

X 線を用いた 3 次元断層像再構成技術

工 藤 博 幸

1980 年代後半にヘリカル CT (コンピューター・トモグラフィ) が開発され、臨床の医学診断に耐え得る 3 次元断層像の生成が容易になった。これによって、X 線 CT は 2 次元から 3 次元の時代を迎えた。また、ヘリカル CT のデータ収集速度や X 線利用効率を向上させるため、最近ではマルチスライスヘリカル CT やコーンビーム CT などの新しい構成方式の X 線 CT の開発が進められている。一方、血管や骨などの高コントラスト物体の再構成を目的として、多軌道断層撮影装置や X 線回転撮影装置などの X 線装置を用いた簡易型 X 線 CT の開発も進んでいる。

これらの断層像撮影技術はいずれも「投影からの画像再構成」に基礎をおいているが、一般に 3 次元物体の投影からの画像再構成はデータ収集法に多様性があるため 2 次元と比較して複雑である。本論文では、3 次元断層像撮影のためのさまざまな投影データ収集法とその基礎となっている 3 次元物体の投影からの画像再構成手法の概要を、他分野の読者にも理解できるように平易に解説する。

1. 3 次元断層像撮影のための投影データ収集法

まず、3 次元断層像撮影のためのさまざまな投影データ収集法を整理して説明する。また、各データ収集法に関する最新の進歩についても説明する。

1.1 エクトモグラフィー (ectomography)

3 次元断層像撮影といえば新しい技術と思われるがちだが、その歴史は古く 1972 年に Grant が平行な X 線ビームを物体に照射して得られる 2 次元投影データの集合から 3 次元断層像を再構成することを提案していた¹⁾。図 1(a) に示すように、Grant は患者の上部に X 線源を下部に平面検出器を配置して円軌道上を X 線源と検出器の対を動

かすデータ収集法を採用していた。その後 Edholm らはこのデータ収集法による断層像撮影をエクトモグラフィーと呼び、2 次元投影データの各行ごとにランプフィルターを施した後に逆投影するフィルター補正逆投影法により画像再構成を行った²⁾。

エクトモグラフィーは患者の上部で X 線源を回転させるのみで実現できるため、多軌道断層撮影装置などを用いた簡易型 X 線 CT のデータ収集法として適している。しかし、2 章で述べるようにこのデータ収集法で得られる投影データは周波数スペクトルの一部が欠落したいわゆる不完全投影データであり、正確な断層像の再構成は著しく困難である。最近では、この問題点を克服するため、図 1(a) の円軌道を患者の上部と横部に 2 つ配置した双対円軌道を用いたデータ収集法が検討されている³⁾。

1.2 マルチスライス法

ヘリカル CT 以前の第 3~4 世代の X 線 CT で 3 次元断層像を得るためには、マルチスライス法と呼ばれる手法が用いられていた。これは、図 1(b) に示すように 2 次元 CT の原理を用いて 1 つの断面の撮影を行うたびに患者を平行移動させ 10~100 枚の 2 次元断層像を求め、最後に各断層間の補間を行い 3 次元断層像を再構成するものである。患者が固定していると考えたとき、X 線源の軌道は図 1(b) に示すように複数の平行な円になる。通常 2 次元断層像の枚数はあまり多くないため、再構成された 3 次元断層像は円軌道に近い断面と遠い断面とで大きな画質の差を生じる。また、患者ベッドの移動と停止を繰り返す必要があり、データ収集も複雑で機械的な誤差を生じやすい。したがって、ヘリカル CT の出現以降はあまり用いられなくなった。

