

X線イメージング技術

羽石 秀昭

千葉大学

1. まえがき

本稿では透過像としてのX線画像およびX線を用いた断層撮影法すなわちX線CT(computed tomography)について、その歴史、原理、現状などを概説する。このうち、透過像としてのX線画像については、X線の発生、物質の相互作用による透過X線強度の定式化、X線の検出装置について述べ、X線CTについては、その再構成理論を中心に述べる。なお、この分野の成書としては、日本エム・イー学会編、飯沼武、館野之男編著「X線イメージング」(コロナ社)¹⁾が好著であり、本稿の作成にあたって、大いに参考にさせていただいた。

レントゲンによるX線の発見から現在のX線イメージング技術までのおおまかなトピックを表1にまとめた。主に上段にX線透過像の記録技術を、また下段にX線CTに関する技術を配置している。X線の発見以降、単純な透過X線イメージングでは、X線蛍光板やフィルム

への記録にはじまり、そのアナログ的な記録方法の開発・改良が長く続けられてきた。フィルムへの記録の他に、X線蛍光増倍管I.I.(image intensifier)によるイメージング、IP(imaging plate)を用いたCR(computed radiography)、FPD(flat panel detector)など、検出器の電子化、デジタル化も進められ、今日に至っている。

一方、断層撮影技術では、古く1917年にRadonによって再構成の数学的理論が示されていたが、1963年にCormackがX線ビームスキャンによる投影および再構成の方法を発表し、ついで、1973年に英国EMI社のHounsfieldが実用的な装置を開発し、一気に普及が進んだ。ちなみに、HounsfieldとCormackは1979年にそのCT開発への功績からノーベル医学生理学賞を受賞している。近年では、ヘリカルスキャンによる収集の高速化、検出器の多列化(MDCT: multi-detector row CT)が進み、イメージング技術の向上が一層顕著である。

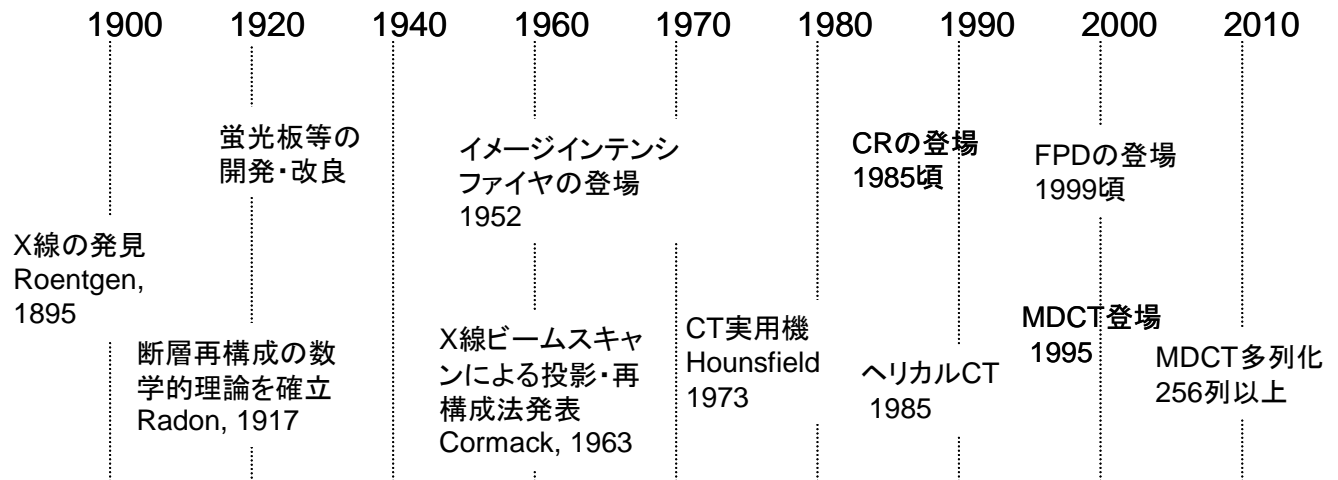


図1 X線イメージング技術の歴史

2. 透過像としてのX線画像

2.1 X線の発生

X線発生装置の構造を図2に示す。X線の発生源は陰極と陽極をもつ真空管である。陰極にはコイル状のフィラメントがあり、陽極には表面にターゲットを貼り付けた銅塊がある。ターゲットとしてはタングステンが一般

