

断層画像再構成のための統合シミュレーションシステムの開発

小林 哲哉[†] ラシド イサム[†] 王 朕[†]

Development of an integrated simulation system for tomographic image reconstruction

Tetsuya KOBAYASHI[†], Essam A. RASHED[†], and Zhen WANG[†]

あらまし 本研究では、X線CTやPET/SPECTといった医用画像診断装置で用いられる代表的な断層画像再構成アルゴリズムを実装したGUIベースの統合シミュレーションソフトウェアを開発し、新しい再構成手法を開発した際に必要となる既存手法との性能比較実験を簡便に行えるようにする。さらに、不完全投影データからの画像再構成や先験情報を利用した画像再構成といった特殊な測定環境における再構成シミュレーションも可能にし、情報の欠落または追加が画質にどのような影響を及ぼすかを検討できるようにする。

キーワード 断層画像再構成, 再構成シミュレーション, 透過型CT, 放射型CT

1. はじめに

1.1 医用分野におけるCT

X線CT(computed tomography), PET(positron emission tomography), SPECT(single photon emission computed tomography) はすべて放射線計測に基づき、生体内部の形態的・機能的な分布構造を「断層画像 (tomographic image)」として計測するイメージング技術であり、現代の医用画像診断には欠かせない検査技術である。X線CTは、生体に対し多方向から照射したX線に対する吸収率を測定し、その情報から生体組織の密度分布を画像化する技術である。一方、PET/SPECTは、特定の組織や受容体に対して親和性を有する生体分子を、放射性核種により標識して生体に投与し、体内から対になって放射される2本のガンマ線(光子)の同時計数率を測定し、その情報から生体分子の濃度分布を画像化する技術である。データの測定原理の違いから、X線CTは透過型CT(transmission CT, TCT), PET/SPECTは放射型CT(emission CT, ECT)と呼ばれる。臨床では、X線CTは形態異常を呈する疾患を主な撮影対象とするのに対し、PET/SPECTは機能異常を呈する疾患を撮影対象とする。形態画像と機能画像の例として、図

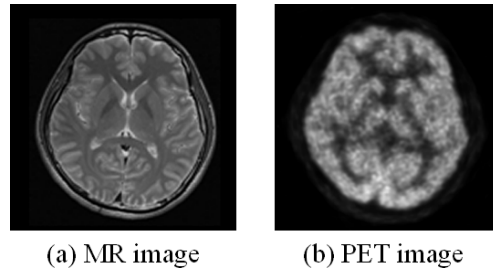


図1 脳の断層画像：(a)MRI画像, (b)PET画像

1に同一人物の脳のMR(magnetic resonance)画像とPET画像を示す。ここで示したPET画像はグルコース(糖)を放射性核種フッ素18で標識した化合物の分布画像であり、明るい(白い)画素ほど糖代謝が活発であることを示す。MR画像は水素分子の密度分布を示した形態画像である。図が示すように、PET/SPECT画像の解像度はCT/MR画像より大きく劣る。

レントゲン(X線写真)撮影装置も放射線を用いた画像診断装置のひとつであり、測定データははじめから人間の認識できる2次元の画像情報となっている。一方、TCTおよびECT(以下、単にCTと略す)では、投影データ(図2)と呼ばれる測定データを数学的な理論に基づいて適切に計算処理することによって、はじめて人間の認識できる画像情報となる。この測定データを画像情報に変換する計算処理は「投影からの画像再構成 (image reconstruction from projections)」と

[†] 筑波大学大学院システム情報工学研究科
Graduate School of Systems and Information Engineering,
University of Tsukuba

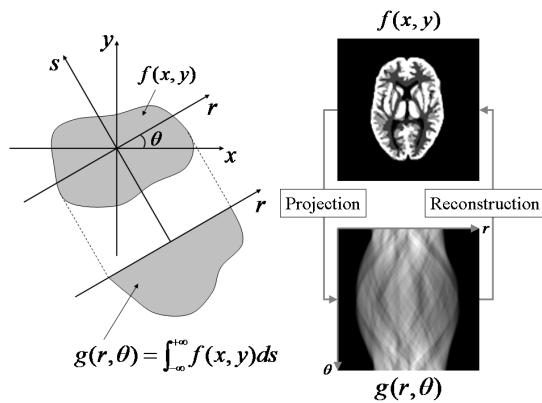


図2 物体と投影データ (2次元の場合)

呼ばれ、代表的な逆問題として知られている。

1.2 研究目的

CTの画像再構成手法や画像処理手法に関する研究は、X線CT装置の発明当初から今日に至るまで精力的に行われている。画像再構成手法の研究開発において、新しい手法を提案する場合、既存手法との性能比較は不可欠である。多くの場合、研究者は自分自身で既存手法を解析・プログラミングしてソフトウェアを作成し、または無料配布されている再構成シミュレーションソフトウェア（以下、再構成ソフトウェアと略す）を利用して、シミュレーション実験を行い、性能評価を行う。しかし、多くの既存手法を正しく実装することは非常に労力と時間のかかる作業であり、研究開発を円滑に行う上での障害になることが多い。他方、既存の再構成ソフトウェアは、実装されている手法が少ない[1]、MATLAB®上でしか動作しない[2]、コマンドラインベースのため使い勝手が良くない、等々の問題を抱えている。また、近年、不完全投影データからの画像再構成や先験情報を利用した画像再構成などの注目すべき再構成理論や再構成手法が多く発表されているが、そのような特殊な測定環境のシミュレーション実験が可能なソフトウェアはこれまでにない。また、CTの画像処理手法を開発する研究者は、自身で画像再構成のシミュレーション実験を行えば、様々な測定条件における再構成画像を多数生成することができるため研究に有用であるが、実際は限定された数の実画像を用いて研究を行う場合がほとんどである。

