

入門講座

画像検査・計測技術-4

非破壊検査用X線CT画像の3次元再構成法

3D Reconstruction with X-ray CT for Nondestructive Inspection

田中敏幸

Toshiyuki Tanaka

慶應義塾大学 理工学部
物理情報工学科 准教授

1 まえがき

現在、X線CTは医療の分野だけでなく工業の分野でも利用されている。工業分野における主な使用方法としては、製品に組み込まれるICチップや回路基板などの欠陥を非破壊検査するという用途である。家電製品や工業用製品の小型化への要求が、内部部品の小型化を急速に推し進めている。また、小型化に伴い各部品がパッケージ化され、内部を目視で見ることができなくなった。また、はんだ付け等の接合の数も多くなり、はんだ内部の状況も検査の対象となっている。これらの検査を非破壊で行うために、X線CTはなくてはならない装置となっている。医療用のX線CTと異なり工業用X線CT装置では、X線を照射する対象が部品であることからX線の放射強度をある程度強くすることが可能である。X線の照射強度を強くすることで計測精度を上げていくことも可能であり、今後ますますX線CTに対する需要が伸びていくものと思われる。本稿では、現在使われているX線CTの3次元再構成法の基礎について説明する。近年、この基本原理だけでは不十分だということからいろいろな研究がされているが、発展的な内容については別の機会に報告したい。

2 X線CTによる断層撮影法

コンピュータ断層撮影装置は1972年4月19日 Dr. J. AmbroseによってAnnual Congress of the British Institute of Radiologyに紹介された。この装置の基になった考え方は以下に示すとおりであり、オーストリアの数学者J. Radonによって1917年に数学的に証明された。断層面の再構成方法は、物体の透視画像(プロジェクションデータ)を角度を変えながら規則的に数多く作り、求める断層面の画素の吸収値を計算することにより再構成画像を作りだすものである。この計算機による画像再構成をComputed Tomography (CT)

と呼んでいる。投影角度を限定して断面の再構成を行う研究も盛んに行われていたが、原理的には一つの断面の画像再構成では、原理的には一つの断面を再構成するためにはすべての方向からの投影データが必要となる¹⁾。

物体を透視する手法としては、X線を用いるX線CT、陽電子を用いるPET、磁場と電波を用いるMRI、超音波を用いるものなどがある。X線を用いた場合の投影データは、以下のように取得される。物体のある断面のX線減衰係数(吸収係数)の分布を $f(x, y)$ とする。この断面にX線ビームを照射したとき、入射側のX線強度を I_0 、物体を透過した後のX線強度を I_i とすると両者は次のような関係にある。

$$I_i = I_0 \exp\left(-\int_s f(x, y) ds\right) \dots\dots\dots (1)$$

ただし ds はX線ビームに沿った線素である。これにより次のようにおくことができる。

$$\int_s f(x, y) ds = -\ln \frac{I_i}{I_0} \equiv p \dots\dots\dots (2)$$

上式で、 p は投影データと呼ばれるものでありこれはX線の物体透過前後の強度変化により決定する。

X線CTは元来、1次元検出器を用いて2次元データを再構成している。X線CTによる断層面の再構成法で最も基本的なものは平行ビーム投影による再構成法である。平行ビーム投影の原理を図1に示す。図に示すように、X線が直線的に照射された部分に注目して、途中でのX線の吸収率を検出器で計測する。X線源の位置を少しずつ移動させることによって、吸収率の1次元データを得ることができる。これはX線源と検出器の途中に置かれている物体の形状と内部組織を1次元のデータに変換していることに等しい。この変換をラドン(Radon)変換と呼んでいる。図1ではある一定の方向からX線を照射したときの1次元データへの変換方法について示しているが、CTでは $p(r, \theta)$ を物体の全周にわたって1度刻みで測定し、これから $f(x, y)$ を計算して途中の物体を

