

連載講座



中性子イメージング技術の基礎と応用 (基礎編第8回)

中性子断層撮影法の基礎[†]

小林久夫

立教大学名誉教授

238-0023 神奈川県横須賀市森崎4-9-27 (自宅)

Key Words : neutron, neutron imaging, neutron CT, neutron radiography, computed tomography, imaging, pre-processing, imaging method, scattered component, filtered back projection method, convolution method, Fourier transformation, artifact, image evaluation, log-transmittance

1. はじめに

一般的に、断層撮影法 (tomography あるいは CT, computed tomography) は被写体の様々な方向より多数の投影画像を取得することから始まる。これら複数の画像を、幾つかの計算手段で再構成処理を行い、その結果を何らかの方法で可視化する。その根拠となる画像再構成の原理は、1917年 Radon¹⁾によって数学的に証明されている。その後、X線を用いた断層撮影技術が1960年代前半以降、Cormack²⁾によって医療分野に応用され、更に同じグループの Hounsfield³⁾と、Ambrose⁴⁾によって実用化された。その後、医療用、工業用断層撮影 (XCT: X ray computed tomography) 分野で急速に発展した。一方、中性子断層撮影 (NCT: neutron computed tomography) に関する論文は1980年代より報告されはじめている。以降この関連分野では2006年の時点で国際会議に発表されたものを数えると140編の論文が発表されてい

る (表1)。筆者は1995年の時点で、「非破壊検査」誌 (日本非破壊検査協会) にNCTに関する一連の解説を行った⁵⁾。詳細はそちらの方を参照していただきたい。

本講座では、多数提案されているうち、基本となる三種のCT技術の概要を紹介、その再構成計算技術の概要を示す。次いで、CTに固有の代表的な疑似画像とその原因について述べる。最後に、一般的なCT画像の評価法を簡単に触れた後、新しい評価法の提案も行う。

本講座は上記解説をまとめているため、重複する部分がある。この点はご了承いただきたい。ただし、一部は再検討の上書き直し、更に最近の研究成果も付け加えている。本講座がNCTばかりでなく、多くの点でXCTにも共通する点があることを付け加えておく。

2. 投影画像の取得と前処理

2.1 中性子ビーム

投影画像の取得にあたって、中性子ビームは主に広がりを持った熱中性子 (TN: thermal neutron) ビームを使用する。撮像方式に依存して、ペンシルビームや線状に近い平らなビームを用いる場合もある。しかし、最近では計算機の処理能力が格段に向上したこともあって、ビームを何ら絞ることなく、広いビームを被写体

[†]Fundamentals and Applications of Neutron Imaging (Fundamentals Part 8).

Fundamentals for Neutron Computed Tomography. Hisao KOBAYASHI: Professor Emeritus at Rikkyo University, 4-9-27, Morisaki, Yokosuka-shi, Kanagawa Pref. 238-0023, Japan (Residence).

表1 国際会議における NCT 論文発表数

| 会議名 | 開催場所(国名) | (開催;出版年) | 論文数 |
|--------|---|--------------|-----|
| WCNR8 | ガ イサースブルク(米国) | (2006;) | 29* |
| ITMNR5 | ミュンヘン(ドイツ) | (2004; 2005) | 19 |
| WCNR7 | ローマ(イタリア) | (2002; 2005) | 21 |
| ITMNR4 | ペンステート(米国) | (2001; 2004) | 7 |
| WCNR6 | 大阪(日本) | (1999; 1996) | 5 |
| ITMNR3 | ルツェルン(スイス) | (1998; 1999) | 4 |
| WCNR5 | ベルリン(ドイツ) | (1996; 1997) | 17 |
| ITMNR2 | 立教大学(日本) | (1995; 1996) | 4 |
| WCNR4 | サンフランシスコ(米国) | (1992; 1994) | 10 |
| ITMNR1 | チョークリハ ⁸ (カナダ ⁸) | (1990; 1994) | 1 |
| WCNR3 | 大阪(日本) | (1989; 1990) | 8 |
| WCNR2 | パリ(フランス) | (1986; 1987) | 11 |
| WCNR1 | サンテ ⁹ イェコ ⁹ (米国) | (1981; 1983) | 5 |
| 合計 | | | 140 |

[註] ITMNR:中性子ラジオグラフィに関するトピカルミーティング、

WCNR:中性子ラジオグラフィ世界会議

*出版未済のため概数

全体に照射して3次元CTを取得している。

線質については、TNばかりでなく速中性子(FN: fast neutron)ビーム、熱外中性子(ETN: epithermal neutron)ビーム、冷中性子(CN: cold neutron)ビーム等が使用されている(本講座基礎編第5回、第6回参照)。

2.2 投影画像の撮像方式

NCTに用いられる撮像系は、研究開発の初期においては、フィルム法が多かった。次いで、単一ビームを用いた計数管法、及び通常の撮像管や、イメージンテンシファイア(II: image intensifier)、更にCTに要求されるダイナミックレンジの広い撮像装置として、冷却型PCD(cooled plasma coupled diode array)、改良型SIT(silicon intensified target tube)、及び冷却型CCD(cooled charge coupled device)が使用されるようになってきている。現在、これらに加えて中性子有感輝尽発光体NIP(neutron sensitive imaging plate)、更に高解像度、広いダイナミックレンジの撮像管も加わっているが、多くが直接コンピュータ処理ができること、そ

れ自身画像に歪みがないこと、等のゆえにC-CCDを用いられることも多い(撮像装置:基礎編第7回、最新のCT撮像系:同第9回参照)。

2.3 取得と前処理

2.3.1 投影画像の走査方式

投影画像の取得方法と操作方法は、単一ビーム方式、微小角ファンビーム方式、通常角ファンビーム方式、など多種類の方式が、XCTの領域で開発、改良されている⁶⁾。NCTにおいては、通常単一ビームあるいは微小角ファンビームを用いる。XCTと異なり通常、線源は固定せざるを得ないので、検出器の方を固定し、被写体を並進、及び回転移動するTR(translate rotate)法、又は十分広いビーム中に被写体全体を入れ、被写体を回転するのみのSR(simple rotation)法が用いられる。現在のNCTでは後者の方式が主流である。

