照射しているため、後頭部に近い部位においては、トモシンセ시스と X 線 CT の被ばく量はあまり変わらない。一方、反対側の眉間においては、後頭部で減衰した X 線が通過することになるので、測定値が少なくなっている。後頭部と眉間では、476 倍もの被ばく量の差がある。平均すると約 220 倍の被ばく量となっている。

#### 4.4 節 比較の考察

この節では、トモシンセ시스画像と単純 X 線画像および X 線 CT 画像の比較の考察について記述する。まず、単純 X 線画像に対しトモシンセ시스画像は、被写体の内部特徴の重なりを避ける事ができるメリットがある。この点は X 線 CT も同様であるが、X 線 CT と比較してトモシンセシスは投影角度が少なく、よ分、簡便、迅速、低被ばく、低コストおよび撮影機材の形状により、任意の体位で検査ができるメリットがある。特に整形外科では、立位により関節に体重の荷重がある状態での観察が可能となっている。ただし、画質自体は十分な投影角度からの投影データがあれば、X 線 CT 画像のほうが高画質ではある。したがって、用途によって撮影方法を使い分けるのがよいと考えられる。

## 第 5 章 トモシンセシス画像の高画質化

この章では、トモシンセシス画像の高画質化について記述する。まず、被写体の構造によるトモシンセシス画像の違いについて考察する。次いでトモシンセシス画像の高画質化に関する 2 つの提案手法をシミュレーションし、その結果を示す。

### 5.1 節 被写体の構造によるトモシンセシス画像の違い

この節では、被写体の構造によるトモシンセシス画像の違いについて記述する。トモシンセシスは、X 線の投影角度が X 線 CT に比べて少ない撮影方法である。そのためトモシンセシスは、被写体の構造によっては明確な断層画像を生成できない場合がある。

トモシンセシスが、明確な断層画像を生成できない要因は次の 2 つが考えられる。第一は、被写体の内部特徴に厚みがあるために生じるボケである。第二は、単純 X 線画像を基準面に再投影する際に生じる、伸びによるボケである。トモシンセシスは基本的に X 線の投影角度の範囲を大きく取ることはないので、第二の影響は軽微である。第一の要因がトモシンセシス画像に悪影響をもたらすと考えられる。シミュレーションとして、被写体の内部特徴の厚みの有無について、それぞれが顕著な場合でのトモシンセシスを行い、生成したトモシンセシス画像を比較し、この問題について検討する。

被写体の内部特徴に厚みのない場合のシミュレーションとして、**Original** ファントム 1 を使用したトモシンセシスを行う。どの高さでも同様であることを示すため、3 つの特徴それぞれを強調するトモシンセシス画像を生成した。その結果を図 5.1 に示す。