1.3 ヘリカル CT

上述のマルチスライス法の問題点を解決する手法とし

筑波大学電子・情報工学系 (〒305-8573 つくば市天王台 1-1-1)
E-mail: kudo@is.tsukuba.ac.jp

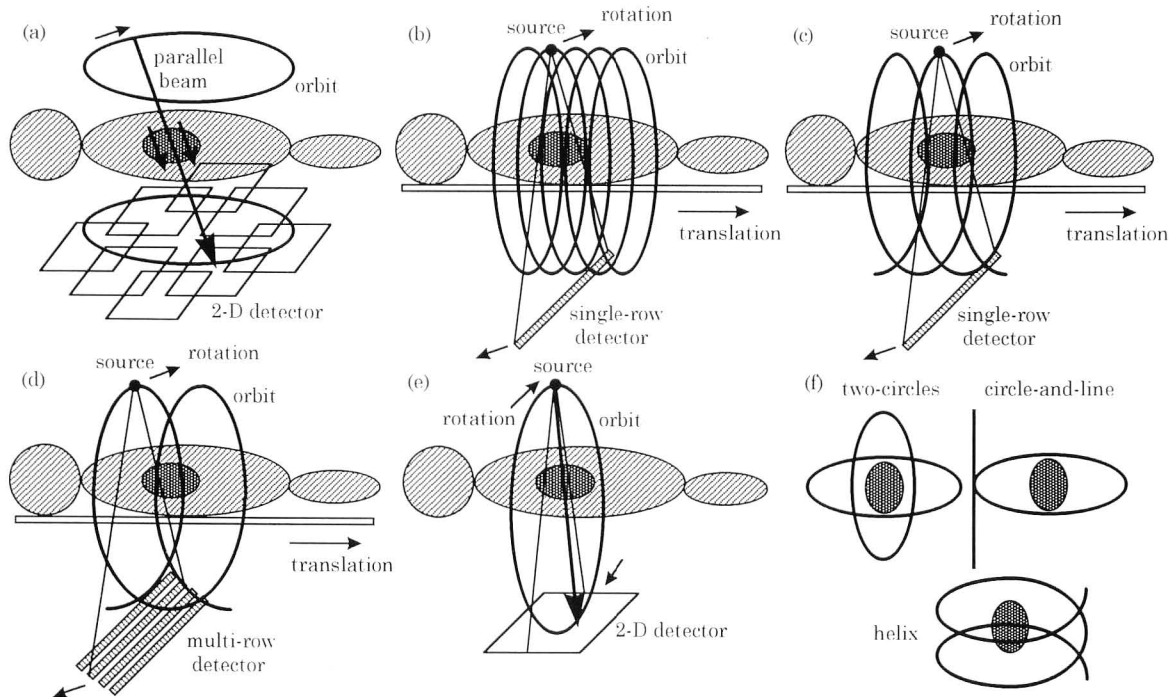


図1 (a) エクトモグラフィー, (b) マルチスライス法, (c) ヘリカルCT, (d) マルチスライスヘリカルCT, (e) コーンビームCT, (f) 厳密な再構成が可能なコーンビームCTのX線源軌道.

て、1980年代後半にX線源を連続回転させながら同時に患者ベッドを平行移動させるデータ収集法が開発された^{4,5)}。患者が固定していると考えたとき、X線源の軌道は図1(c)に示すように体軸を中心軸とするらせんになるため、このデータ収集法による3次元断層像撮影をヘリカルCTと呼ぶ。ヘリカルCTで得られた投影データから断層像を再構成するためさまざまな画像再構成法が提案されているが、すべて以下に述べる共通の原理に基づいている。いま、体軸をz軸としX線源の軌道を $\vec{a}(\lambda) = (D\cos\lambda, D\sin\lambda, h\lambda)^T$; $(-\infty < \lambda < \infty)$ で表されるらせんとする。ただし、 $D, 2\pi h$ はらせんの半径とピッチである。まず、再構成したい各断面 $z=z_0$ に最も近いらせんの周期 $\lambda \in [z_0/h - 2\pi, z_0/h + 2\pi]$ を取り出し、この周期上から測定された投影データから $z=z_0$ の断面の再構成に必要なファンビーム投影データを補間により合成する。そして、2次元のフィルター補正逆投影法により各断面 $z=z_0$ の再構成を行う。合成の際の冗長なデータの重み付けと補間の方法により多様な再構成法が検討されており、代表的なものとして180°線形補間法と360°線形補間法がある。

ヘリカルCTはX線源の回転数が少なくともマルチスライス法と比較して高画質の3次元断層像が得られるため、現在の主流な3次元断層像撮影法となっており多くのX線CT装置に組み込まれている。しかし、らせんのピッチがゼロでない限り厳密な断層像を得ることは不可能で

あり、ピッチの大小に応じて程度の違いはあるが断層像は体軸方向にぼけたものとなる。このぼけを表す関数をスライス感度プロファイルと呼び、これがデルタ関数に近くなるような十分小さなピッチ $2\pi h$ を用いてデータ収集を行う必要がある。