そこで本研究では、以下の目標を掲げ、新規にCT画像再構成のためのシミュレーションソフトウェア TO-MOSIM (tomographic simulator) の開発を行った。

- 代表的な再構成アルゴリズムをすべて収録する。
- 不完全投影データや先験情報の利用といった特殊（かつ重要）な測定環境の再構成シミュレーションを可能にする。
 - GUI (graphical user interface) による使いやすいソフトウェアにする。
 - 数値ファントム（模擬物体）の作成ツールを備える。

2. CT画像再構成法

本章ではCT画像再構成法の数学的な原理について簡単に説明する。まず、画像再構成手法は、

- (1) フーリエ解析に基づく解析的手法
- (2) 線型代数理論に基づく代数的手法
- (3) 確率論に基づく統計的手法

の3つに大別される。

2.1 解析的手法 [3]

解析的手法は、「投影データ $g(r, \theta)$ の動径方向変数 r に関する1次元フーリエ変換は2次元分布 $f(x, y)$ の2次元フーリエ変換を与える」という投影切断面定理 (projection slice theorem) (図3) に基づく。つまり、分布の全方向 ($0 \leq \theta < \pi$) の投影データを計測することは、分布自身の2次元フーリエ変換を計測することに数学的に等しく、得られた2次元フーリエ空間の信号を2次元逆フーリエ変換することで元の分布が復元（再構成）できることを意味する。この手法はフーリエ再構成 (Fourier reconstruction) 法と呼ばれる。X線CTでは、フーリエ再構成法と数学的に等価であるフィルタ補正後逆投影 (filtered backprojection) 法が一般的に用いられている。

従来の解析的手法には、(1) 対象物体は再構成の対象領域に完全に含まれる、(2) 投影データは角度方向に連続的に測定されている（十分にサンプリングされている）、という条件が存在する。これらの条件を満たさない投影データは一般に不完全投影データと呼ばれる。条件(1)は、対象物体のある部分領域（図4(a)）のみを通過する投影データを測定しても（図4(b)）、その領域（関心領域という）を再構成できないことを意味する。条件(2)は、投影角度が限定される場合（図4(c)）や投影角度のサンプリングが疎である場合（図4(d)）は再構成できないことを意味する。条件(1)に関しては、近年発見されたヒルベルト変換に基づく解析的画像再構成法 [4] を応用することで、関心領域再構成が可能であることが理論的に証明された [5], [6]。

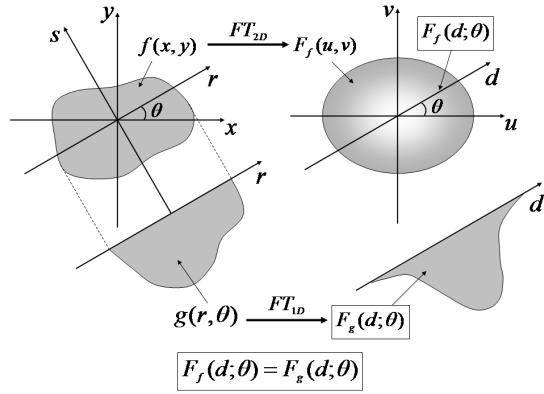


図 3 投影切断面定理

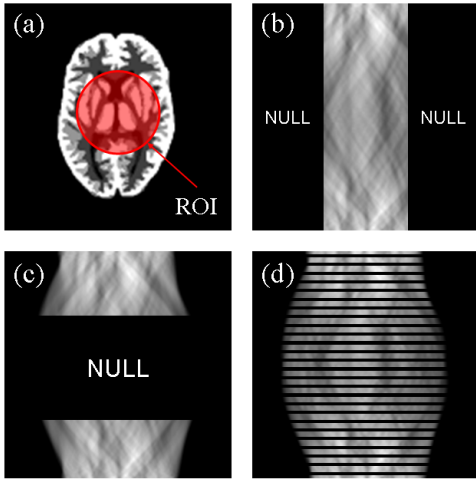


図 4 不完全投影データ: (a) 関心領域, (b) 関心領域を通る投影データ, (c) 投影角度が限定される場合, (d) 投影角度のサンプリングが疎である場合