2.3.2 散乱線成分の推定と補正

CTは、指数関数的減衰量から、その線減衰係数の空間分布を得ようとする方式であるから、投影画像が純粋な指数関数的減衰像でなければ、得られたCT像は、物理的には意味の曖昧なものになってしまう。この観点から、XCTの場合と同様、NCTの場合も最も影響を与え得る。散乱線成分の除去は、CTの物理的表現能力に決定的な役割を果たすと同時に、物理的定量性のあるCT像を得る上で、重要な役割を果たす。この散乱線は、直接入射中性子線の20%に及ぶことは本講座の各所で指摘している。

2.3.3 投影画像の前処理

取得した投影画像群は、一度大容量の、ハード・ディスク装置等に記憶し、画像処理が行われる。画像処理は、前処理と再構成処理に分けて実施される。ここでは、前処理について概説する。

前処理は主として、

- (a) 取得画像の空間歪み補正、
- (b) 出力信号直線性補正、
- (c) 検出セルの γ 線又は放射線損傷に起因す

る輝点 (white spot) と暗点 (dark spot) の除去,
 (d) 散乱線成分の 2 次元分布補正,
 (e) 中性子束分布イメージの雑音成分平滑化,
 (f) 入射中性子線の統計に基づく強度変動とシェーディング補正,
 (g) 回転軸位置検出とアフィン変換*¹,
 (h) サイノグラム (sinogram)^{*2} の作成,
 よりなる。以上の前処理は、撮像系によっては、必ずしもすべてが必要な処理ではない。適切に判断し各項目を選択して実行することになるであろう。

たとえば、SIT のような撮像管を用いた場合には、(a) (b) は良好な NCT 像を得るために必要であろう。逆に、冷却型 CCD を用いる場合には、(a) (b) の処理は不要となるが、(c) は重要となる。また、原理に忠実な NCT を得るためには、前述したように、(d) の補正は欠かせない。また、(e) から (h) の処理は CT に一般的なものであり、通常の断層撮影に関わる画像処理技術に属する。

3. 中性子断層撮影法の概要

3.1 再構成アルゴリズム

CT の基本原理は、Radon 変換、すなわち「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」にある¹⁾。その理論に要求される「無限個のデータ」と、「積分変換」を、各々「離散的な有限個のデータ」と、「近似計算」に置き換え、様々な解析や改良を経て今日にいたっている。

再構成に関するアルゴリズムは、XCT を中心に多数の方法が発表されている。NCT においては、1980 年代では、代数的再構成法のう

ち、単純な数学的逆投影法 (BP: back projection method)、代数的反復解法 (ART: algebraic reconstruction technique) や、同時逐次近似法 (SIRT: simultaneous iterative reconstruction technique)、及び、それらを改良したアルゴリズムが、しばしば用いられた。最大エントロピー法 (ME: maximum entropy method) も、代数的方法の一つであり、現在でもよく用いられている。これは、Radon 変換の原理に基づいたものではなく、復元画像のエントロピーが最大となる画像が一番出現しやすい、という原理を用いている。この方法は、Radon 変換法では原理的に不可能な、不完全な投影画像での再構成も可能であることが特色である。ただし、最近では計算機の処理能力が格段に進んだことによって、計算手法の簡略化は従来のように重要とはならなくなっている。最近 ME の限界と危険性を指摘する論文もあらわれており、後述のフーリエ変換 (FT) 法^{7), 8)}における高速フーリエ変換法 (FFT: fast Fourier transform) 法の適用時と共に、その利用にはいくつかの注意が必要である (詳細は文献 8 を参照されたい)。

現在は、フィルタ補正逆投影 (FBP) 法^{7), 8), 10)}、及び重畳積分法^{7), 8)} (CV: convolution method) が、どちらかといえば後者が、主流となっている。この三者は、数学的には等価な方法であり、共に Radon 変換の原理に忠実な方法といえる。任意の一点 (x, y) における再構成画像 $f(x, y)$ を得るための計算につき、代表的な三者の再構成演算手順をまとめ、比較したものを図 1 に、また紙数の関係で FBP 法のみに関して点 (x, y) の再構成値を求めるデータの流れを模式化して図 2 に示した (計算手順の詳細は文献 5) を参照されたい)。ここで、用いられるフィルタ (図 1 の $H(\omega)$ 及び図 2 の右上図) として、FBP 法に対しては、Ramachandran と Lakshminarayanan (RL)¹¹⁾、及び Shepp と Logan (SL)¹²⁾ と、その改良されたものを、また CV 法においては、上記フィルタ $H(\omega)$ をフーリエ変換した $h(X)$ が

*¹affine transformation: 直線を直線に移す変換、平行変換とも言うが、ここでは、固定座標に対して回転角の座標で投影画像データを取得する変換を言う。