1.4 マルチスライスヘリカルCT

ヘリカルCTにおけるデータ収集の高速化とX線利用効率の向上を目的として、1991年に工藤らは新しいヘリカルCTの構成方式を提案した⁶⁾。図1(d)に示すように、この方式では複数の検出器を体軸方向に積み重ねて2次元検出器を構成し、X線ビームはX線源から検出器に向かって円錐状に放射される。このような幾何学系を用いることによって複数断面の投影データを同時に取得していることになり、スライス感度プロファイルの劣化を伴わないでらせんのピッチを大きくした高速なデータ収集が可能になる。1990年代後半に国内外の主要な医療機器メーカーがこの構成方式のヘリカルCTの開発を行い、1998年にGE(アメリカ)・東芝(日本)・シーメンス(ドイツ)の3社によってほぼ同時に実用化された⁷⁾。そして、マルチスライスヘリカルCTと名づけられた。いずれも4個の検出器を積み重ねた4層検出器が用いられており、データ収集は通常のヘリカルCTと比較して2~3倍になる。

マルチスライスヘリカルCTでは円錐状のX線ビームが用いられるため、画像再構成法として厳密には2章で述

べるコーンビーム CT の手法が必要である。しかし、実用化された 4 層検出器の装置ではコーンビームを複数のファンビームの積み重ねとみなす近似で十分であり、この近似のもとでは従来のヘリカル CT とほぼ同じ補間により各断面のファンビーム投影データを合成するタイプの画像再構成法を利用することができる。将来的には、マルチスライスヘリカル CT は積み重ねる検出器の層数を増やしデータ収集のさらなる高速化を行う方向に進むと考えられる。その場合にはコーンビームをファンビームの積み重ねとみなす近似は十分でなくなり、より精度の高いコーンビーム CT の画像再構成法が必要になるであろう。

1.5 コーンビーム CT

X 線ビームは X 線管から円錐状に放射されるものであり、3 次元断層像撮影の最も自然な方法は円錐状に放射された X 線を物体を完全に覆う平面検出器で検出する幾何学系を用いることである。この原理に基づく 3 次元断層像撮影をコーンビーム CT と呼ぶ。コーンビーム CT で最も重要な点は X 線源の軌道をどのように選ぶかということである。2 次元 CT との類推から、X 線源と検出器を図 1(e) に示すように患者を囲む円軌道上を動かすことで、3 次元断層像の再構成に必要なほぼ完全な測定データが得られると予想される。

コーンビーム CT もエクトモグラフィーと同様にその歴史は古く、1970 年代後半にメイヨクリニック（アメリカ）が心血管撮影用の実験装置を試作していた。コーンビーム CT の方法論については、長い歴史の中でこれまで大きく 2 つの発展がある。まず、1984 年に Feldkamp らが X 線源の軌道として円軌道を用いた場合の画像再構成法を提案した⁸⁾。この手法は 2 次元投影像の各行ごとにランプフィルターを施した後に逆投影を行うもので、ファンビーム投影に対するフィルター補正逆投影法を自然に 3 次元に拡張したものとなっている。直感に基づく近似法であるが実用的でわかりやすい手法である。実際、1990 年代に入って Feldkamp 法を用いて多くのコーンビーム CT 実験装置が試作されている。次に、1990 年を中心として Grangeat の研究をきっかけとして、厳密な 3 次元断層像を得るための X 線源の軌道の条件が明らかにされ、これらの軌道を用いた場合の実用的な画像再構成法が開発された⁹⁾。厳密な再構成が可能のための条件とは、「物体と交わるすべての平面が X 線源の軌道と交わる」という幾何学的に明快なものである。たとえば、Feldkamp らによる円軌道はこの条件を満足しない。この条件を満足する比較の実現が容易な軌道としては、図 1(f) に示す「直交する 2 つの円」「円と直線」「らせん」などがある。

コーンビーム CT の具体的な応用としては、多軌道断層撮影装置や X 線回転撮影装置などを用いた高コントラスト物体の再構成を目的としたものとマルチスライスヘリカル CT のような汎用の X 線 CT を目的としたものが考えられる。1980～1990 年代は主として前者が考えられてきたが、2000 年以降は厳密なデータ収集法や画像再構成法の確立と検出器コストの低下に伴って後者がより重要になっていくと考えられる。