に用いられる。陰極のフィラメントが加熱されると、表面から熱電子が湧き出し、陽極の正電位により加速されてターゲットに衝突する。このとき電子は運動エネルギーを失い、そのうち1%以下がX線として放出される。

診断用X線管のエネルギースペクトルは一般に図3のような分布をする。グラフの中で連続スペクトルとし

て現れるなめらかな分布は制動 X 線といい、線スペクトルは特性 X 線という。制動 X 線のスペクトルはほぼ X 線光子のエネルギーに比例して減少する分布（点線）をもつが、実際の診断用 X 線管のスペクトルは図中実線のように山の形をした形状となっている。これは、被写体を透過し得ない低エネルギーの X 線が皮膚等へ障害を与えないよう、図 2 に示すようなフィルタによってそれら低エネルギーの X 線をあらかじめ取り除いているためである。

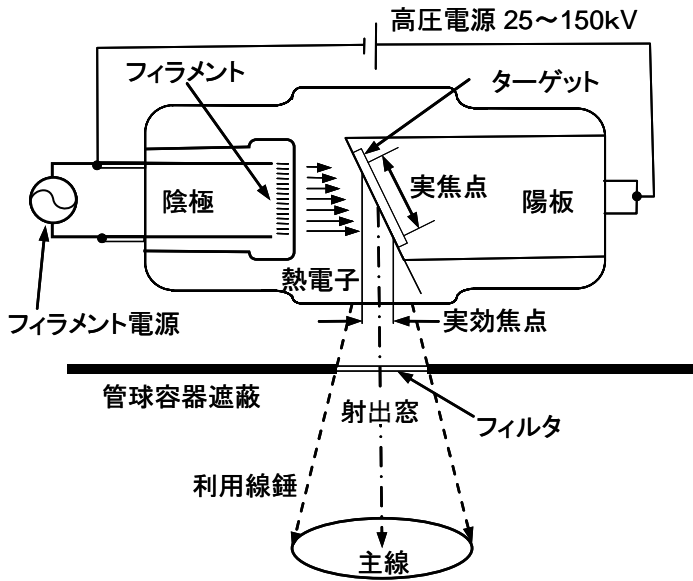


図 2 X 線の発生装置¹⁾

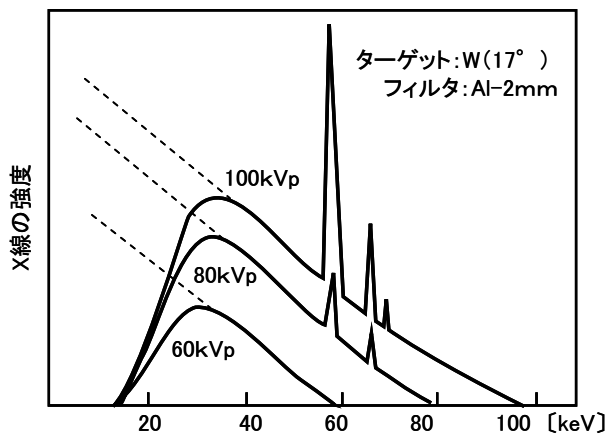


図 3 診断用 X 線管のスペクトルの概形²⁾

2.2 X 線と物質の相互作用

前項で示したような範囲のエネルギーをもつ X 線の

場合、X 線光子と物質の相互作用は、光電効果、コンプトン効果、レーリー散乱の 3 種類である。これらの効果によって入射 X 線は減弱する。それらの相互作用を受けずに検出される X 線強度から、X 線の透過経路に沿った物質の X 線減弱特性に関する情報が得られることになる。

ここでは、X 線に対する物質の減弱特性と最終的に物質を透過する X 線強度との関係を定式化する。まず、図 4 (a) のように細い平行な X 線が、厚さ d の、一様な減弱特性をもつ物体を透過する場合を考える。入射する前の X 線強度を I_0 とし、透過する X 線強度を I とする。このとき、透過強度は以下の式で与えられる。