*²シノグラムとも言う。1 次元投影データを角度順に平行に並べた 2 次元データを言う。

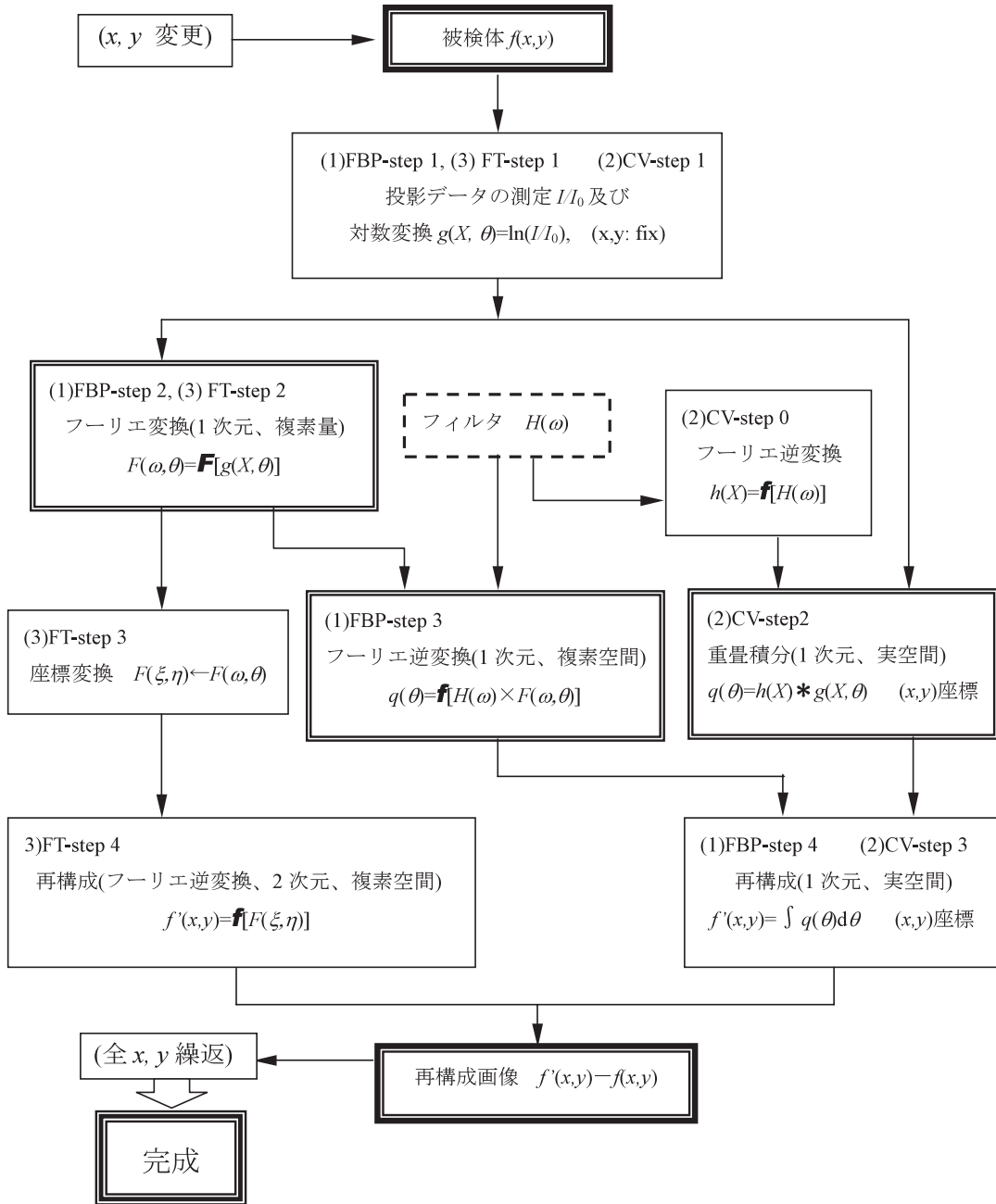


図1 (1)FBP, (2)CV, 及び(3)FT法の計算処理の流れ図。 F ：フーリエ変換, f ：フーリエ逆変換処理, $*$ ：重量積分処理, (F) ：複素関数, (f) ：実関数, (g) ：実関数, (x, y) ：実関数直交座標, (X, θ) ：実関数極座標, (ω, θ) ：複素関数極座標, (ξ, η) ：複素関数直交座標, $H(\omega)$ ：1次元周波数関数, $h(X)$ ：1次元関数, $q(\theta)$ ：1次元実関数