2. 投影からの 3 次元画像再構成の基礎

1 章で述べたさまざまなデータ収集法で得られた投影データから 3 次元断層像を再構成する問題は、数学的に「平行ビーム投影からの再構成」か「コーンビーム投影からの再構成」のいずれかに帰着する。たとえば、エクトモグラフィーは平行ビーム投影からの再構成に、コーンビーム CT やマルチスライスヘリカル CT はコーンビーム投影からの再構成に帰着する。また、多段層法やヘリカル CT においても直接の測定データを補間により並べかえることで、平行ビーム投影からの再構成に帰着させることができる。そこで、「平行ビーム投影からの再構成」と「コーンビーム投影からの再構成」の手法について説明する。

2.1 平行ビーム投影からの再構成

被写体を関数 $f(\vec{r})$ で表す。ただし、 $\vec{r} = (x, y, z)^T$ である。被写体にさまざまな方向から平行な X 線ビームを照射して 2 次元投影データ測定を行うものとする。図 2(a) に示すように、さまざまなデータ収集法は投影方向を表す単位ベクトルの軌道 $\vec{u}(\phi) = (x(\phi), y(\phi), z(\phi))^T$; ($\phi \in \Phi$) として表現することができる。このとき、平行ビームによる投影データは次式で表される。

$$g_{\phi}(m, n) = \int_{-\infty}^{\infty} f(l\vec{u} + m\vec{a} + n\vec{b}) dl \quad (1)$$

ただし、 $\vec{a}(\phi)$ は軌道の接線方向の単位ベクトル、 $\vec{b}(\phi) = \vec{u}(\phi) \times \vec{a}(\phi)$ 、 (m, n) は検出器平面上の座標である。 $g_{\phi}(m, n)$ から $f(\vec{r})$ を求める画像再構成の基本的考え方は、2 次元の場合と同様に「投影切断面定理を用いて投影データの 2 次元フーリエ変換 $G_{\phi}(\mu, \nu)$ から被写体の 3 次元フーリエ変換 $F(\vec{\omega})$ を合成しその 3 次元フーリエ逆変換により再構成を行う」というものである。まず、投影切断面定理は次式のように表される^{10,11)}。

$$F(\mu\vec{a} + \nu\vec{b}) = G_{\phi}(\mu, \nu) \quad (2)$$

式 (2) は、 \vec{u} 方向の投影データの 2 次元フーリエ変換 $G_{\phi}(\mu, \nu)$ が $F(\vec{\omega})$ の \vec{u} に垂直な断面の成分と一致することを意味している。したがって、次の手順により画像再構成を行うことができる。

[Step 1] $g_\phi(m, n)$ の2次元フーリエ変換 $G_\phi(\mu, \nu)$ を計算

[Step 2] 式(2)を用いて $G_\phi(\mu, \nu)$ から $F(\vec{\omega})$ を合成

[Step 3] $F(\vec{\omega})$ の3次元フーリエ逆変換により、 $f(\vec{r})$ を再構成

上述の手法はいわゆる直接フーリエ変換法に相当しているが、[Step 2]と[Step 3]を極座標を用いて $G_\phi(\mu, \nu)$ から直接フーリエ逆変換を計算する形に変形することもできる。その結果として、次のフィルター補正逆投影法が得られる³⁾。

[Step 1] $g_\phi(m, n)$ の2次元フーリエ変換 $G_\phi(\mu, \nu)$ を計算

[Step 2] 周波数フィルター $H_\phi(\mu, \nu)$ の乗算

[Step 3] $G_\phi(\mu, \nu)H_\phi(\mu, \nu)$ の2次元フーリエ逆変換によりフィルター補正された投影データ $g'_\phi(m, n)$ を計算

[Step 4] $g'_\phi(m, n)$ の逆投影により $f(\vec{r})$ を再構成

周波数フィルター $H_\phi(\mu, \nu)$ には大きく2つの役割がある。まず、2次元の場合と同様に逆投影演算のぼけ特性を補正することである。次に、周波数スペクトルの測定の特長性を補正することである。測定の特長性とは $F(\vec{\omega})$ の各成分が投影データに含まれる回数 $M(\vec{\omega})$ のことであり、3次元の場合は一般に $M(\vec{\omega})$ は一定でなく周波数フィルター乗算の際に補正する必要がある。具体的なフィルター $H_\phi(\mu, \nu)$ の形は次式で表される。

$$H_\phi(\mu, \nu) = |\mu| \frac{\|\vec{u}'\|}{M(\mu\vec{a} + \nu\vec{b})} \quad (3)$$