2.2 代数的手法

代数的手法は、分布を $\vec{f} \in \mathbf{R}^N$ 、投影データを $\vec{g} \in \mathbf{R}^M$ として離散的に表現し、分布と投影データの間には $\vec{g} = H\vec{f}$ という線型関係を仮定する。ここで、 $H = (\vec{h}_1, \dots, \vec{h}_M)^T \in \mathbf{R}^{M \times N}$ は測定系を記述する (非負かつ疎な) 行列であり、 $\vec{h}_i \in \mathbf{R}^N (i = 1, \dots, M)$ は i 番目の投影に対する物体空間の応答関数を表す。代数的手法は M 元連立一次方程式系 $\vec{g} = H\vec{f}$ を何らかの反復法を用いて解くことで分布を再構成する。代表的な代数的手法に ART (algebraic reconstruction technique) 法 [7] がある。ART 法は凸射影 (projection onto convex sets) 法の一つであり、 N 次元ベクトルである画像の $g_i = \vec{h}_i^T \vec{f}$ の表す超平面 (凸空間) への正射影を繰

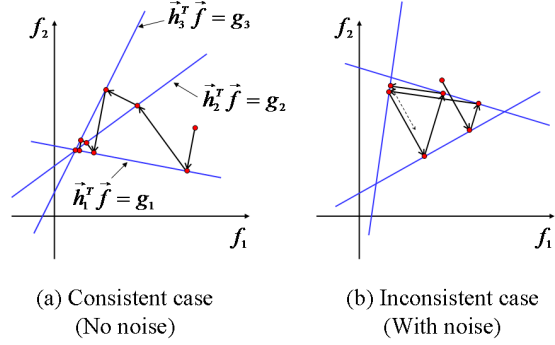


図 5 ART 法の反復過程

り返し計算することにより、最終的に M 個ある凸空間 $g_i = \vec{h}_i^T \vec{f} (i = 1, \dots, M)$ の共通部分集合に収束するという反復解法である。 $M = 3, N = 2$ の場合の ART 法の反復過程を図 5 に示す。投影データに誤差がない場合 (図 5(a)), 解は 3 本の直線の共通集合つまり交点に収束するが、誤差がある場合 (図 5(b)), 3 本の直線の共通集合は空集合であるから、解は収束しない (周期解に収束する)。

ここまで述べてきた解析的手法と代数的手法は投影データに矛盾 (誤差) がないことを仮定するが、放射線検出は確率過程であるため、CT 装置の投影データは必ず統計誤差を含む。一般に、X 線 CT の投影データは統計誤差が小さいため、解析的手法または代数的手法を用いても十分な画質を得ることができるが、ECT ではその反対の理由から十分な画質を得ることが難しい。

2.3 統計的手法 [8]

統計的手法は、投影データの統計誤差を考慮した手法である。統計的手法も代数的手法と同様に分布と投影データを離散的に表現し、 $E[\vec{g}] = H\vec{f}$ という線型関係を仮定する。ここで、 $E[\cdot]$ は期待値を表す。一般に、投影データの要素 $g_i (i = 1, \dots, M)$ はポアソン分布 (平均値 $\bar{g}_i = \vec{h}_i^T \vec{f}$) に従い、さらに \vec{g} の誤差は相関しないと仮定する。統計的手法は、分布 \vec{f} を仮定した時の測定データ \vec{g} の尤度 $L(\vec{g}|\vec{f})$ を最大にする、つまり統計的に尤もらしい \vec{f} を求める手法である。この手法は最尤推定 (maximum likelihood estimation, ML) 法と呼ばれ、統計的パラメータ推定においてよく用いられる手法である。具体的には、ポアソン分布の対数尤度 $\log(L(\vec{g}|\vec{f}))$ を何らかの最適化法を用いて最大化し、 M 元非線形連立方程式系 $\nabla L(\vec{g}|\vec{f}) = \vec{0}$ の解を求める。ML 法に期待値最大化 (expectation

maximization, EM) アルゴリズムを適用した MLEM 法 [9] は、非負条件 $f_j \geq 0$ を満足し、最尤推定解に安定に収束する手法であり、ECT の標準的な画像再構成法になっている。一方、投影データの平均計数値がある程度大きい場合、ポアソン分布は正規分布により近似できるため、ポアソン尤度は多変量正規分布関数で近似され、その最大化問題は重み付き最小二乗問題に帰着する。

ECT において、ML 法が解析的手法と比較して高品質な画像を生成することは一般に認められているが、依然として画質は低い(推定誤差が大きい)ため、再構成手法の更なる改善が必要とされている。この課題に対する解決策のひとつが、対象分布 \vec{f} に関する先験情報 (*a priori* information) を事前確率 $P(\vec{f})$ として定式化し、事後確率(尤度と事前確率の積)を最大化することで画像再構成を行う最大事後確率 (maximum a posteriori, MAP) 法 [10], [12] である。MAP 再構成法はベイズの定理に基づくのでベイズ再構成 (Bayesian reconstruction) 法とも呼ばれる。CT 再構成で用いられる代表的な事前確率は、分布は局所的に滑らかであるという先験情報により正当化される平滑化関数であり、これまでに数多くの平滑化関数が提案されている。平滑化関数を評価関数に加えることで再構成画像の推定誤差を抑制できる。一方、解像度の向上が大きな課題である ECT では、先験情報として同一患者の CT/MR 画像から得た臓器や組織の境界情報を利用して部分容積効果を補正する試みが数多くある [16], [17]。具体的には、分布は局所的に滑らかであるという仮定が境界付近では成立しないことを考慮し、境界をまたぐ画素間の平滑化を行わない(または弱めた)平滑化関数を用いることで、推定誤差の抑制と解像度の向上の両立を図る。MAP 法は研究途中の手法であり、臨床的な評価が十分になされていないこともあって、日常的には使用されていない。