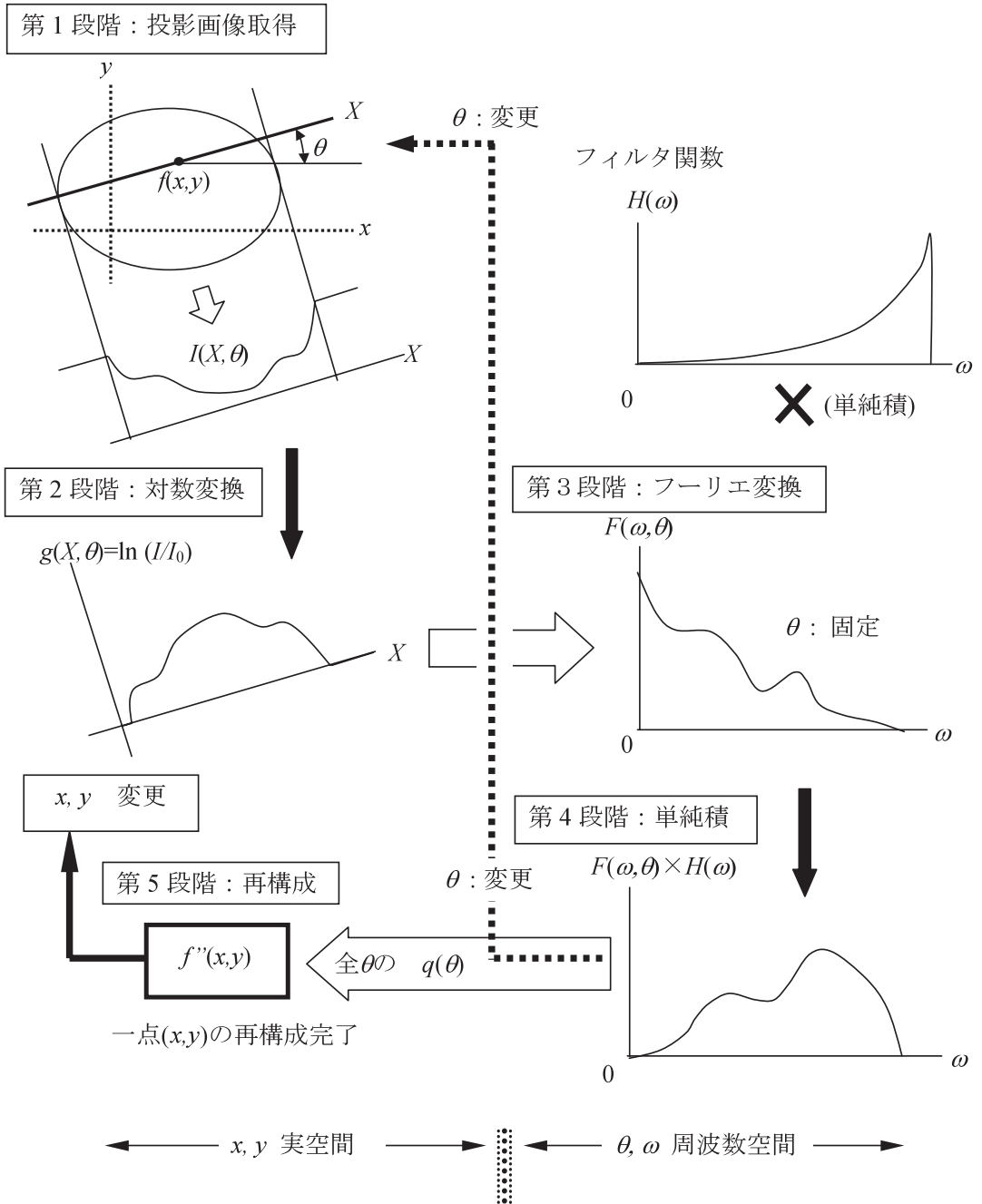


図2 FBP方法の模式図

用いられる。また、他に Hamming や、Bracewell Riddle のフィルタを用いたという報告¹³⁾もある。現在、FFT 専用演算装置の高速化に伴って、FT法は既に当たり前のこととなっている¹⁴⁾。

ここで、FBP法とCV法は、使用する再構成フィルタの近似性能が、再構成画像の良否を左右する。また、FFT法では、離散有限データの特徴を、十分理解した上で、再構成を実施す

る必要がある。また、FBP法、CV法、FT法に、更に逐次近似法の技術を併用し、再構成画像の性能向上を図った例も報告されている。

FBP法(図1計算手順(1)FBP)において、任意の一点 (x,y) における再構成画像 $f(x,y)$ を得るための計算量は、 ω に関する1次元フーリエ変換(複素数演算)、及び1次元フーリエ逆変換(複素数演算)を、各々投影回数、及び θ に関する1次元積分(実数演算)が1回である。

これに対して、CV法(図1(2)CV)においては、 $f(x,y)$ を得るための計算量は、 $h(\omega)$ が予めわかっているものとして、 X に関する1次元重畳積分(実数演算)を投影回数、及び θ に関する1次元積分(実数演算)が1回である。すなわち、この方法は複素数演算がなく、1次元演算のみで遂行できるので、演算回数が最も少ないことが特色となっている。

FT法(図1(3)FT)においては $f(x,y)$ を得るための計算量は、 ω に関する1次元フーリエ変換(複素数演算)を投影回数、及び2次元フーリエ逆変換(複素数演算)が1回であり、三者のうちで最も演算量が多い。

結局、計算量、記憶容量は、再構成時にフーリエ変換を必要とせず、更に複素数演算を必要としないCV法が少なく、逆にFT法が最も多いことが理解される。もっとも最近、例えば画素数 $1k \times 1k$ 等のFFT処理は瞬時にほとんど終わってしまうから、計算量はあまり問題とならなくなっている。とはいえ、NCTにおいても高速度化が要求されるようになり、再び計算量とその速度は新しい問題といえる。より詳細なアルゴリズムや、その特徴は、XCTと同じであるから、個々の参考書^{7),8)}や文献¹⁵⁾を参照していただきたい。

3次元断層撮像取得のためのアルゴリズムは、1970年代前半には、既に多数論じられている¹⁶⁾。多くのNCTにおいては、もともと2次元画像を投影画像として取得するので、最初から3次元CTを目的としたものが多い。しかし、この場合も一般的には、単に2次元断層画

像の積み重ね(多層法)によっているので、ここでは、次節の(1)を念頭に置いて論じていく。

なお、特に高速処理が要求される場合や、他の制約から、どうしても投影数を増やせない場合には、目的によっては、Rhodes¹⁷⁾などの少数撮像の計算処理の例などが多数ある。また、そのような場合のアルゴリズムに、田山ら¹⁸⁾の線形計画法に基づく手法の提案もあり、参考になるであろう。このあたりの技術も高速度化を考える上で考慮する必要がある。

3.2 付加的な計算処理

再構成において高解像度を期待する場合には、中性子ビームが円錐型であることは考慮する必要がある。しかし、あまり高解像度を要求しないのであれば、中性子源(コリメータ)と撮像面間の距離 L の多くが3~7mであること、及び撮像系の解像度の現状(≥ 0.1 mm)を考えれば、現在のNCTにおいて、これを平行ビームと見なすことは、妥当である。

3次元画像の再構成法には、

(1) 多数の2次元断層画像の単純な重ね合わせによる「多層法」と、

(2) 原理に基づいた3次元直接再構成法、つまり「3次元Radon変換」を行う方法

がある^{14),16)}。通常のNCTにおいては、平行ビームに近い円錐状のビームを用いて2次元投影画像を得ているので、(1)の多層法で十分であろう。もちろん、「3次元円錐ビーム方式」のアルゴリズムも考案されている¹⁹⁾。なお、再構成画像に対する表示用の諸処理、例えば、CT値の可視化と計測操作、3次元立体表示などは、通常の画像処理に属し、市販のソフトウェアもある。