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1)$$

これを X 線減弱の指数関数則といい、 μ を線減弱係数 (linear attenuation coefficient: 単位は m^{-1}) という。

$e^{-\mu d}$ は物体の透過率を表している。線減弱係数 μ が高いほど、また物体の幅 d が広いほど減弱は大きい。もう少し複雑な場合として、物体が同図 (b) に示すように 2 種類の線減弱係数の媒質からなるとすれば、透過 X 線強度はそれぞれで減衰するため、2 つの媒質での透過率の積で与えられ、以下の式で表される。

$$I = I_0 e^{-\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2} \quad (2)$$

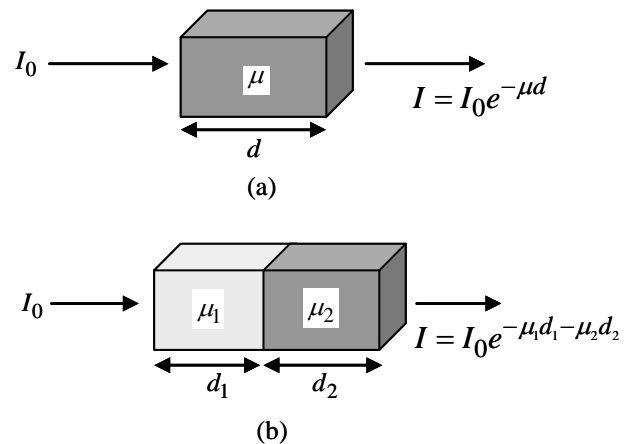


図 4 X 線減弱の指数関数則に基づく X 線の透過

次に図 5 のように空間的に一様でない線減弱係数分布をもつ物体を考える。また照射する X 線として平行なビ

ーム群を考える。物体内部の線減弱係数は位置の関数であり、これを $\mu(x, y)$ と書くことにすると、位置 s で検出される X 線強度 $I(s)$ は

$$I(s) = I_0 \exp\left[-\int_0^s \mu(x, y) dt\right] \quad (3)$$

と書ける。積分は s 軸と垂直な線 l に沿った $\mu(x, y)$ の線積分である。指数の中が線減弱係数の線積分で書けることは、上記の例で物体を微小切片のかたまりとみなし、その極限を考えることで理解できよう。

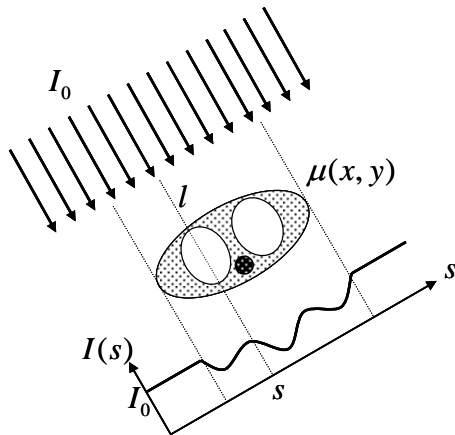


図 5 一様でない吸収係数分布をもつ物体に対する投影

2-3 X 線の検出

X 線の発見以来、写真乾板やフィルムを用いた記録方法が続けられてきた。そこで用いられる感光材料は、青や緑の波長領域に感度をもつ材料であり、X 線に直接感光するわけではない。X 線のエネルギーを吸収しそれを可視波長域の蛍光として発光し、これを可視波長域に感度をもつフィルムや写真乾板に記録するというしくみになっている。

図 6 はその記録方式の一例である。X 線蛍光体を支持体に塗布した蛍光体層の間に、両面に乳剤層をもつ X 線フィルムを入れたサンドイッチ構造になっている。X 線フィルムの乳剤層には可視光に感光するハロゲン化銀があり、X 線蛍光体の発光を捕らえて記録することができる。フィルム両面に蛍光体層をおくことで感度をかせいでいる。蛍光体の材料としては、たとえば酸硫化ガドリニウム・テルビウム ($Gd_2O_2S:Tb$) などが用いられている。一方フィルムの乳剤は、蛍光発光の分光特性に合わせて選択する必要がある、 $Gd_2O_2S:Tb$ に対しては、発光スペクトルが主に緑領域にあることに対応して、乳剤