統計的手法の欠点は、評価関数の最大化(または最小化)問題を反復法により解くために解析的手法と比較して計算コストが大きいことであるが、OS (ordered-subsets) アルゴリズム [11] と呼ばれる高速化手法の開発により、わずかに数回の反復計算で実用的な再構成画像を得ることができるようになった。OS アルゴリズムは投影データを S 個の部分データ(サブセットと呼ぶ)に分割し、サブセットに対する評価関数の勾配方向に解を更新することで、従来は全投影データを用いて解を 1 回更新していたのに対し、OS アルゴリ

ズムでは S 回更新するので収束速度が約 S 倍に向上するという特徴がある。OS アルゴリズムの出現により、ECT において統計的手法が本格的に利用されるようになった。

これまでに数多くの CT 画像再構成法が提案されているが、画質や計算時間は必ずしも満足のいくものではなく、より高画質な、より高速な画像再構成法の開発が望まれている。また、撮影時間や被曝量の削減といった患者の負担軽減を実現する新しい装置構成方式と画像再構成法の開発も重要といえる。先に述べた X 線 CT における関心領域再構成は、関心領域のみに X 線を照射してデータを測定するので、関心領域の外側での被曝を大幅に抑制することが可能である。

3. TOMOSIM

本章では、本研究で開発した CT 画像再構成シミュレーションシステム TOMOSIM について述べる。本システムのプログラム構成は非常に単純である。まず、CT 画像再構成のシミュレーション実験の流れは、

- (1) 装置構成および測定条件の設定
- (2) 数値ファントムの生成
- (3) 投影データの生成
- (4) 画像再構成
- (5) 再構成画像の表示
- (6) 再構成画像の解析・評価

である。本システムは、処理 (1)(5) を実行するひとつの GUI プログラム(親プログラムと呼ぶ)と処理 (2)(3)(4) を実行する複数の非 GUI プログラム(子プログラムと呼ぶ)から構成される。なお、再構成画像の解析および評価の方法はユーザ毎に異なる場合がほとんどであるため、本システムでは処理 (6) を実装していない。親プログラムの具体的な役割は、ユーザがフォームに入力した(子プログラムの実行に必要な)パラメータ情報をテキストファイル(ファイル名は固定)に出力し、子プログラムを呼び出すことである。そして、子プログラムは生成されたパラメータファイルを自動的に読み込み、各自の処理を実行する。処理終了をデータが出力されたことにより確認し、親プログラムに実装された画像表示機能を用いて、データを表示する。図 6 にプログラムの構成および入出力データの流れを示す。親プログラムは Microsoft 社の統合開発環境 Visual Studio 2008 Professional Edition [15] 上で MFC (Microsoft foundation class) を用いて Visual C++ 言語により作成した。一方、す

すべての子プログラムは非 GUI であるから、一般に高速な計算処理が行えるネイティブな C または C++ 言語により作成した。図 7 に GUI プログラムの外観を示す。ウィンドウ上部にあるメニュー (View-Phantom-Projection-Reconstruction) を選択すると、それぞれの機能を実行するためのパラメータ入力画面が現れる。図 8 に本システムの画像表示機能を用いてデータを表示した様子を示す。この画像表示機能では double 型と float 型のバイナリデータ (ヘッダ情報なし) を (8 ビットに変換して) 表示することができる。

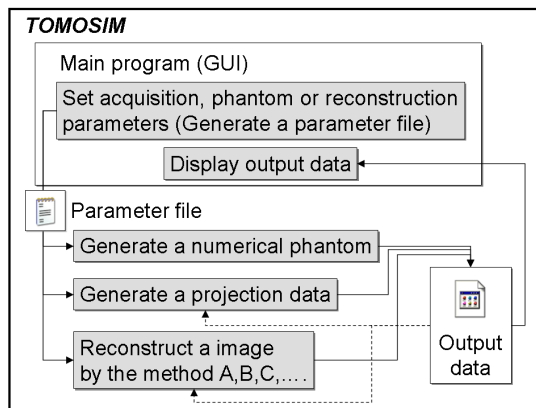


図 6 TOMOSIM のプログラム構成

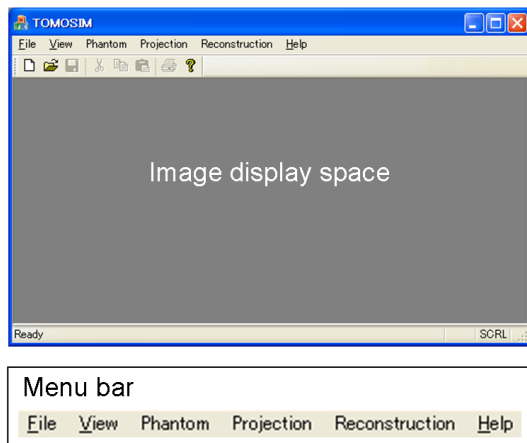


図 7 GUI プログラムの外観

3.1 数値ファントム

本システムで利用できる TCT 用の数値ファントムを図 9 に示す。予め本システムにインストールされている数値ファントム (図 9(b)-(h)) 以外に、ユーザは任