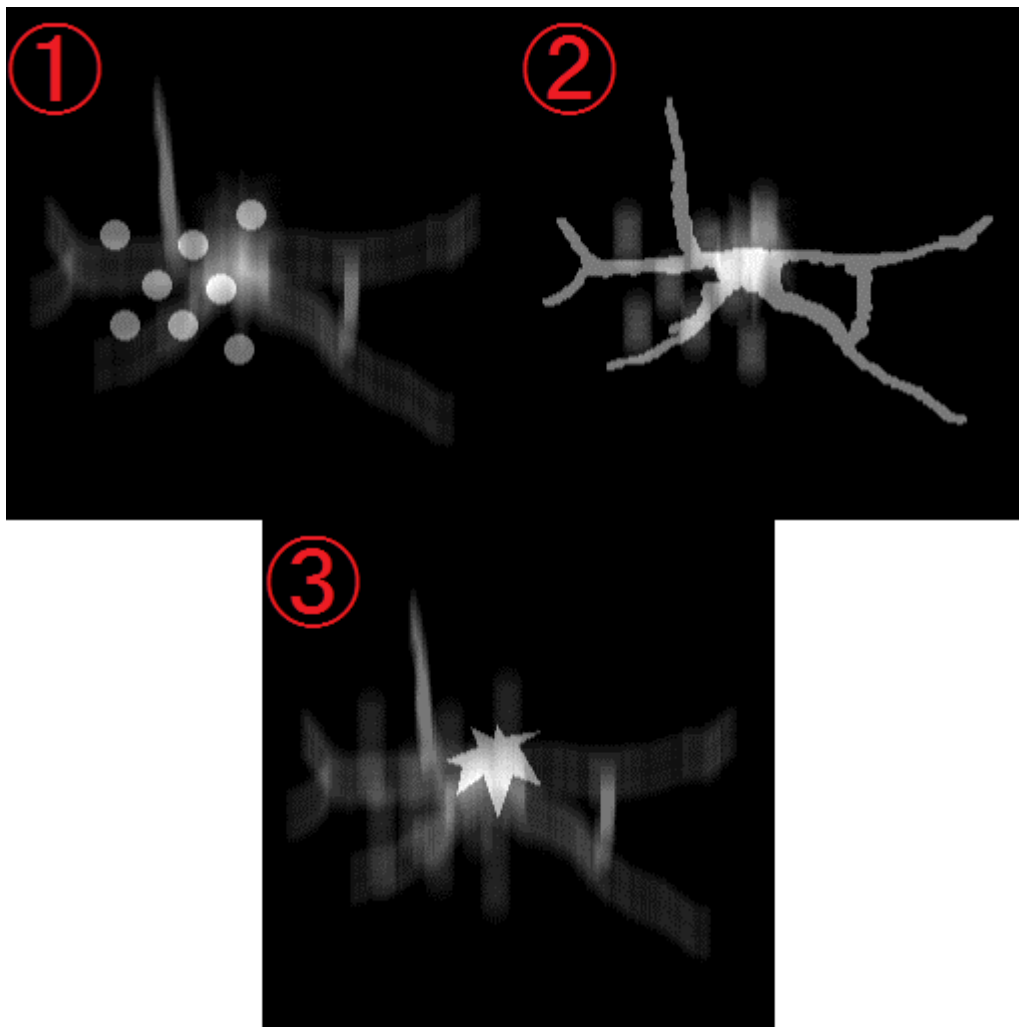


図 5.1 Original ファントム 1 に対して、3つの特徴を強調したトモシンセシス画像

図 5.1 では、3つの特徴がボケずに描画されているのが分かる。

被写体の内部特徴に厚みのある場合のシミュレーションとして、Original ファントム 2 を使用したトモシンセシスを行う。条件は上のシミュレーションと同様である。その結果を図 5.2 で示す。