としてオルソフィルムが用いられる。

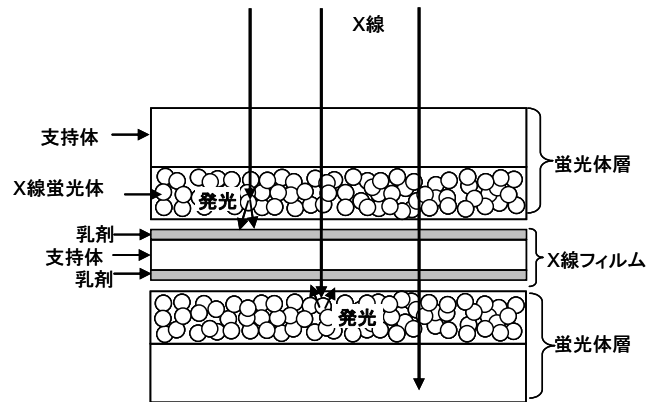


図 6 蛍光を用いた X 線強度の記録

図 6 の記録方式の場合、可視光に変換された X 線の強度分布は密着したフィルムに記録される。このような方式を直接撮影と呼ぶ。一方、可視光に変換された分布を光学系によって、もとの空間分布よりも縮小してフィルムに記録する方法もある。これらは間接撮影と呼ばれ、たとえば胸部の集団検診で撮影する X 線画像はこの方法を用いている。

フィルムへの記録は蛍光をそのまま捉えるだけであり、感度が低く、またフィルムに記録されるためリアルタイム性がない。これに対して電子的な方法が開発されている。X 線イメージインテンシファイア (X 線蛍光増倍管) は、陰極管を使って蛍光を光電子に変換し、これを高電圧下で集束・縮小して、ふたたび出力蛍光面で発光させるデバイスである。X 線を連続照射し、消化器や骨部等の動き、造影剤の併用による血管の詳細なイメージング、心臓カテーテル手術など、リアルタイム観察が求められる現場などでよく用いられている。

1985 年頃、イメージングプレート (IP) が開発され、X 線写真法に新たな流れが生じた。IP では X 線などの放射線を潜像として一時的に記録し、光照射によって放射線の強度に比例した発光を生じる。この原理を利用し IP にアナログ的に記録された 2 次元の X 線画像をレーザーで走査し、発光を時系列に光電変換し、電気信号に変えてデジタル画像にしている。このシステムは、CR (computed radiography) と呼ばれ、広く普及している。

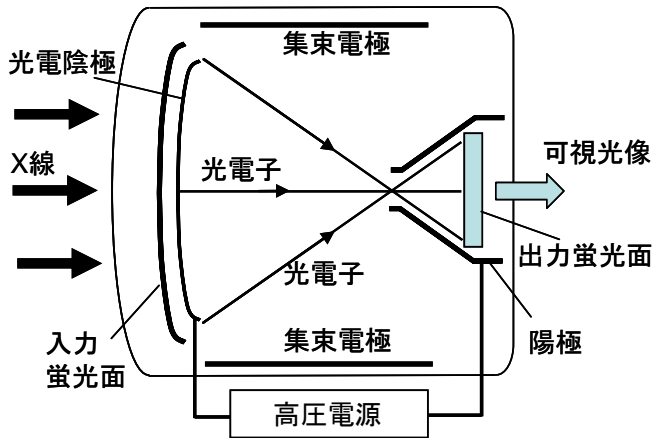


図7 イメージインテンシファイヤの構造

IPを用いたCRも、いったんX線強度分布を潜像としてアナログ的に記録しており、デジタル化するまでにレーザによる読み出しの手順を踏まなければならない。これに対し、1999年頃から、X線を直接電気信号に変換するデバイスが開発された。アモルファスセレンなどを用い、X線照射により生じた電子、正孔のペアに対して高電圧をかけることにより、その電荷量を読み出す方法である。電荷の読み出しには薄膜トランジスタTFTを用いてX線強度分布はピクセル化される。なお、X線を蛍光体でいったん可視光にした後にフラットに配列したフォトダイオードアレイによって電子化する方式もある。これらはそのディテクタ形状から、フラットパネルディテクタFPDと呼ばれている。いずれもリアルタイム性に優れ、近年機器開発が活発になされている。

3 X線CT

先に述べたとおり、X線の単純イメージングでは、X線の透過経路に沿った被写体の線減弱係数の積分値が得られるのにとどまる。X線CTは、X線の照射の方向を増やし、記録した透過像から演算により被写体各点での局所的な線減弱係数を求める技術である。ここでは、その原理と再構成手法について概説する。また、最近の3次元X線CT技術についても簡単にふれる。