再構成する。したがって投影データ $p(r, \theta)$ からの画像再構成は、数学的にはラドン変換の逆変換をみなして $f(x, y)$ を求める問題となる。これを解決する画像再構成法として重畳積分法²⁾がよく用いられる。

次に2次元フーリエ変換と平行ビームによるX線投影データとの関係を説明する。いま物体の $f(x, y)$ の2次元フーリエ変換を考える。図2の左の座標に示すようにX線源と検出器の間に物体 $f(x, y)$ が置かれているものとする。2次元フーリエ変換は、形状を三角関数で表現したものであり、図2の右に示すように、周波数の成分で表現したものである。2次元フーリエ変換の図は、 (μ, ν) で表される方向にどのような周波数成分を持っているかを表している。図2では、X線源と垂直な方向 r (X線源の初期位置から角度 θ だけ回転した位置) の投影データは、2次元フーリエ変換の μ 軸に対する角度 θ 方向の断面と同形になる。これをフーリエ変換に対する投影切断面定理と呼ぶ。このことから、 $0 \leq \theta \leq 2\pi$ の全ての方向からX線投影データを測定して360度にわたって合成し、対象物体の2次元フーリエスペクトルを得ることができる。以上の手法は2次元の平行ビーム投影における画像再構成過程であり、3次元の画像再構成に拡張していく際に最も基本となる理論である。

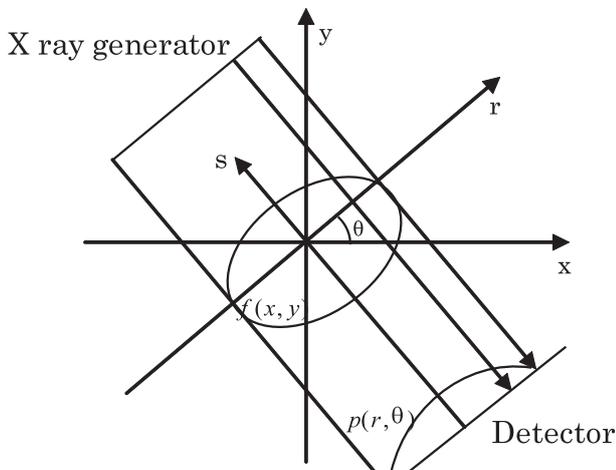


図1 フーリエ変換の投影切断面定理

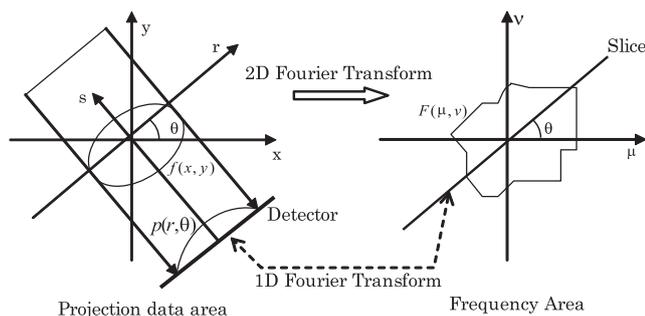


図2 フーリエ変換に対する投影断面定理

3 ファンビーム投影による再構成

ここでは2次元のファンビーム投影による画像再構成法について説明する⁴⁾。X線CTの基本は平行ビームによるシステムである。平行ビームによる再構成は演算的には容易であるが、1方向からのX線照射に対する1次元データを作るためにX線源の位置を少しずつ移動していかなければならない。再構成のアルゴリズム全体を考えたとき、これは多くの時間を費やすことになる。また、小さな物体を拡大した再構成画像を作ることができないという問題点がある。それを解決するために考えられた手法が、ファンビーム投影による再構成である。X線源からの照射は基本的には線源を基点としたコーンのような形をしている。平行投影はその中の照射中心部分についてのみを利用したものである。その拡張としてコーン型のビームの水平面できったものを考えれば扇形上の(ファンビーム型の)X線照射となる。