4. 固有のいくつかの問題点

4.1 撮像適用範囲

NRにおける全巨視的断面積(Σ , X線の場合の線吸収係数は μ)において、NCT(Σ は $0.1 \sim 1000 \text{ cm}^{-1}$)は、工業用XCT(μ は $0.1 \sim$

10 cm⁻¹)や、医療用 XCT の場合(μ は 0.1 ~ 1 cm⁻¹)と比較して、広い巨視的断面積(線吸収係数)の測定範囲が要求される。この点、汎用の NCT に要求される性能は、工業用 XCT より更に厳しいものとなっている。試料寸法については、医療用の場合、数 cm~数十 cm を考えればよいが、NCT では XCT と共に 1 cm 以下の小さいものから、可能ならば数 m 程度のもので、多種多岐にわたって要求されることも困難を増大させている。したがって、CT 画像の取得可能な非検体の対象拡大をはかるために、また良質の NCT を得るためには、まず統計現象(ノイズ)の軽減と共に検出系全体のダイナミックレンジの拡大が優先されなければならない。

本講座では、NCT を XCT と系統的に比較していないが、現状では XCT のダイナミックレンジの方が広く、10⁴:1 (80 dB)ともいわれている。これは、計数管方式を用いる場合、計数値 10⁸:1 以上を、また電離箱(電流)方式を用いる場合 10⁴:1 の SN 比を達成していることになる。残念ながら、NCT おいて、現在 10⁴:1 の程度のダイナミックレンジを達成したという報告はない。

4.2 円錐型中性子ビームの問題

4.2.1 画像歪み

通常の TV 法、例えば SIT などを用いる場合、撮像管固有の画像歪みを生ずる。この問題は、撮像管自身の技術的問題に属するので、詳しくは、例えば Murata ら²⁰⁾に譲り、ここでは NR 固有の問題に絞る。

中性子導管*³を用いる場合などを除き、NR は、XCT の場合と同様、円錐型ビームを用い

て撮像する。NCT では、しばしば平行ビームを仮定した再構成アルゴリズムを使用しているため、空間位置の決定は、近似的なものとならざるを得ない。この近似の程度は、回転する被写体において、任意の注目点とコンバータ間の距離が最大となる値 ℓ 、及びコリメータ-コンバータ間距離 L が知られていれば、容易に推定できる。すなわち、注目点の撮像面上での寸法は、1 から最大 $(1 + \ell/L)$ 倍まで変化する。例えば、 $L = 3$ m のビームで $\ell = 10$ cm の被写体の場合 0.3% 画像は増大することになる。

3次元 NCT を実施する場合、ビームが円錐状であるために、厳密には、試料の回転軸に垂直な面のスライス投影像が欠落する部分ができる。この場合、何ら補正処理を行わないと、スライス面の回転軸に対する傾きの度合は、そのまま厚さ方向の不確実性を生ずる。補正を行わないのであれば、有効なスライス幅は、 $\ell/(L/D)$ 以上という制限を受ける。ここで、 D はコリメータ開口寸法(円孔の場合は直径値)である。最近の市販のソフトウェアは、上述の投影データ欠落部分は別として、この問題は既に解決したというものもある。

4.2.2 画像の不鮮明度

注目点の投影画像は、最大 $\ell/(L/D)$ の幾何学的不鮮明度 U_g を発生させる。例えば、 $L/D \sim 200$ の場合(例えば $L = 3$ mm, $D = 1.5$ cm)、10 cm の被写体は、少なくとも最大 0.5 mm の不鮮明度が発生してしまう。この点、NCT の高解像度化にとって、コンバータの解像度限界(0.1 ~ 0.2 mm)と共に障害となることが予測される。この問題は 5.5 で再び取りあげる。

4.3 疑似画像

NCT においても、XCT とほとんど同じ原因で、様々な疑似画像 (artifact) が発生する。以下に、考えられる疑似画像と、その原因及び対策を検討する。

4.3.1 直線状疑似画像

投影データの内特定の角度 θ 、及び特定の

*³中性子導管によるビームは、管の側壁に沿っての反射を利用して導出しているため、ビームの平行性はそれほど良くない。左右と上下の非平行性が異なるのが普通である。更に、射出方向によってエネルギー依存があることも考慮しなければならない。

検出器の画素位置 X で、感度異常が発生し、この補正が行われないと、直線状の疑似画像が発生する。

この直線状の疑似画像は、例えば、Ramachandran のコンボリューション関数（注目点に鋭い正のピークを持ち、その両側に小さな負のピークを有する関数）を念頭において、定性的な説明ができる。すなわち、特定の回転角 θ において、特定の位置 X の画素に異常（欠陥）が発生すると、 X を通り θ に直交する直線上でその異常が上記ピークにより強調され、更にその直線の両側の平行線上にも、逆符号の偏差の異常が、周辺部分から補償しきれずに強調されて重畳してしまう。その結果、数画素にわたって正負振動した、平行な直線群状の疑似画像が、上の感度異常を強調した形で発生する。

このような異常は、近傍の投影画像と比較することで検知でき、シェーディングの補正時に、この疑似画像は、軽減されている。逆に、それであるからこそシェーディングの平滑化と、それによる補正は、バックグラウンド像の均一化という意味ばかりでなく、上の疑似画像軽減という意味で重要である。

なお、CCD に特有な一時的な雑音は、ある角度における一投影画像内の不特定な場所にたまたま発生するので、すべての画像データについて、これを適当な画像処理で除去しないと、この種の疑似画像が発生する。