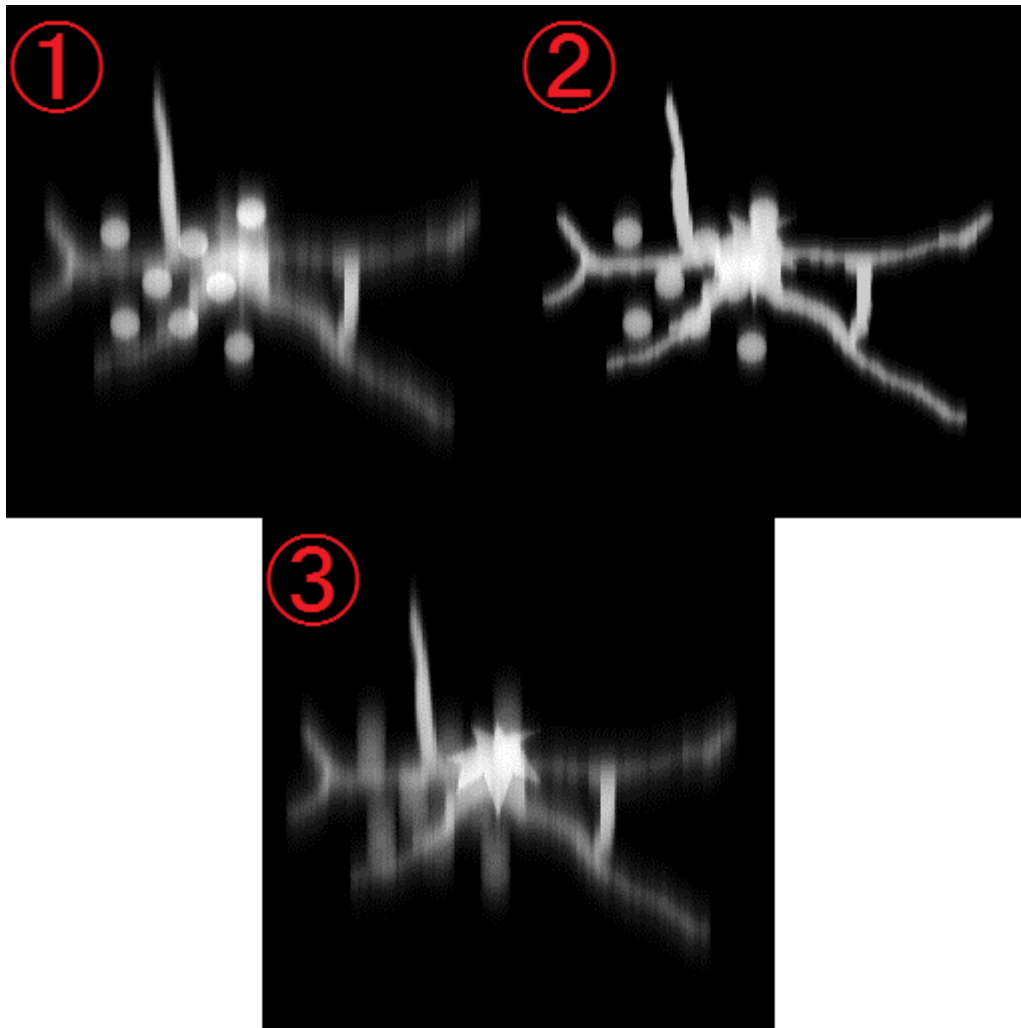


図 5.2 Original ファントム 2 に対して、3 つの特徴を強調したトモシンセシス画像

図 5.2 では、3 つの特徴の全てが上下にボケて画像化されていることが分かる。

比較のため、図 5.1 と図 5.2 のそれぞれの画像を横に並べた結果を図 5.3 に示す。

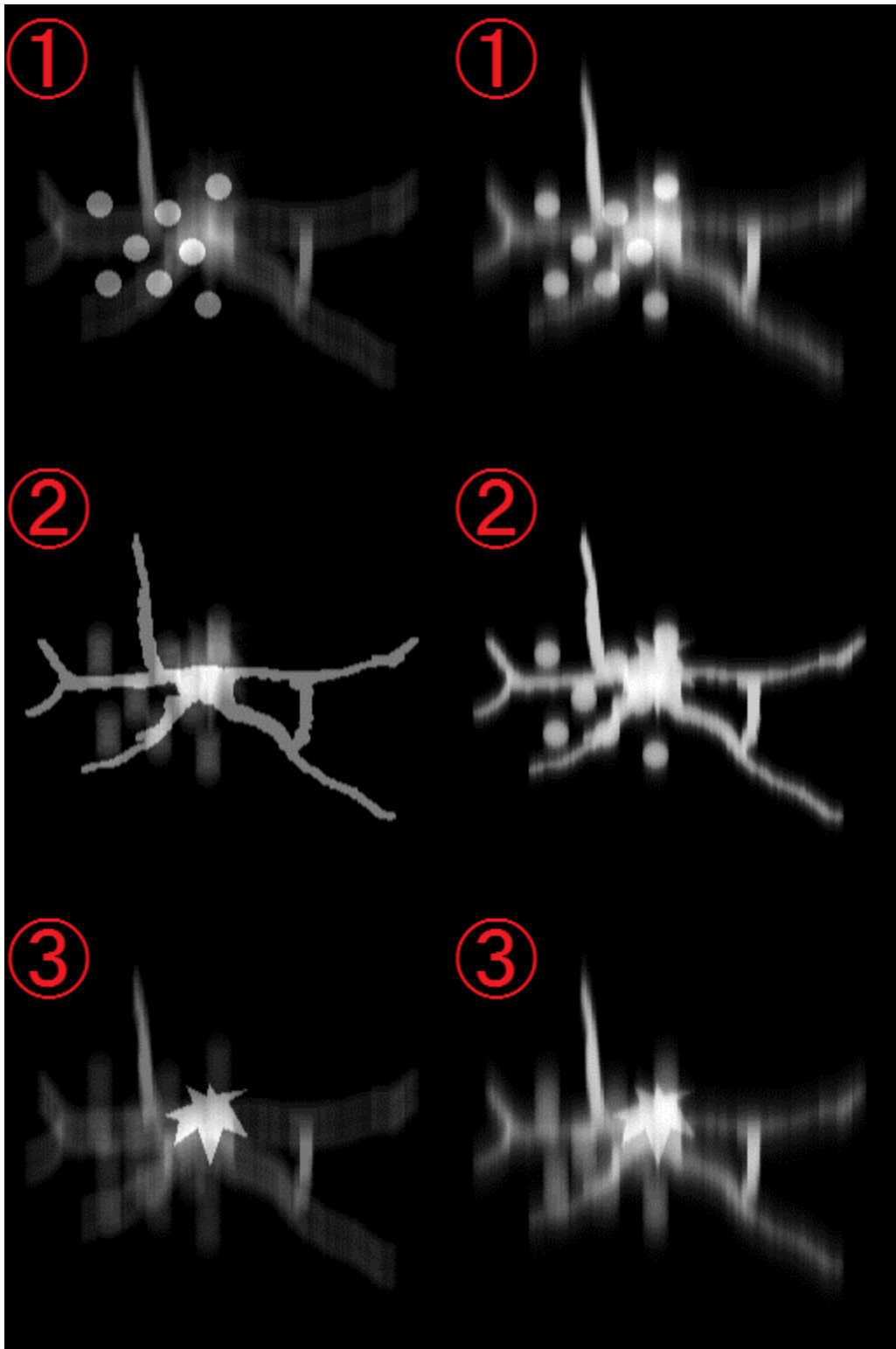


図 5.3 Original ファントム 1 (左列)・Original ファントム 2 (右列)に対する、  
高さ 70(①)・140(②)・210(③)でのトモシンセシス画像の比較