軌道 $\vec{a}(\phi)$ が完全で厳密な画像再構成が可能かどうかは、式(2)の投影切断面定理に基づいて $F(\vec{\omega})$ の完全な合成が可能かどうかを調べればよい。具体的に計算を行ってみると、「任意の大円(原点を中心とする単位円)が軌道と交わる」という幾何学的条件が満足されれば厳密な再構成が可能という明快な結論を得る。この幾何学的条件は1975年にOrlovによって示されたものでOrlovの条件と呼ばれる¹⁰⁾。Orlovの条件を満足しない軌道の例として1章で述べたエクトモグラフィで採用されている軌道があり、この場合周波数スペクトルの一部の情報が欠落している。

2.2 コーンビーム投影からの再構成

被写体にX線源から円錐状のX線ビームを照射して投影データ測定を行うものとする。また、図2(b)に示すように、X線源は軌道 $\vec{a}(\lambda) = (x(\lambda), y(\lambda), z(\lambda))^T; (\lambda \in \Lambda)$ 上を動くものとする。このとき、コーンビームによる投影データは次式で表される。

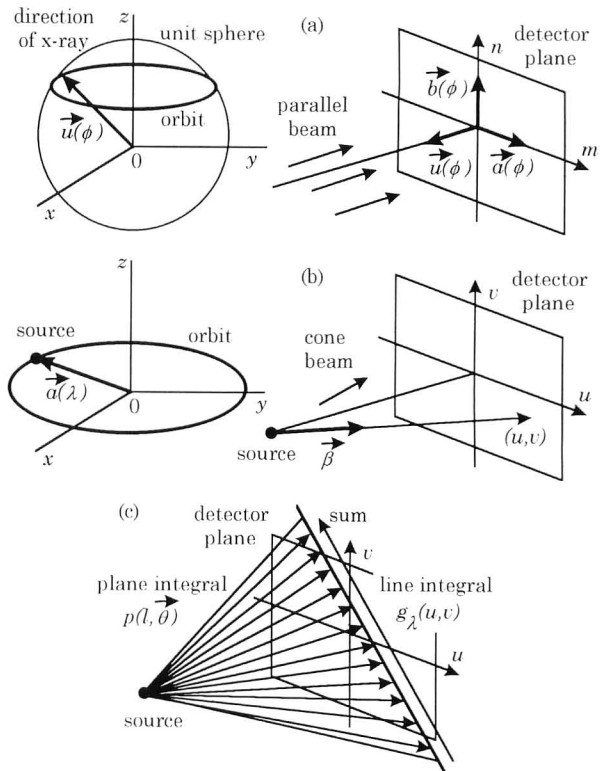


図2 (a) 平行ビーム投影によるデータ収集, (b) コーンビーム投影によるデータ収集, (c) 線積分から面積分への変換。

$$g_\lambda(u, v) = \int_0^\infty f(\vec{a} + l\vec{\beta}) dl \quad (4)$$

ただし、 (u, v) は検出器平面上の座標、 $\vec{\beta}$ はX線源から検出器平面上の点 (u, v) に向かう単位ベクトルである。コーンビーム投影の場合、投影データの2次元フーリエ変換と被写体の3次元フーリエ変換を関係づける投影切断面定理は成立せず、また2次元では定石のファンビームから平行ビームへの並べかえ(リビニング)に相当する手法も存在しない。したがって、その画像再構成問題は難しい。しかし、3次元ラドン変換と呼ばれる被写体の面積分を表す積分変換を媒介にすることでエレガントに解くことができる¹²⁾。3次元ラドン変換は次式で定義される。

$$p(l, \vec{\theta}) = \int_{R^3} f(\vec{r}) \delta(l - \vec{r} \cdot \vec{\theta}) d\vec{r} \quad (5)$$

ただし、 $\vec{\theta}$ は3次元単位ベクトルを表す。式(5)は、ベクトル $\vec{\theta}$ に垂直で原点からの距離が l の平面上の $f(\vec{r})$ の面積分を表している。3次元ラドン変換は具体的な逆変換公式が知られており、その公式が適用できるための必要十分条件は「被写体と交わるすべての平面上の $p(l, \vec{\theta})$ の値がわかっている」ことである。さらに、Tuy, Smith, Grangeatにより、コーンビーム投影 $g_\lambda(u, v)$ から3次元ラドン変換 $p(l, \vec{\theta})$ を計算するいくつかの公式が示され