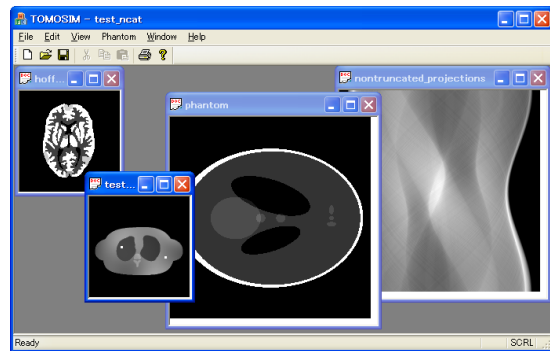


図 8 画像表示機能

意の大きさ・値をもった楕円を自由に配置して簡単な数値ファントム作成できる (図 9(a))。このファントム作成ツールは TCT と ECT で兼用である。

本システムで利用できる ECT 用の数値ファントムを図 10 に示す。これ以外の数値ファントムを使用したい場合はユーザが指定のディレクトリ下に数値ファントムのファイルを置いておけば、投影データを作成する際にそのファイルを指定することができる。

3.2 投影

投影データは線積分モデル (図 11) に従って計算した。線積分モデルではシステムマトリクス H の (i, j) 要素を i 番目の投影線と j 番目の画素の交わる長さとする。線積分モデルは、TCT・ECT を問わずに CT 再構成に用いられる代表的な (システム) モデルであり、他のモデルと比較して高速に計算できることが特徴である。投影データの計算プログラムは TCT 用と ECT 用の 2 種類を用意した。TCT 用プログラムは関心領域を通過する投影データ (図 4(b)) と投影角度のサンプリングが疎である投影データ (図 4(d)) の 2 種類の不完全投影データの生成に対応している。ECT 用プログラムは後者にのみ対応している。また、ECT 用プログラムでは、投影データに擬似ポアソンノイズを加える機能、投影データを動径方向に 1 次元ガウス関数でコンボリューションする機能を実装している。このコンボリューション機能は放射線検出器の有限な位置分解能を考慮するためである。画像再構成の計算過程においても、線積分モデルを利用してシステムマトリクスを計算している。

図 12(a) に線積分モデルで作成された Shepp-Logan ファントム (高コントラスト) の投影データ (256×256) を示す。また、図 12(c) に示す ROI を通過する投影

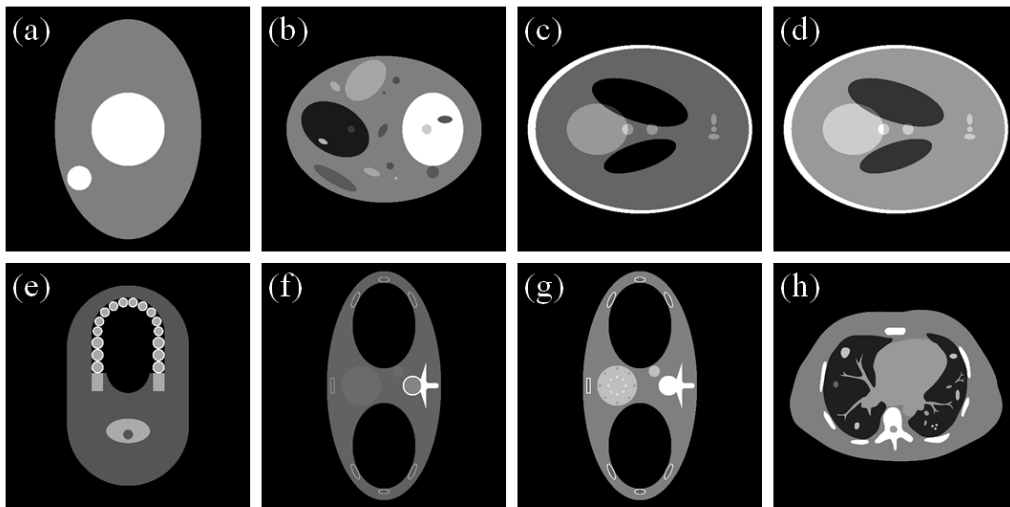


図 9 TCT 再構成用のファントム: (a) ユーザが定義できる楕円ファントム, (b) スポットファントム, (c)Shepp-Logan ファントム (低コントラスト), (d)Shepp-Logan ファントム (高コントラスト) (e) 歯科 CT 用ファントム, (f)FORBILD 胸部ファントム, (g)FORBILD 胸部ファントム (スポットあり), (h) 胸部ファントム