左列の3つの画像に比べ、右列の3つの画像はそれぞれ上下にボケているのが分かる。また、強調されない他の特徴が強く投影されているのも分かる。被写体の内部特徴の厚みの有無が、トモシンセシス画像の明瞭さに影響を及ぼしている。従って、トモシンセシスは、内部特徴の薄い被写体に対して効果的だと言える。

## 5.2 節 撮影方法の改善

この節では、撮影方法の改善について記述する。2つの提案手法として、第一に X 線源の軌道を複数取る手法を検討する。第二に X 線源の走査範囲を限定する手法を検討する。

### 5.2.1 X 線源の軌道を複数取る手法

この節では、X 線源の軌道を複数取る手法について記述する。トモシンセシス画像は、X 線源の軌道方向に伸びるボケが生じる。その理由を示すため、図 5.4 に、Original ファントム 2 に三種類の投影角度で生成した単純 X 線画像を示す。

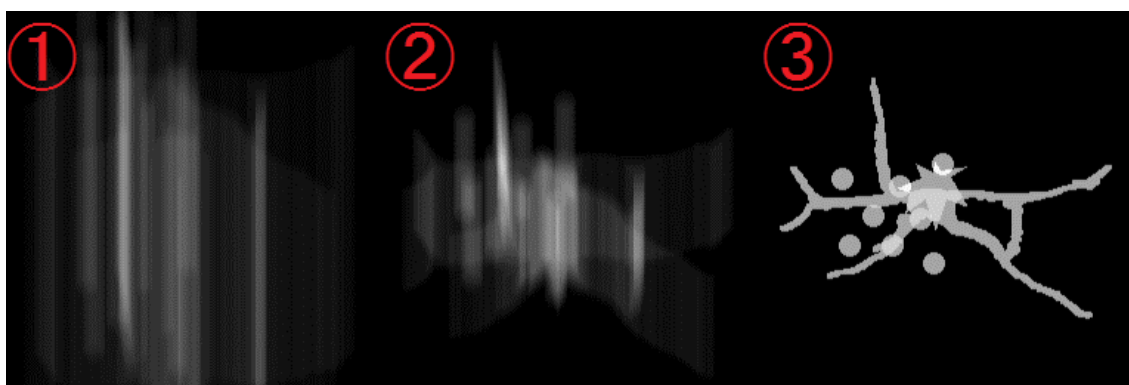


図 5.4 Original ファントム 2 に対する 30° (①)と 60° (②)と 90° (③)での単純 X 線画像

図 5.4 の①図を見ると分かるが、X 線の投影角度を水平方向に近づくに従い、X 線源の軌道方向のボケが大きくなる。同一方向にボケがある単純 X 線画像を用いて、トモシンセシス画像を生成すると、ボケも強調されてしまう。このことから、トモシンセシス画像を生成する際に用いる単純 X 線画像のそれぞれのボケを別方向に分散させると、重ね合わせた時のボケが軽減できると考えられる。ボケを別方向に分散させるには、単純 X 線画像を生成する際に、X 線源の軌道を別方向にすることで可能である。X 線源の軌道を複数取るイメージを、図 5.5 に示す。

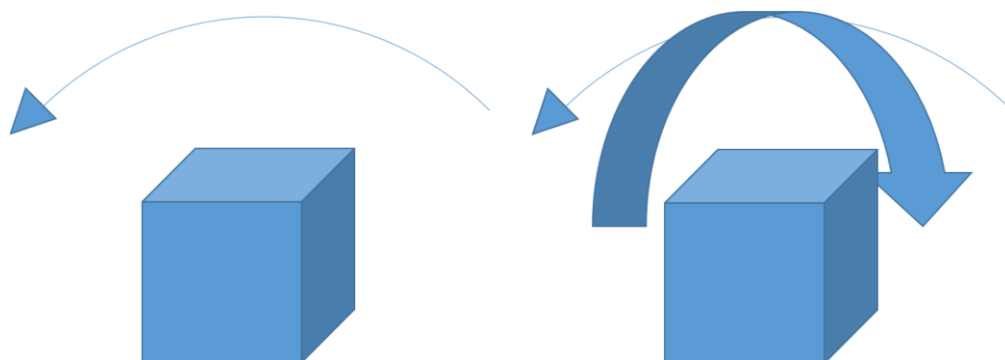


図 5.5 X 線源の軌道を複数取るイメージ図、  
X 線源の軌道が一方向の場合(左)、X 線源の軌道が二方向の場合(右)