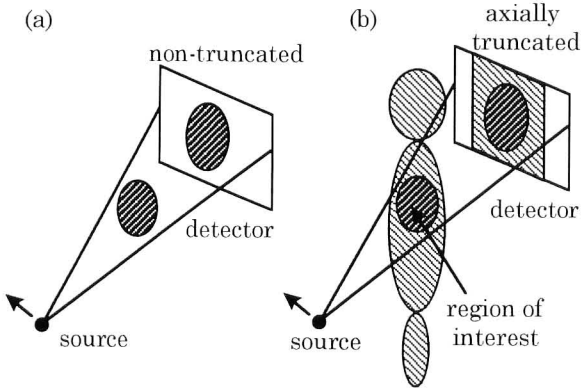


図3 (a) 通常の再構成問題, (b) 長い物体の再構成問題.

ている^{9,12)}. これらの公式は厳密に理解しようとするとかかなり難しいものであるが, 図2(c)に示すように「ある平面を互いに交わることなく埋め尽くす線積分の値を加え合わせると面積分になる」という直感的に想像がつく事実を表現したものである. コーンビーム投影からの画像再構成の基本的考え方は, 「コーンビーム投影 $g_i(u, v)$ から Tuy, Smith, Grangeat の公式を用いて3次元ラドン変換 $p(l, \vec{\theta})$ を合成し3次元ラドン変換の逆変換により再構成を行う」というものである.

Tuy, Smith, Grangeat の公式に基づく画像再構成法は, 「投影データに何らかのフィルターを作用させて変形した後逆投影する」という投影からの画像再構成の定石の形になっていない. そこで, 1994年に Defrise らと Kudo らは互いに独立にこの手法の再定式化を試み, 各コーンビーム投影 $g_i(u, v)$ のサイノグラム (s, μ) 空間で3次元ラドン変換の測定の冗長性を補正するフィルターを作用させ変形した後逆投影を行うシフトバリエーションなフィルター補正逆投影法への変形に成功した^{13,14)}. さらに, その特別な場合として, 軌道が単円軌道だと直感から導かれた Feldkamp らの再構成法と一致することを示した. その画像再構成法の処理手順の概略を以下にまとめる.

- [Step 1] 各コーンビーム投影 $g_i(u, v)$ のサイノグラム $S_i(s, \mu)$ を計算
- [Step 2] 3次元ラドン変換の冗長性を補正するフィルター $W_i(s, \mu)$ の乗算
- [Step 3] $S_i(s, \mu) W_i(s, \mu)$ のサイノグラム逆変換を計算
- [Step 4] 逆投影のぼけを補正するフィルタリングを行いフィルター補正された投影データ $g'_i(u, v)$ を計算
- [Step 5] $g'_i(u, v)$ のコーンビーム逆投影により $f(\vec{r})$ を再構成

軌道 $\vec{a}(\Lambda)$ が完全で厳密な画像再構成が可能かどうかは, Tuy, Smith, Grangeat の公式を用いて3次元ラドン変換 $p(l, \vec{\theta})$ の完全な合成が可能かどうかを調べればよい. 具体的に計算を行ってみると, 「被写体と交わるすべての平面がX線源の軌道と交わる」という幾何学的条件が満足されれば厳密な再構成が可能という明快な結論を得る. この幾何学的条件は幾度か異なる数学的手法により導かれているが, 1983年の Tuy の論文が最初といわれており Tuy の条件と呼ばれる¹²⁾. Tuy の条件を満足する軌道としては図1(f)に示されたような非平面軌道があり, 単円軌道は Tuy の条件を満足しない不完全な軌道である.

2.3 長い物体の再構成問題

上述のコーンビーム再構成法は, 被写体が孤立物体で被写体を完全に覆う平面検出器を用いて投影データ測定を行う状況を仮定している. しかし, 図3に示すように, 人体は体軸方向に長いため, 頭から足まで完全に覆う非現実的な検出器が存在しない限りこのようなデータ収集は実現不可能である. そこで, 人体のある特定の臓器を含む関心領域をその近傍断面のみにX線を照射して得られた投影データから再構成する必要性が生じる. すなわち, 体軸方向にトランケーションされた投影データからの画像再構成問題であり, この問題を長い物体の再構成問題 (long object problem) と呼ぶ.