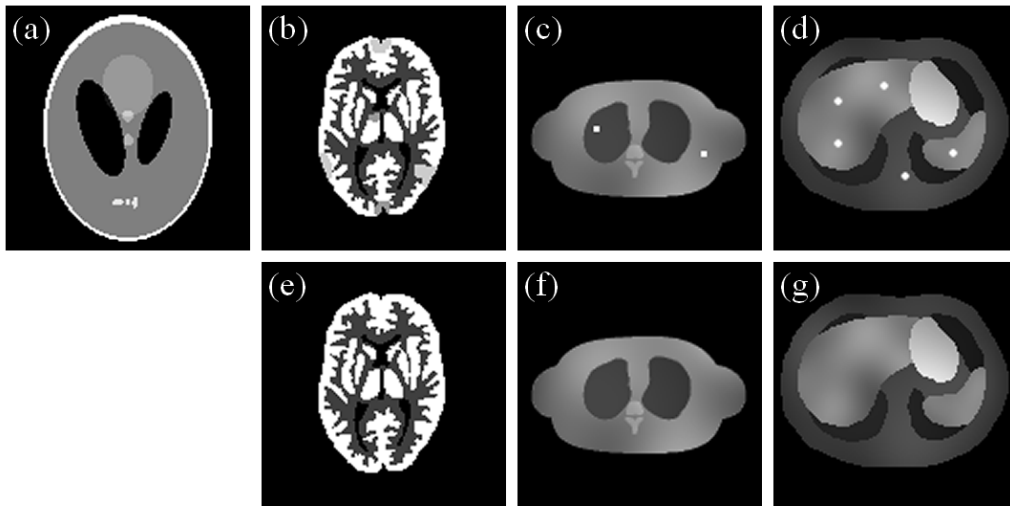


図 10 ECT 再構成用のファントム: (a)Shepp-Logan ファントム, (b)脳ファントム (スポットあり), (c) 胸部ファントム (スポットあり), (d) 腹部ファントム (スポットあり), (e) 脳ファントム (スポットなし), (f) 胸部ファントム (スポットなし), (g) 腹部ファントム (スポットなし)

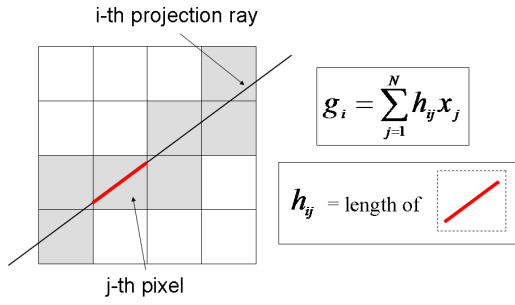


図 11 線積分モデル

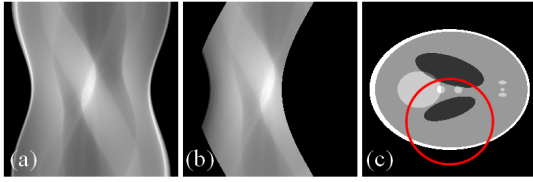


図 12 線積分モデルで作成した投影データ：(a) 完全投影データ, (b) 不完全投影データ (ROI を通過する投影データ), (c) ROI の位置

データを図 12(b) に示す。

3.3 画像再構成

本システムに実装された画像再構成法を以下に挙げる。

- FBP (TCT・ECT 兼用)
- ART (TCT 用, ECT 用に各 1 つ)
- MLEM (TCT 用, ECT 用に各 1 つ)
- OSEM (TCT 用, ECT 用に各 1 つ)
- MAPEM (ECT 専用)
- OS-MAPEM (ECT 専用)
- Anatomical-MAPEM (ECT 専用)

FBP では, 2 つの再構成フィルタ関数 (Ramp, Shepp-Logan) を実装しており, さらにカットオフ周波数を任意に指定できる。

MAPEM(OS-MAPEM) では, 分布の局所的な滑らかさを評価する平滑化関数 $U(\vec{f})$ として, 次式で定義されるギブスの事前確率を実装した。

$$U(\vec{f}) = \sum_j \sum_{k \in C_j} \omega(j, k) v(f_j - f_k) \quad (1)$$

ここで, C_j は j 番目の画素の近傍画素集合, $\omega(j, k)$ は j 番目と k 番目の画素間の重み, $v(\cdot)$ はポテンシャル関数である。近傍画素集合は円形であり, その半径を任意に設定できる。画素間の重みは (通常は) shift-

invariant であり, 画素間距離に反比例する。ポテンシャル関数として以下の 5 つの関数が利用できる。

$$v(r) = r^2/2 \quad (2)$$

$$v(r; \delta > 0) = \delta^2[|r/\delta| - \log(1 + |r/\delta|)] \quad (3)$$

$$v(r; \delta > 0) = \begin{cases} r^2/(2\delta) & (|r| < \delta) \\ |r| - \delta/2 & (|r| \geq \delta) \end{cases} \quad (4)$$

$$v(r; \delta > 0) = \sqrt{r^2 + \delta} - \sqrt{\delta} \quad (5)$$

$$v(r; p > 1) = |r|^p/p \quad (6)$$

式 (2) は画像全体を均一に平滑化してしまうのに対し, 式 (3)~(6) はパラメータ δ または p を調節することで, エッジ保存の強さを調節することが可能である。また, MAP 再構成の入力パラメータに形態画像 (ただしラベル画像) を指定することで, 各画素のラベリング情報を利用した MAP 再構成も可能であり, 式 (1) において異なる領域に属する画素間の重み $\omega(j, k)$ をゼロにする (shift-variant にする) ことで境界を保存できる。