図 5.5 は、本研究における X 線源の軌道方向を示している。一方向の場合、図 5.5 左図に示すように、右側から左側へ X 線源は移動する。二方向の場合、図 5.5 右図が示すように、右側から左側への軌道に、手前側から奥側への軌道が追加される。

本研究では図 5.5 が示すように、X 線源の軌道方向を  $90^\circ$  回転させ、直角方向からの投影画像を併用することを提案する。2 方向から走査した単純 X 線画像を用いて、トモシンセシス画像を生成する。シミュレーションプログラム上では、3 次元ファントムを  $90^\circ$  回転させ X 線の投影を行うことで、別方向からの X 線の投影を実装した。X 線源の軌道が一方向の場合と、二方向の場合のトモシンセシス画像を、図 5.6 に示す。図 5.6 は、Original ファントム 2 において、高さ 210 すなわち腫瘍を想定した特徴にピントが合うように設定している。

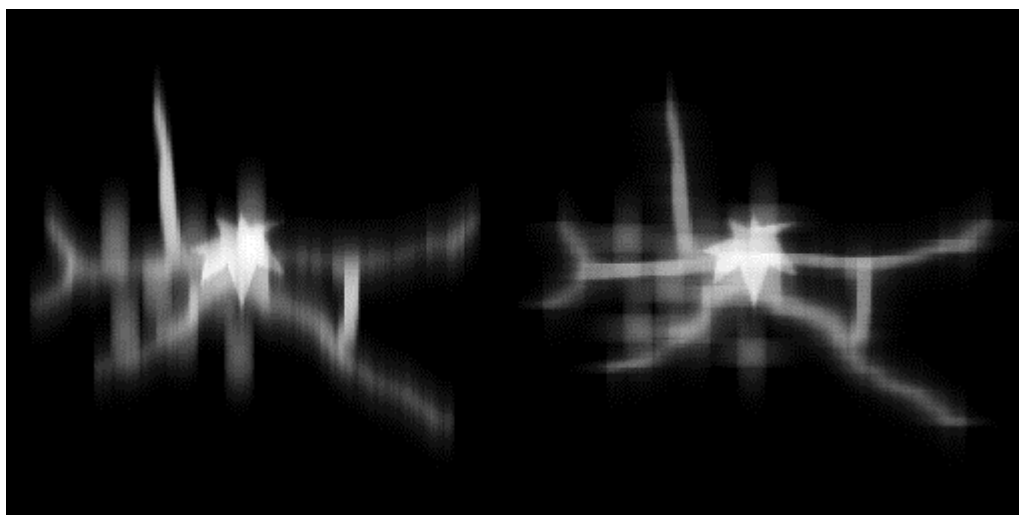


図 5.6 Origilan ファントム 2 における、  
X 線源の軌道が一方向のトモシンセシス画像(左)と  
X 線源の軌道が二方向のトモシンセシス画像(右)

図 5.6 のトモシンセシス画像は、いずれも  $80^\circ$  から  $100^\circ$  の角度から投影した単純 X 線画像から生成しているが、生成に使用する枚数を同一にするため、右図のトモシンセシス画像は  $2^\circ$  間隔で X 線源を動かしている。従って、いずれも 21 枚の単純 X 線画像からトモシンセシス画像を生成している。図 5.6 左図に比べて図 5.6 右図は、伸びによるボケが上下と左右に分散できているのが分かる。