3.1 投影データの取得

図8に基本的なX線CTの配置を示す。対象とする物体を中心として、X線源およびディテクタを対向して配置し、X線を照射して透過X線強度を検出する。このX

線源とディテクタを同期して横方向に走査すれば、X線のある方向に平行投影したときの物体断面の投影が得られる。断面の再構成には、このような平行投影像を360度にわたって取得する必要がある。上述の操作を、体軸を中心にX線源とディテクタを回転させて繰り返すことになる。

実際の装置は、ひとつの点線源から扇状にX線を照射し、並列化されたディテクタで透過X線を検出する機構をもち、線源とディテクタを回転させながらこの操作を繰り返すという方法を取っている。扇状に照射されるX線はファンビームと呼ばれる。この場合でも、データの適当な並べ替えをすれば、上で述べたものと原理的には同じものが得られる。

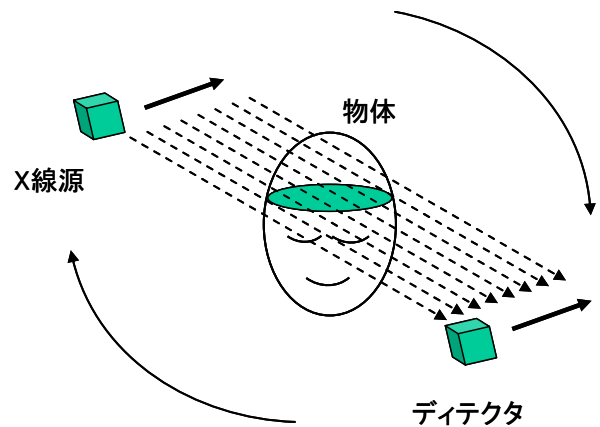


図8 基本的なX線CTの配置

X線源とディテクタを走査すれば図5に示すように $I(s)$ の分布が得られることになる。しかし、この値から積分経路上の吸収係数分布 $\mu(x, y)$ を知ることはできない。X線CTの目的は、あらゆる方向からの投影で得られたデータから $\mu(x, y)$ を得ることである。CTの手法で物体の断層像を得ることを、画像再構成(image reconstruction)という。

再構成に先立って以下の前処理がなされる。

$$p(s) = -\log[I(s)/I_0] = \int_L \mu(x, y) dt \quad (4)$$

すなわち、得られている強度データ $I(s)$ を I_0 で割った後、対数を取ることで指数関数の肩の部分を出算する。 $p(s)$ を投影データと呼ぶ。検出されるX線強度と投影データの関係を図9に模式的に示す。

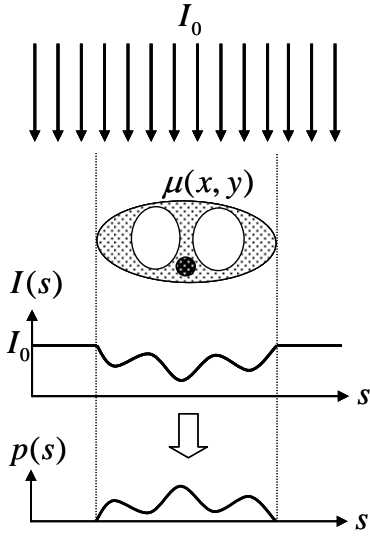


図9 強度データから投影データへの変換

3.2 中央断面定理³⁾

360度全ての方向の投影データが得られている場合、その情報が画像再構成に十分であることを示す。まず、図10に示すように、物体空間の座標系として x, y 直交座標を定義し、さらに、これを θ だけ回転して得られる座標系を s, t と定義する。すなわち、

$$\begin{aligned} s &= x \cos \theta + y \sin \theta \\ t &= -x \sin \theta + y \cos \theta \end{aligned} \quad (5)$$

なる関係がある。いま、物体の関数を $\mu(x, y)$ とし、その t 軸に沿った平行投影を考える。 s 軸に沿って得られる投影データを $p_\theta(s)$ とすると、 $p_\theta(s)$ は、

$$p_\theta(s) = \int \mu(t, s) dt \quad (6)$$

と表される。 $p_\theta(s)$ の1次元フーリエ変換を $P_\theta(\xi)$ とす

ると、 $P_\theta(\xi)$ は

$$\begin{aligned} P_\theta(\xi) &= \int p_\theta(s) \exp(-j2\pi\xi s) ds \\ &= \iint \mu(t, s) \exp(-j2\pi\xi s) ds dt \end{aligned} \quad (7)$$