4.3.2 リング状疑似画像

NCT では、SR 法で投影画像を作成することが多いので、この種の疑似画像は必ずと言って良いほど出現する。検出器の特定の画素位置 x に、持続的に受光感度異常や、暗電流の不揃い等の異常（欠陥）が存在している場合に発生する。永久的な異常の場合、上記直線状の疑似画像が包絡する円環上に、同心円状の疑似画像が発生する。短時間の異常の場合、円弧状の疑似画像が発生する。発生理由は、短時間の異常であるか、永久的な欠陥であるかの違いはある。上の直線状の疑似画像と同じであり、永久的な

感度異常の場合は、シェーディング補正が正しく行われていれば、この原因はそのときに取り除かれる。

4.3.3 線質変遷効果

NCT においては、熱中性子領域では Li, B, Ti, Au 等多くの物質で吸収断面積の $1/v$ (v : 中性子速度) 特性ゆえに、低エネルギー領域における XCT と同様にビームハードニング効果（平均エネルギーの増大：透過力の増大）が起こる。逆に、B, Si, C, Al, Bi, Pb 等は Bragg カットオフの存在によりビームソフトニングが起こる⁵⁾。F や CF_2 の断面積はエネルギーに依らない。また Fe, Ni, Cu 等は Bragg カットオフのエネルギー依存が小さいため、上のような線質変遷の効果は無視できる。この効果に関する補正方法も多数検討されている。

4.3.4 クリッピング効果

投影データの取得において、回転角が π より不足していると、断面積の大きな物質の端部を通る、棒状の疑似画像が発生する。しかし、最近の試料回転機構は、十分な高精度で製作されているのが普通であるから、現在ではこれが問題になることはほとんどない。

4.3.5 不透過性物質の端部効果

比較的大きな断面積を有する四角形をなす箱物など、物質の長い端部の接線方向には疑似画像が発生する。これは、計測系のダイナミックレンジに依存し、この範囲を越えた領域では、端部効果は必ず発生する。端部効果を軽減するためには、ダイナミックレンジの拡大を図る以外ない。この点は、良質の NCT 画像を得る上で困難な問題のひとつとなっている。

4.3.6 動体疑似画像

動体の CT 画像を取得する場合、高速度の撮像が要求されるのは当然である。その撮像中に、被写体の一部が動いた場合には、直線が回転したような疑似画像が発生する。中性子束密度によって異なるが、NR の撮影には数分から数時間を必要としているので、この間、被写体は、固定されていなければならない。また、高倍率

における高精密な NCT を実施する場合には、全画像取得システムについて、振幅 $10 \mu\text{m}$ (1 画素) 以下の除振等の配慮も必要となる。

5. CT 取得画像の評価

5.1 CT 画像の評価

CT 画像を評価、あるいは検査する治具や方法は、XCT の分野で数多く論じられている⁷⁾。画像ノイズ測定用ファントム、コントラストスケール決定用ファントム、MTF 測定用スターファントム、高コントラスト用及び低コントラスト用分解能測定用ファントム、などが各種考案されている⁸⁾。また、医療用 XCT 装置に対する性能評価に関する基準²¹⁾などもあり参考になる。

NCT については、中性子の特徴を考慮した上での画像評価法も必要となる。NCT の分野では、この部分が全く議論されていない。また多くのコンセンサスを得るような場もない。その多くは、XCT のものを参考にして、各自独立して自作しているのが現状であり、上述医療用 XCT の場合のような公的に認証されたものはない。通常形式の各種ファントムに関しては、XCT のものを、材質・寸法を変えるなどして、NCT 用に適用することになろうが、その詳細に関しては、文献^{8), 21)}などを参考にしていただくことにして、本節では、NCT の立場から、基本的な CT 画像の特性評価法につき、最近提案された例をとりあげる。

5.2 CT 値に関する提案

NCT では、医療用 XCT におけるような、骨と水の線吸収係数の差 (Hounsfield unit²⁾、他の表示方法もある) を用いる必要はない。ここでは、最近提案された一つの CT 値表記法について述べる。すなわち、工業用 XCT や、NCT においては、全巨視的断面積 (線吸収係数) そのものを、NR における CT 値と定義する方がより合理的と考えられる。もともと CT 値は全巨視的断面積と比例関係にあることを前提とし

ているからである。そこで、冷から熱中性子領域で、断面積があまり大きく変化しない二つの物質として、Al 及び Fe を選び、これを基準とし、十分な表示精度で整数化するために、任意物質の全巨視的断面積を 1000 倍することで CT 値としている²²⁾。すなわち、未知被写体に、Al、及び Fe 材を加えたものの再構成画像強度を、各々 C_{Object} 、 C_{Al} 及び C_{Fe} 、として

$$CT = [\text{定数 1}] \frac{|C_{\text{Object}} - C_{\text{Al}}|}{|C_{\text{Fe}} - C_{\text{Al}}|} + [\text{定数 2}] \quad (1)$$

を得る。ここで

$$[\text{定数 1}] = 1000 \times (\Sigma_{\text{Fe}} - \Sigma_{\text{Al}}) \quad (2)$$

及び

$$[\text{定数 2}] = 1000 \times \Sigma_{\text{Al}} \quad (3)$$

である。

熱中性子領域では、この二つの定数を、以下のようにして決めている。断面積のエネルギー依存性が比較的小さい Fe と Al について、立教大学原子炉 RUR/N2*⁴⁾、日本原子力研究開発機構 JRR-3M/TNRF2、及び京都大学原子炉 KUR/E2 の三者の TN ビーム (カドミウム比 R_{Cd} : 各々 2.0, 130, 400) の実測を平均して、各々の CT を平均して求めた。その結果、 $\Sigma_{\text{Al}} = 93 \pm 17$ と $\Sigma_{\text{Fe}} = 1054 \pm 12$ を得た²²⁾。