図 5.6 の 2 つの画像に対し、画像のエッジを検出することで、どちらがよりピントが合っているかを検証した。その結果を図 5.7 で示す。

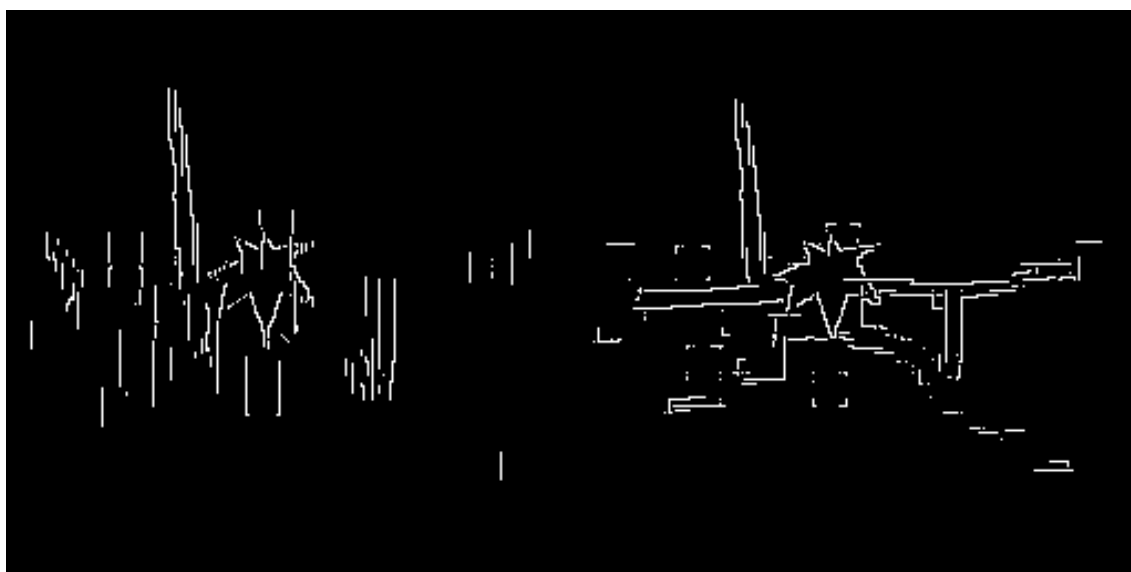


図 5.7 図 5.6 の 2 つのトモシンセシス画像のエッジを検出した画像  
X 線源の軌道が一方向のトモシンセシス画像のエッジ(左)と  
X 線源の軌道が二方向のトモシンセシス画像のエッジ(右)

エッジを検出する方法は、MATLAB に用意されている edge 関数を使用した。edge 関数は複数の検出法を使用することができるが、全ての検出法で X 線源の軌道が二方向のトモシンセシス画像のエッジが強く検出された。図 5.7 は複数の検出法の中でも、最も結果がよく現れたロバーツ法を使用している。ロバーツ法は、微分係数にロバーツ近似値を使用してエッジを検出する。

図 5.7 の 2 つの図を比較すると、左図に比べ右図の腫瘍部分のエッジの方が途切れずに検出されているのが分かる。左図のエッジは水平方向に近い輪郭が途切れているが、右図は水平方向の輪郭も検出できている。右図がより腫瘍部分を明瞭に描画できており、X 線源を複数取る手法でトモシンセシス画像の高画質化に成功したと考えられる。

#### 4.2.2.X 線の走査範囲を限定する手法

この節では、X 線の走査範囲を限定する手法について記述する。本研究のシミュレーショ

ンにおいて、Shepp-Logan ファントムの場合、X 線の走査範囲は頭蓋骨や、頭蓋骨の外側も含まれている。この被写体の場合、外側に X 線減衰率が高い内部構造であることが自明なので、あえてこれらまで X 線を走査させる必要はない。X 線の走査範囲を、頭蓋骨より内側のみにするだけで、X 線減衰率が高い部分や、余計な部分を可能な限り避けてトモシンセシスを行うことで、注目領域のコントラストをより見やすくしたトモシンセシス画像を生成できると予測した。X 線の走査範囲を限定する手法のイメージ図を、図 5.8 に示す。