ヘリカルCTの画像再構成法や Feldkamp らの近似的画像再構成法は, その性質上被写体が体軸方向に長くとも問題なく適用できるものである. そこで, 同様に体軸方向のトランケーションの影響を受けない厳密な再構成が可能かどうか1990年以降の多くの研究の論点とされてきた. 1994年に, Kudo らは軌道がある特定の幾何学的条件を満たせば長い物体の再構成問題が数学的に解けることをいち早く示し, その典型的な例として図1(f)に示す「円と直線」の軌道に対する画像再構成法を導出した¹⁵⁾. さらに, 1996年に Tam らと Kudo らは互いに独立に, 「らせん」軌道でも長い物体の再構成問題が数学的に解けることを示した¹⁶⁻¹⁸⁾. 「らせん」軌道はマルチスライスヘリカルCTという重要な応用があり, 現在さまざまな研究者が長い物体の厳密な再構成法を模索している.

X線を用いた3次元断層像撮影のための投影データ収集法と画像再構成法を, 最新の進歩を含めて解説した. しかし, 画像再構成法については詳細まで説明する余裕がなかったため, 興味がある読者は原著論文を参考にしたい.

文 献

- 1) D. G. Grant: "Tomosynthesis: A three-dimensional radiographic imaging technique," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **19** (1972) 20-28.
- 2) H. E. Knutsson, P. Edholm, G. H. Granlund and C. U. Petersson: "Ectomography—A new radiographic reconstruction method— I. Theory and error estimates," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **27** (1980) 640-648.
- 3) 工藤博幸, 高橋直寛, 斎藤恒雄: "新しい簡易型3次元CTのためのフィルター補正逆投影法", *電子情報通信学会論文誌(D-II)*, **83** (2000) 54-62.
- 4) C. R. Crawford and K. F. King: "Computed tomography scanning with simultaneous patient translation," *Med. Phys.*, **17** (1990) 967-982.
- 5) W. A. Kalender, W. Seissler, E. Klotz and P. Vock: "Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation," *Radiology*, **176** (1990) 181-183.
- 6) 工藤博幸, 斎藤恒雄: "円すいビーム投影を用いた3次元ヘリカルスキャンCT", *電子情報通信学会論文誌(D-II)*, **74** (1991) 1108-1114.
- 7) H. Hu: "Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction," *Med. Phys.*, **26** (1999) 5-18.
- 8) L. A. Feldkamp, L. C. Davis and J. W. Kress: "Practical cone-beam algorithm," *J. Opt. Soc. Am. A*, **1** (1984) 612-619.
- 9) P. Grangeat: "Mathematical framework of cone-beam 3D reconstruction via the first derivative of the Radon transform," *Lecture Notes in Mathematics*, 1497 (Springer-Verlag, 1991) pp. 66-97.
- 10) S. S. Orlov: "Theory of three-dimensional reconstruction I. Conditions of a complete set of projections," *Sov. Phys. Crystallogr.*, **20** (1975) 511-515.
- 11) M. Defrise, D. Townsend and R. Clack: "Three-dimensional reconstruction from complete projections," *Phys. Med. Biol.*, **34** (1989) 573-597.
- 12) P. Grangeat, P. Sire, R. Guillemaud and V. La: "Indirect cone-beam three-dimensional image reconstruction," *Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging*, ed. C. Roux, J. L. Coatrieux (IOS Press, Amsterdam, 1997) pp. 29-52, 343-350.
- 13) M. Defrise and R. Clack: "A cone-beam reconstruction algorithm using shift-variant filtering and cone-beam back-projection," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **13** (1994) 186-195.
- 14) H. Kudo and T. Saito: "Derivation and implementation of a cone-beam reconstruction algorithm for non-planar orbits," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **13** (1994) 196-211.
- 15) H. Kudo and T. Saito: "An extended completeness condition for exact cone-beam reconstruction and its application," *Conference Record of 1994 IEEE Medical Imaging Conference* (IEEE, 1994) pp. 1710-1714.
- 16) K. C. Tam, S. Samarasekera and F. Sauer: "Exact cone-beam CT with a spiral scan," *Phys. Med. Biol.*, **43** (1998) 1015-1024.
- 17) H. Kudo, F. Noo and M. Defrise: "Cone-beam filtered backprojection algorithm for truncated helical data," *Phys. Med. Biol.*, **43** (1998) 2885-2909.
- 18) H. Kudo, F. Noo and M. Defrise: "Quasi-exact reconstruction for long-object problem in helical cone-beam tomography," *Proc. 1999 International Meeting on Fully 3-D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine* (1999) pp. 127-130.

(1999年12月14日受理)