と書ける。右辺を式(5)を用いて x, y で表せば、

$$P_\theta(\xi) = \iint \mu(x, y) \exp[-j2\pi\xi(x \cos \theta + y \sin \theta)] dx dy \quad (8)$$

となる。

一方、 $\mu(x, y)$ の2次元フーリエ変換 $M(u, v)$ は、

$$M(u, v) = \iint \mu(x, y) \exp[-j2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (9)$$

で定義される。 u, v はそれぞれ x, y に対応する空間周波数である。フーリエ面においても θ だけ回転した座標系を考え、これを ξ, η とする。 u, v は ξ, η を使って、

$$\begin{aligned} u &= \xi \cos \theta - \eta \sin \theta \\ v &= \xi \sin \theta + \eta \cos \theta \end{aligned} \quad (10)$$

と書けるので、これを式(9)に代入すると、

$$\begin{aligned} M(\xi, \eta) &= \iint \mu(x, y) \exp[-j2\pi\{(\xi \cos \theta - \eta \sin \theta)x \\ &\quad + (\xi \sin \theta + \eta \cos \theta)y\}] dx dy \end{aligned} \quad (11)$$

となる。ここで、 $\eta = 0$ の直線上のフーリエスペクトルに着目すると、そのスペクトルは

$$M(\xi, \eta) |_{\eta=0} = \iint \mu(x, y) \exp[-j2\pi(\xi x \cos \theta + \xi y \sin \theta)] dx dy \quad (12)$$

と書ける。この式は式(8)に他ならない。以上のことから中央断面定理(central slice theorem)と呼ばれる以下の定理が導かれる。

中央断面定理 (図10) :

2次元物体 $\mu(x, y)$ の θ 方向への投影の1次元フーリエ変換は、 $\mu(x, y)$ の2次元フーリエ変換 $M(u, v)$ の、原点を通る θ 方向のフーリエスペクトルに他ならない。

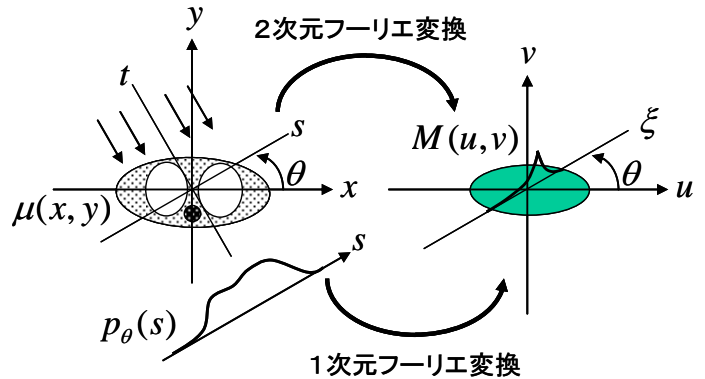


図10 中央断面定理

この定理より、360度全方向について投影データを得、その1次元フーリエ変換を2次元フーリエ空間上に埋めていくことで、原物体の2次元フーリエスペクトルが

完全に記述されることがわかる。完成した2次元フーリエスペクトルを逆変換することにより、原物体を再生できることになる。この原理に基づいた再構成法はフーリエ変換法と呼ばれる。

3.3 フィルタ補正逆投影法

実際の再構成では、前項の原理をそのまま使った方法ではなく、逆投影という操作を基本とする方法が通常用いられる。逆投影とは、得られている投影データを投影方向に沿って物体側に戻す処理をいう。たとえば、図 5.13 に示すような点物体の場合を考えてみる。各方向の投影で得られた、点物体の投影データを、その方向に沿った物体側のすべての点に重ねていく。この結果、点物体の単純な逆投影は点には戻らず、点がぼけた画像となる。ぼけ方は物点の位置によらず同じであり、その形状は回転対称をもつ。具体的には、点からの距離を r として、ぼけ関数を $h(r)$ とすると、

$$h(r) = 1/r \quad (13)$$

で与えられる。これは、図 11 に示すような放射状の線の、集中点から半径 r の円周上での線密度を考えれば直感的に理解できる。

空間的に広がりをもった物体の場合についても、それらが無数の点物体の集合と考えれば、理想的な再構成像に対して関数 $h(r)$ をコンボリューションしてぼかした画像が得られることがわかる。したがって、単純逆投影で得られた画像に $h(r)$ のぼけを取り除くデコンボリューション処理を施せば、所望の再構成像が得られることになる。