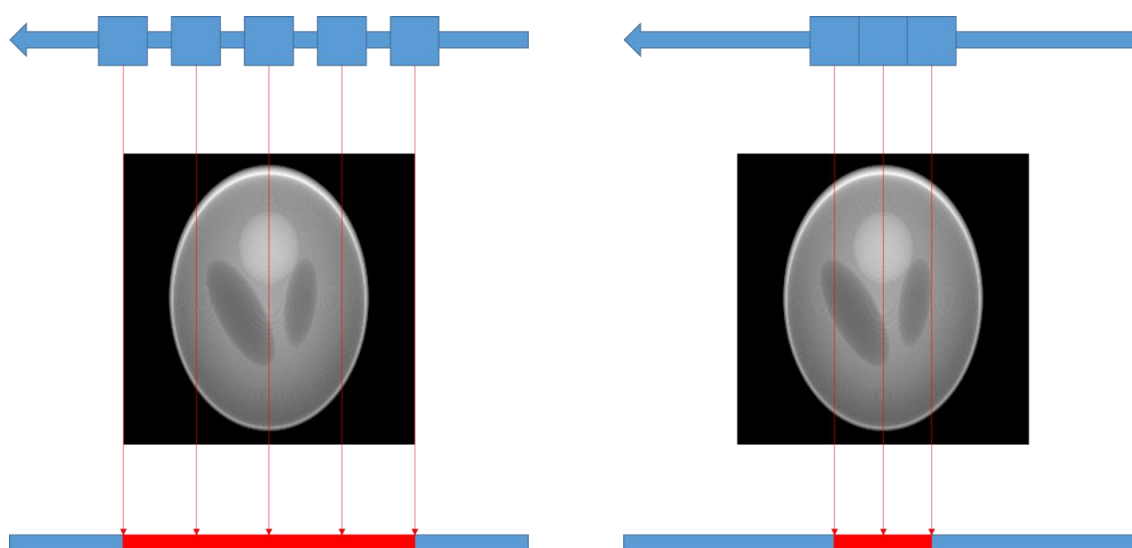


図 5.8 X 線の走査範囲を限定する手法のイメージ図、  
X 線の走査範囲・広(左)、X 線の走査範囲・狭(右)

図 5.8 において、右図で生成されるトモシンセシス画像は、外側にある頭蓋骨や組織の影響を無視できる。また、必要以上に X 線を走査させないことにより、被ばく量の軽減にも期待できると考えた。

トモシンセシス画像の生成プログラムでは、予め X 線の走査範囲を指定できるように作成している。表 3.2 の行と列の変数の値を修正するだけで、X 線の走査範囲を限定したトモシンセシス画像の生成が可能となっている。ただし、高さ方向には X 線の走査範囲は制限できない。そのため、z 軸方向における頭蓋骨部分は無視することはできない。図 5.8 でも、上下の頭蓋骨の一部には X 線が走査されていることが分かる。本研究では、このように図 5.9 に示す小楕円の領域を走査することによって、特徴が強調できる可能性を検証する。

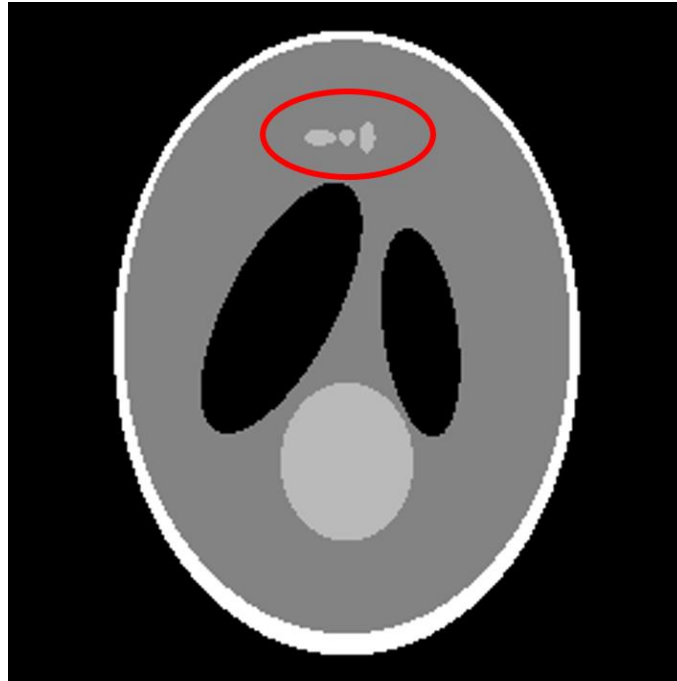


図 5.9 Shepp-Logan ファントム上での X 線の走査範囲、赤丸で囲まれた領域を、高さ方向に X 線を走査する

図 5.9 の赤丸で囲まれた領域には、3つの楕円が描画されている。3次元ファントムとしては、3つの楕円球として、高さ方向に厚みを持った特徴である。第 3.4 節での、X 線 CT 画像とトモシンセシス画像の比較でも記述したが、通常のとモシンセシス画像では、3つの楕円球の存在する高さを強調しても、ボケによってこれらを観察することができなかった。提案手法により、3つの楕円球部分に何らかの改善が見られれば、提案手法が正しいと考えることができる。

提案手法で生成したとモシンセシス画像と通常手法で生成したとモシンセシス画像に対して、同一領域をトリミングした画像を図 5.10 に示す。

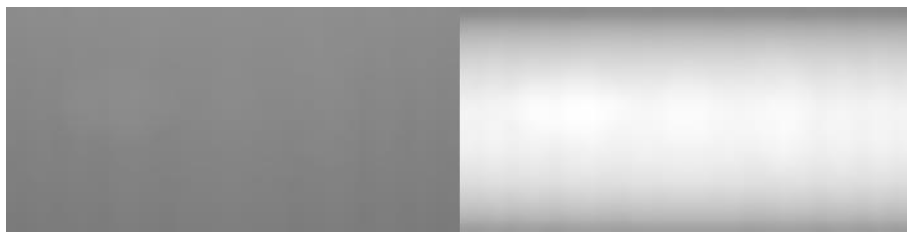


図 5.10 通常のとモシンセシス画像 (左) と提案手法で生成したとモシンセシス画像(右)