Anatomical-MAP(A-MAP) 法 [13] は筆者らの所属する研究室で開発された ECT のための MAP 再構成法である。A-MAP 法では, 撮影対象が図 13 に示す SOS (spot on smooth) モデルにより表現可能であり, かつ病変のない背景 (正常時) 画像 \vec{m} を事前に推定できている場合に適用可能である。具体的には, 従来の対数尤度に再構成画像 \vec{f} と背景画像 \vec{m} の距離を評価する関数 $D(\vec{f} - \vec{m})$ を加えることにより, 推定誤差を大幅に低減し, かつ病変領域を高いコントラストで再構成できる手法である。A-MAP 法では, まず病変のある数値ファントムと病変のない数値ファントムを作成し, 次に病変のある数値ファントムの投影データを作成し, 再構成の際に病変のない数値ファントムを入力として指定する必要がある。

3.4 再構成画像の例

最後に, TOMOSIM を用いて得た再構成画像の例をいくつか示す。まず, TCT 再構成の例を示す。図 14 に Shepp-Logan ファントム (高コントラスト) の (a) 完全投影データを ART 法 (100 反復) で再構成した結果, (b) 角度方向サンプリングが疎な不完全データ (16 投影) を OSEM 法 (100 反復, 4 サブセット) で

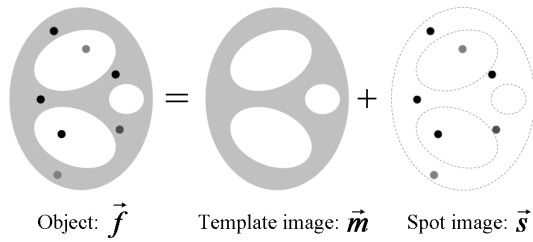


図 13 SOS (spot on smooth) モデル

再構成した結果, (c)ROI を通過する投影のみの不完全データを OSEM 法 (100 反復, 4 サブセット) で再構成した結果を示す.

次に, ECT 再構成の例を示す. 図 15 に脳ファントム (スポットあり)(図 10(b)) の (a) ノイズのない投影データ, (b) ポアソンノイズが加わった投影データ, (c)FBP 法 (Ramp フィルタ, カットオフ周波数 0.3[cycle/pixel]) で再構成した結果, (d)FBP 法 (Ramp フィルタ, カットオフ周波数 0.5[cycle/pixel]) で再構成した結果, (e)ART 法 (10 反復) で再構成した結果, (f)MLEM 法 (100 反復) で再構成した結果, (g)OSEM 法 (1 反復, 128 サブセット) で再構成した結果, (h)Eq.(2) のポテンシャル関数を用いた MAPEM 法 (100 反復) で再構成した結果, (i)Eq.(4) のポテンシャル関数を用いた MAPEM 法 (100 反復) で再構成した結果, (j)A-MAP 法 (100 反復) で再構成した結果を示す.

4. ま と め

本研究では, GUI ベースの CT 画像再構成シミュレーションシステム TOMISIM を新規に開発した. 本システムにより, 数値ファントムの生成, 投影データの生成, 画像再構成, 画像表示を一連の流れの中で行うことができ, CT 画像再構成のシミュレーション実験を容易に行えるようになった. また, 本システムは不完全投影データの再構成, 先験情報を利用した再構成という 2 つの特殊な測定環境のシミュレーション実験も可能であり, これは従来のソフトウェアにはない大きな特徴である.

文 献

- [1] Software for Tomographic Image Reconstruction (STIR) (<http://stir.sourceforge.net/main.htm>)
- [2] Image Reconstruction Toolbox (<http://www.eecs.umich.edu/fessler/code/index.html>)
- [3] A. C. Kak and Malcolm Slaney, "Principles of Com-

puterized Tomographic Imaging," IEEE Press, 1988.

- [4] F. Noo, R. Clackdoyle and J. D Pack, "A two-step Hilbert transform method for 2D image reconstruction," Phys. Med. Biol., vol. 49, pp. 3903-3923, 2004.
- [5] H. Kudo, M. Courdurier, F. Noo and M. Defrise, "Tiny a priori knowledge solves the interior problem in computed tomography," Phys. Med. Biol., vol. 53, pp. 2207-2231, 2008.
- [6] M. Defrise, F. Noo, R. Clackdoyle and H. Kudo, "Truncated Hilbert transform and image reconstruction from limited tomographic data," Inverse Problems, vol. 22, pp. 1037-1053, 2006.
- [7] S. Kaczmarz. "Angenaherte Auflosung von Systemen linearer Gleichungen," Bull. Internat. Acad. Polon.Sci. Lettres A, pp. 335-357, 1937.
- [8] J. Qi and R. M Leahy, "Iterative reconstruction techniques in emission computed tomography," Phys. Med. Biol., vol. 51, pp. 541-578, 2006.
- [9] L.A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 1, pp. 112-121, 1982.
- [10] E. Levitan and G. T. Herman, "A maximum a posteriori probability expectation maximization algorithm for image reconstruction in emission tomography," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 6, pp. 185-192, 1987.
- [11] M. H. Hudson and R. S. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 13, pp. 601-609, 1994.
- [12] P. J. Green, "Bayesian reconstruction from emission tomography data using a modified EM algorithm," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 9, pp. 84-93, 1990.
- [13] Y. Mameuda and H. Kudo, "New anatomical-prior-based image reconstruction method for PET/SPECT," Conf. Rec. of 2007 IEEE NSS/MIC, Paper No. M23-2, 2007.
- [14] P. J. Huber, "Robust Statistics," John Wiley & Sons, NY, USA, 1981.
- [15] Visual Studio 2008 Professional Edition, Microsoft corp. (<http://www.microsoft.com/japan/msdn/vstudio/>)
- [16] R. Leahy and X. Yan, "Incorporation of anatomical MR data for improved functional imaging with PET," Lect. Notes Comput. Sci., vol. 511, pp. 105-120, 1991.
- [17] X. Ouyang, W. H. Wong, V. E. Johnson, et al., "Incorporation of correlated structural images in PET image reconstruction," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 13, pp. 627-640, 1994.