5.3 積厚と有効積厚の提案

NCT を実施する場合、X 線を含め被測定体の寸法計測限界を決める指標に関連した統一されたものは現在存在しない。ここでは、測定系のダイナミックレンジに関連して、CT の性能を決定づける指標、歪みの少ない CT 像を得るのに適切な試料寸法の評価、及び任意被測定体の透過寸法の限界値を決める新しい量の提案²²⁾を紹介する。

全巨視的断面積 Σ と、試料厚 t の積の、中

*⁴⁾この原子炉は廃止措置中。

粒子透過飛跡に沿った線積分値を、ここでは被検体の「積厚 (log-transmittance)」と呼びこれを T で表す。 T と (1) 式の CT との関係から、

$$\begin{aligned} T &= \int (\Sigma t) dt \\ &= \ln(I_0 - I_{s0}) / (I - I_s) \\ &\equiv 10^{-3} \cdot \int [CT] dt : \text{無単位置量} \end{aligned} \quad (4)$$

で表される。ここで、 I_0 及び I は、各々試料透過前及び試料透過後の信号強度、 I_{s0} 及び I_s は各々 I_0 及び I に含まれるバックグラウンド (主として散乱線) 強度である。一方、「有効積厚」 T_{eff} を、

$$T_{\text{eff}} = \ln(I_0 / \Delta I) : \text{無単位置量} \quad (5)$$

で定義する。ここで、 ΔI を透過量の最小識別可能値とする。つまり ΔI は、散乱線等バックグラウンドの統計値 (信号識別限界) と考えられるから、 T_{eff} は画像取得装置の実効的なダイナミックレンジの対数値と等しくなる。すなわち、この値は、 CT の解析可能の範囲、つまり再構成可能な積分された CT の最大値となる。

上の議論は、新しい提案であるから、少し具体的にその意義を述べる。巨視的断面積 Σ が既知であれば、式 (4) の積分 $\int (\Sigma t) dt$ により、任意の透過線の積厚 T が推定される。これを上の有効積厚と比較する。 $T < T_{\text{eff}}$ であるならば、この被写体は、歪みの少ない CT を与え得ることがあらかじめ推定できる。

ここで、有効積厚の逆の意味を考えると、この考え方の実用性がはっきりする。有効積厚 T_{eff} が決まり、被写体の全巨視的断面積の平均値 $\Sigma_{\text{ave}} [= (\int (\Sigma t) dt) / t]$ が既知であれば、この CT 撮像系で再構成可能の被写体厚の最大値 t_{max} は、(4) から直ちに、

$$t_{\text{max}} = T_{\text{eff}} / \Sigma_{\text{ave}} \quad (6)$$

と表され、 t_{max} は、予め推定可能となる。有効積厚 T_{eff} を定義して、決定しておくことの価値はここにもある。つまり、この測定系では、これらの t_{max} 以上厚い試料の CT 像は、アーティ

ファクトの発生を避けられない。かくして、上の有効積厚によって、 CT を実施するにあたって、前もって適切な実験計画の指針を得ることができる。

5.4 CT の統計

CT の統計量は、 CT の画質を決定する重要な量であるにかかわらず、これを取り扱っている論文は少ない。(4) 式の第二式において I_0 、 I 、 I_{s0} 及び I_s に対応する統計量を各々 δI_0 、 δI 、 δI_{s0} 及び δI_s とすると、 T の総合的な統計量の二乗

$$\delta T^2 = \frac{\delta I_0^2 + \delta I_{s0}^2}{(I_0 - I_{s0})^2} + \frac{\delta I^2 + \delta I_s^2}{(I - I_s)^2} \quad (7)$$

が得られる。これから相対的な統計量 $\delta T/T$ の定性的な性格が理解できる。まず、 T が小の領域では、減衰が小さい、つまり I が大きく、次第に I_0 に近づく。このとき、 $I_s \rightarrow I_{s0}$ であるから (4) の第二式により $T \rightarrow 0$ に近づく。(7) は有限であるから、 $\delta T/T \rightarrow 1$ (CT の決定限界) に近づくと測定そのものは意味をなさなくなる。測定は下限値 ($T \rightarrow T_{\text{min}}$) を持つことになる。逆に、減衰が増大し T が増大していくと、最初 $\delta T/T$ は減少し、 CT の信頼性は増大していく。 $\delta T/T$ は最良点 (最低値) を通り、次いで、増大に転ずる。更に I が減少し I_s に近づくと、(7) の右辺第 2 項は大きくなっていく。すなわち、この右辺第 2 項の存在ゆえに T の上限値 ($T \rightarrow T_{\text{max}}$) が存在することになる。 T は結局この両者の中間にあるときのみ意味のある測定ができる²²⁾。積厚の意義はここにも認められる。

5.5 空間解像度

断層画像切断面内の位置分解能に関しては、既に本講座でも論じられている。NCT の分解能は、被写体と撮像点間距離を ℓ 、ビームの平行度をあらわす因子を L/D (平行なら無限大)、撮像系固有の分解能を U_i とすると、 $\ell < (L/D) U_i$ の場合、分解能は U_i で決まってしまう。しかし、 $\ell > (L/D) U_i$ の場合には、幾何学的不鮮

明度 U_g に支配される。この場合 U_g は、

$$U_g = \ell / (L/D) \quad (8)$$

で表される。通常、 L/D の変更は難しいので、 U_g はビーム方向の被写体最大寸法 ℓ によって決まってしまうことが多い。もちろん XCT でも同様な問題が起こるが、このような場合、被写体は $0 \sim \ell$ に展開されているので、不鮮明度は場所によって一様ではない。高解像度の CT を期待する場合の大きな問題である。なお、XCT の場合、 D が大なら同様な問題が発生するが、通常十分小さくでき、 $U_i > U_g$ であるから、 U_i のみを考慮すればよい。