図 5.10 では、どちらの画像も楕円球を確認することが困難である。3つの楕円球を確認するため、これらの画像にヒストグラムの調整を加えて階調を修正した画像を図 5.11 に示す。



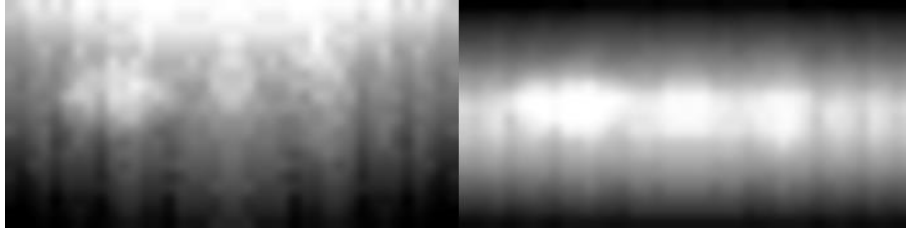


図 5.11 図 5.10 に階調補正を加えた図

通常のとモシンセシス画像(左)と提案手法で生成したとモシンセシス画像(右)

図 5.11 では、どちらの画像も 3 つの楕円球らしき特徴が描画されていることが分かるが、通常のとモシンセシス画像と比較して、提案手法で生成したとモシンセシス画像が明瞭になったとは言えない。

ただし、本研究では考慮されなかったコンプトン散乱を考慮した時、X 線を受け取る検出器の幅を狭めた場合、コンプトン散乱で散った X 線の影響が少なくなることが期待できるため、画質改善に期待ができる。

## 第 6 章 結論

3 種類の医用 X 線画像である単純 X 線撮影と X 線 CT とトモシンセシスについて、被ばく量や画質、問題点について研究した。特に X 線 CT は投影角度の減少による影響が大きく、トモシンセシスはそのことが問題にならない点が大きなメリットとなっていた。

トモシンセシスの高画質化について検討した。X 線源の軌道を複数取る手法によって、一定方向に大きく伸びてしまうボケを、複数方向に分散させることができた。またエッジ検出により、強調したい高さの特徴をより明瞭にできることを確認した。X 線の走査範囲を限定する手法では、残念ながら明確な高画質化には成功しなかった。コンプトン散乱を考慮した場合のプログラムを作成し検討する必要がある。

トモシンセシスの高画質化手法として FBP 法が実用化されている。また、最近では逐次近似法が研究されている。今回の研究では、これらについて検討することができなかった。これについては、今後の課題である。

## 謝辞

本研究の遂行にあたり、3 年の間の中の短期間ながら、粘り強く懇切丁寧に指導して下さった蚊野浩教授に深く感謝致します。また、時に励まし合い、時に楽しく気分転換に付き合ってくれた蚊野研究室の他の皆様にも感謝致します。最後に、1 年間余分に大学に通わせ金銭面や生活面で援助し、修士研究完了の機会を与えて下さった家族に、深く感謝致します。

## 参考文献

- [1] 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志, 「医用画像ハンドブック」, オーム社(2010 年)
- [2] 「インナービジョン第 28 巻第 12 号」, 株式会社インナービジョン(2012 年)
- [3] デジタル画像処理編集委員会, 「デジタル画像処理」, CG-ARTS 協会(2004 年)

## 付録

本研究で作成した主なプログラム

プログラム名	プログラム内容
gen_roentgen.m	3次元ファントムから、1つの角度での単純X線画像を生成するプログラム。生成物は1枚の単純X線画像
gen_ct.m	3次元ファントムから、FBP法で3次元再構成を行うプログラム。生成物は3次元再構成されたボクセルデータ。ボクセルデータから、任意の断面のX線CT画像を取り出すことができる。
gen_tomo.m	3次元ファントムから、トモシンセシス画像を生成するプログラム。生成物は全ての高さで強調したトモシンセシス画像を生成し、それを並べたボクセルデータ。ボクセルデータから、任意の高さ断面のトモシンセシス画像を取り出すことができる。
gen_tomos.m	3次元ファントムから、X線源の軌道を複数取る手法で、トモシンセシス画像を生成するプログラム。生成物は全ての高さで強調したトモシンセシス画像を生成し、それを並べたボクセルデータ。ボクセルデータから、任意の高さ断面のトモシンセシス画像を取り出すことができる。