(平成 21 年 1 月 29 日受付)

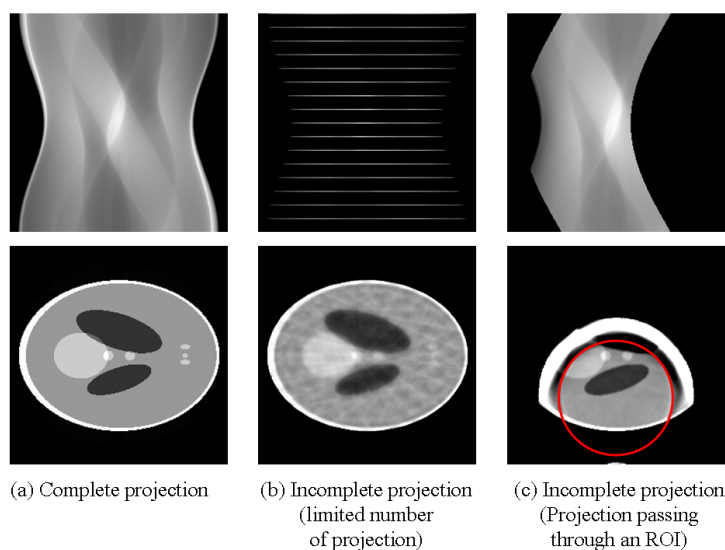


図 14 TCT 再構成の結果：(a) 完全投影データを ART 法 (100 反復) で再構成した結果，(b) 角度方向サンプリングが疎な不完全データ (16 投影) を OSEM 法 (100 反復，4 サブセット) で再構成した結果，(c)ROI を通過する投影のみの不完全データを OSEM 法 (100 反復，4 サブセット) で再構成した結果

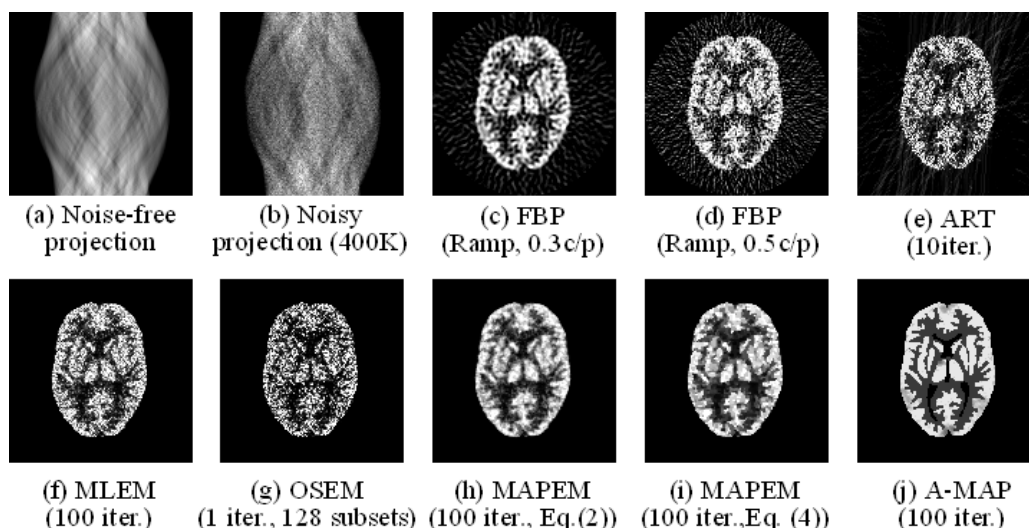


図 15 ECT 再構成の結果 (各データの説明は本文を参照)

小林 哲哉

筑波大学大学院システム情報工学研究科博士後期課程 (1 年)
在学中・イメージングサイエンス研究室所属

王 朕

筑波大学大学院システム情報工学研究科博士後期課程 (1 年)
在学中・イメージングサイエンス研究室所属

ラシド イサム

筑波大学大学院システム情報工学研究科博士後期課程 (2 年)
在学中・イメージングサイエンス研究室所属

Abstract In this study, we developed an integrated simulation system with a graphical user interface for tomographic image reconstruction in transmission/emission computed tomography. This software includes typical image reconstruction methods so that researchers in medical imaging can compare their own reconstruction methods with the typical methods easily and quickly. Also, this software supports to perform simulations of two important imaging situations: reconstruction of incomplete projection data and reconstruction using *a priori* information, and users of this software can investigate the effect of missed and added information to reconstructed image quality.

Key words tomographic image reconstruction, reconstruction simulation, transmission computed tomography, emission computed tomography