また、フーリエ面での原点からの距離を ρ としたとき、 $h(r) = 1/r$ によるコンボリューション演算は、フーリエ面における $H(\rho) = 1/\rho$ のローパスフィルタの演算に相当する。したがって、単純逆投影で得られた画像の2次元フーリエ変換を行い、 $1/\rho$ の逆の特性をもつハイパスフィルタ、 $1/H(\rho) = \rho$ をかけて実面に戻せば、やはり、所望の再構成画像が得られることになる。

ところで、逆投影もフィルタリングも、ともに線形演算のため、演算の順番を入れ替えることができる。すなわち、投影データに適当なフィルタを掛けたのち、逆投影を行っても原理的に同じ再構成画像が得られる。この方法がフィルタ補正逆投影法 (filtered back-projection)

であり、一般の商用機では、この方法が用いられている。

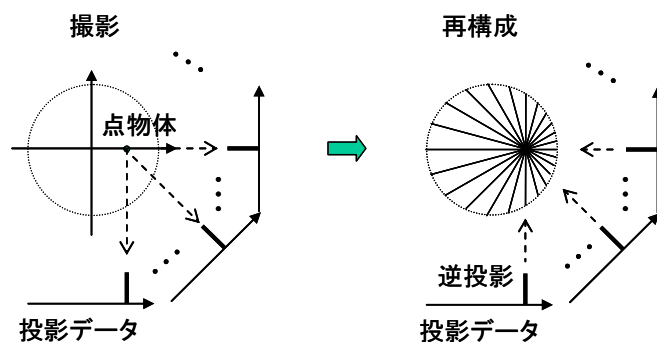


図 11 点物体の投影データと単純逆投影

図 12 に、再構成の例を示す。(a)は再構成の対象となる原物体であり、ここでは数値的に分布を与えたファントムである。(b)はこの原物体に対して、360度を均等にカバーする128方向の投影で得られた投影データであり、横軸に s を、縦軸に投影方向 θ をとっている。このように表現されたデータは、各点物体が正弦波状の軌跡を描くことから、サイノグラム(sinogram)と呼ばれる。(c)は単純逆投影によって得られる再構成像であり、原物体に類似したパターンとなっているものの、著しくぼけているのがわかる。(d)はフィルタ補正逆投影の結果であり、(c)に比べて、原物体に近い再構成像となっている。