6. NCT の将来

以上、主として静止画像に関する NCT について、従来行われた研究を中心に解説してきた。エレクトロニクス法の最近の進歩に伴って、ダイナミックレンジの拡大、動画像 NCT の取得、画像処理技術などが長足の進歩を遂げてきている。NR の動画像取得の研究は、早くから開始されており²³⁾、理論的な解析は未熟であるが NR の新しい可能性を引き出している。この点に関する研究は、既に多数なされているが、最近国内で開発されつつある NR 画像のリアルタイム対数変換の技術は、注目に値する。このシステムが利用可能となれば、動画像、特に流(液・気)体、二層流、粉体流などを平均的な分布として、定量的に 3次元画像解析する場合に威力を発揮する可能性がある。

新しい画像取得装置の可能性も、ハイビジョン技術の開発発展に関連して現実の問題となりつつある。信号増幅機能を有している HARP 管²⁴⁾や新しい II²⁵⁾に関しては、NR 及び NCT にとって、どのような新しい能力があるか未知数の所があるが、おそらく高分解能化に威力を発揮することになるだろう。これらの点は次回の講座で論じられる。

7. まとめ

本講座では、NCT 像取得から再構成技術、NCT に付随する諸問題を論じ、CT 画像の新しい評価法について解説した。また、NCT の将来像についてどのような点が問題になっているかを示した。

また、NCT を、原理に忠実に実現するという観点から議論を展開した。もちろん、内部欠陥、不純物、腐食などを、効率よく検出、検査できればよい。検査速度が主要な因子であるなど、必ずしも原理に忠実である必要がなく、それで十分という場合もある。このような目的を達成するためには、それなりの再構成技術も考えることができる。しかし、このような技術は、むしろ画像処理上の技術に属することとして、ここではとりあげなかった。また、NCT 取得後の、様々な画像処理技術によって検査性能を上げることでもできる。

最近、かなり完成度の高いソフトウェアが市販されている。しかしその内容はブラックボックス化されているのが普通であり、原理を学ぶ必要が無いようになってきているように見える。しかし、基礎的な側面に立ち返り、最近氾濫しているブラックボックスの中身を、果たして自分の目的に合致しているのかどうか、ある程度批判的にとらえ確認した上で使用することも必要なのではないかと考える。その趣旨から、XCT も含めて、これから NCT に興味を持ち、研究に着手される方々に何らかの資料、あるいは指針などとしてお役に立てば幸いである。本講座によって、初歩的な CT の大まかな概要がおわかりいただけたと思う。

文 献^{*5}

- 1) Radon, J., *Berichte Schsische Akademie der Wissenschaften (Leipzig)*, **69**, 262-277 (1917)
- 2) Cormack, A. M., *J. Appl. Phys.*, **34**, 2722-2727 (1963)
- 3) Hounsfield, G. N. and Brit. J., *Radiology*, **46**, 1016-

- 1022(1973)
- 4) Ambrose, J. and Brit, J., *Radiology*, **46**, 1023-1047 (1973)
 - 5) 小林久夫, 非破壊検査 I, II, III, **44**, (5)294-302 ; (6)426-433 ; (7)467-476(1995)
 - 6) 内田勝他, 放射線技術者のための画像工学, 通商産業研究社, 東京(1978)
 - 7) 岩井喜典, 編, CT スキャナー X 線コンピュータ断層撮影法, コロナ社, 東京(1979)
 - 8) 今里悠一, CT 技術, 岩井喜典, 他編, pp.180-192, コロナ社, 東京(1983)
 - 9) 土井恒成, パリテイ, **7**(10), 45-51(1992)
 - 10) Matsumoto, G. et al. Neutron Radiography, Barton, J. P. et al., eds., pp.745-752, Reidel, Dordrecht (1987)
 - 11) Ramachandran, G. N. and Lakshminarayanan, A. V., *Proc. Nat. Acad. Sci., USA*, **68**, 2236-2240(1971)
 - 12) Shepp, L. A. and Logan, B. F., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-21**, 21-43(1974)
 - 13) Schatz, A. et al., Neutron Radiography(3), Fujine, S. et al., eds., pp.805-812, Kluwer Academic, Dordrecht(1990)
 - 14) Crowther, R. A. et al., *Proc. Roy. Soc. London, A*, **314**, 143-152(1970)
 - 15) Brooks, R. A. and Chiro, G. D., *Radiology*, **117**, 561-572(1975)
 - 16) Cho, Z. H., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-21**, 44-71 (1974)
 - 17) Rhodes, E. et al., Neutron Radiography(4), Barton, J. P., ed., pp.621-625, Gordon & Breach, Pennsylvania(1994)
 - 18) 田山典男, 楊 東学, 非破壊検査, **43**, 41-47(1994)
 - 19) 井宮 淳, 小川英光, 電気通信学会論文誌, **J68-D**(4), 523-529(1985)
 - 20) Murata, Y. et al., Neutron Radiography(3), Fujine, S. et al., eds., 469-478, Kluwer, Dordrecht (1990)
 - 21) CT 性能評価委員会, X 線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準 (第二次勧告), 日本医師会雑誌, **88**, 759-771(1982)
 - 22) Kobayashi, H., *Nucl. Instrum. Methods*, **A377**, 80-84 (1996)
 - 23) Bossi, R. H. et al., *Nucl. Technol.*, **59**, 363-374(1982)
 - 24) 河村達郎, NHK 技研 R&D, No.6, 12(1989)
 - 25) 持木幸一, 日塔光一, 応用物理, **11**, 1349-1353 (2006)
-
- *5ここで取り上げた文献は, より多くの資料の中からピックアップしている。より適切な引用文献があるかもしれない。基礎技術の文献は, 原典にさかのぼらず6)-7) 等に依った。