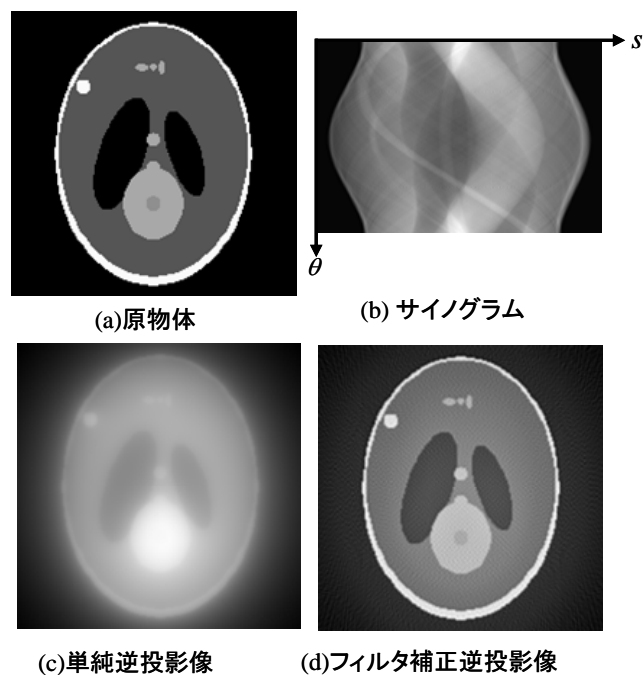


図 12 CT再構成の実例

3.4 3次元 CT

前節までの CT は基本的に 2 次元的な断層像 (スライス像) を取得するものであり, 2 次元 CT と呼ばれる. 対象物の 3 次元的な構造を見るためには, 体軸を中心に, X 線と検出器とを 1 回転させて 1 断面を撮影した後, 体軸方向に装置をずらして (あるいは対象物をずらして) 次の 1 断面を撮影する. これを必要なだけ繰り返すことにより, 関心領域のスライス画像を多数得ることができる. このようにして得られた 3 次元的な離散データをボリュームデータと呼ぶ. また 2 次元のデジタル画像の単位をピクセル(pixel, 画素)と呼ぶのに対して, 3 次元デジタル画像の単位をボクセル(voxel, 体素)と呼ぶ.

1980 年代ごろから, 3 次元ボリュームデータの高速な取得への要求から, 上記の方法とは異なった手法が提案され実用化されている. この方法のひとつはヘリカルスキャン CT と呼ばれるものである. ヘリカルとはらせんという意味で, 1 断面毎に移動ステージを停止することなしに, 図 13(a)に示すように連続回転して投影データを高速に取得する方法である. この方法ではどの 1 断面も, 全方向の投影が得られるわけではないため, 前後の投影データから補間によりデータを埋めている.

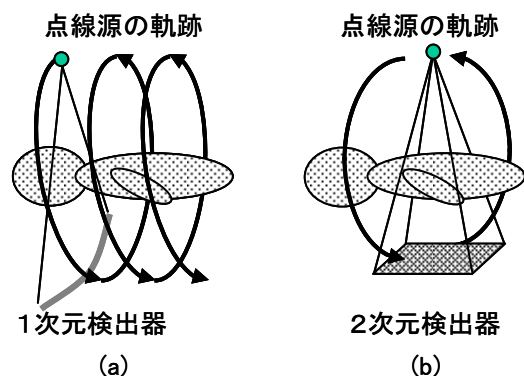


図 13 ヘリカル CT とコーンビーム CT

別の方法はコーンビーム CT である. 2 次元 CT が点線源からのファンビームを用いているのに対して, 図 13(b)に示すとおり, コーンビーム CT は 3 次元的な広がりを用い, 2 次元ディテクタで透過 X 線を検出し, この X 線源とディテクタのセットを対象物体のまわりに 1 回転させることで, 投影データを得る. この方法の場合, 得られる情報は物体を完全に再現するには十分ではな

いが, 1 回の回転でよいいため高速であり, 対象を限定すれば有効な再構成手法となる.

現在では, ヘリカルスキャンで, かつ, 検出器を多列にした MDCT(multi-detector row CT)が広く普及している. 32 列, 64 列などの検出器が一般的になってきているが, 最近では 256 列など, さらに多列化が進んでいる.

ごく最近ではヘリカルスキャンを行わない, 320 列の面検出器を用いた高速のコーンビーム CT も登場している⁴⁾. この検出器の場合は 160mm の幅をカバーし, 最速 0.35 秒で 1 回転のスキャンをするため, 心臓や頭部領域での利用が期待されている.

4 まとめ

透過像としての X 線画像および X 線 CT について, その歴史, 原理, 現状などを概説した. 各種装置の最近の開発状況やトレンド, 各診療科での利用などについては省いている. 興味のある読者には文献 1 や 4 などを参照していただければ幸いである.

参考文献

1. 日本エム・イー学会編, 飯沼武, 舘野之男編著「X 線イメージング」(コロナ社) (1999)
2. わかりやすい放射線物理学, 多田順一郎著, オーム社 (1997)
3. Radiological imaging, The theory of image formation, detection, and processing, H. H. Barrett and W. Swindell, Academic press (1981)
4. 映像情報 Medical 増刊号, Multislice 2008 Book, Vol. 40, No. 7 (2008)

羽石秀昭 (正会員)

1990年東京工業大学大学院博士了(工博). 同年千葉大学工学部情報工学科助手. 1994年同講師. 1995~1996年アリゾナ大学放射線科客員研究員.

1996年千葉大学工学部情報工学科助教授. 現在フロンティアメディカル工学研究開発センター教授. 医用画像処理, カラー画像処理の研究に従事. 日本光学会, 日本医用画像工学会, 日本

核医学会, OSA, IS&Tなどの各会員.