このファンビーム投影による画像再構成演算は、平行ビーム投影における画像再構成演算を拡張することにより導出される。平行ビーム投影からファンビーム投影への基本的概念を図3に示す。ファンビーム投影法ではX線源から扇状にX線が広がっているので、検出器における物体の透視像は実際の物質より拡大されたものとなる。図3において検出器の中心を回転軸とする。図中で D はX線源と検出器間距離、 $C(x, y)$ は対象とする再構成物体中の点、 C' は点 C を通るファンビームが検出器に到達する点、対象点 C を通るファンビームのファン角 (X線の中心ビームと対象ファンビームのなす角) を α 、検出器の回転走査角度を β としている。ここで検出器上の位置を l で表すことにし、回転走査角度 β のとき検出器の位置 l 上で取得される投影データを $p(l, \beta)$ と表している。また点 C から中心ビームにおろした垂線の足を N としている。

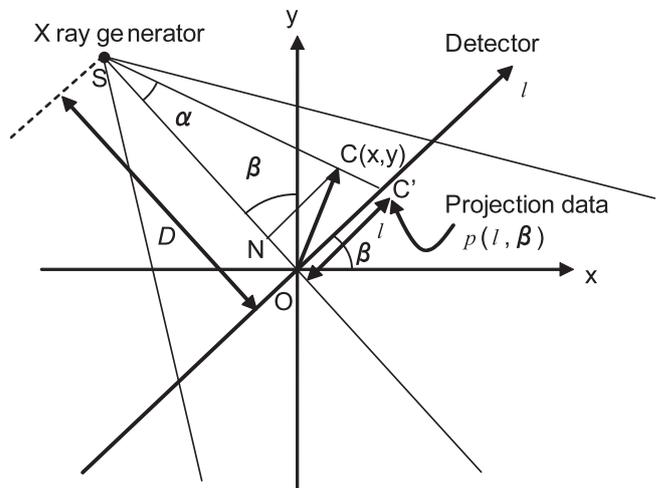


図3 ファンビーム投影の概念

ファンビーム投影による再構成においても、投影データ $p(l, \beta)$ を畳み込み積分して、それを全投影角度にわたって逆投影する。対象点 $C(x, y)$ から検出器到達位置 l を求める場合に、重み係数として $D/\sqrt{D^2+l^2}$ を用いる。この重み係数は、図3における D と SC との比である。これは平行ビーム投影の場合のX線源-検出器間距離と、ファンビーム投影のX線源-検出器間距離の比を表している。この投影データの重み係数を用いることによってファンビーム変換による不具合を軽減している。また逆投影における畳み込みデータに重み係数 $1/L^2$ を用いている。これはファンビームの対象点到達距離 L を中心ビーム方向に射影した平行ビーム成分とX線源-検出器間距離 D との比をとったものである。また l は式に示されている通り、幾何的に点 $C(x, y)$ からX線の検出器到達位置を求めたものである。このようにして2次元のファンビーム投影におけるCT画像再構成が実現される。実際のX線CTでは3次元の再構成を行っている。ファンビーム投影を利用した3次元再構成では、2次元再構成画像を適当なスライス幅で作成していった3次元的に合成することになる。結果的には2次元再構成にかかる時間とどの程度のスライス幅で3次元構成するかによって再構成にかかる時間が決定する。

4 3次元データへの拡張

平行ビーム投影という概念によって始まったX線CTの再構成アルゴリズムは、ファンビームという考え方によって計算効率がよくなり、現実的な時間で再構成画像を得ることができるようになった。しかし、先にも述べたように実際のX線源から照射されるX線は、ある広がりを持ってコーン状に照射されている。それならばファンビームの原理を拡張して、コーン状のX線で同様の再構成を行うことができれば、3次元形状の再構成を行う際にかなりの高速化になる。そのようにして現在では、コーンビーム投影によるX線CTが開発されており、X線CTアルゴリズムの主流となっている。ここでは、これまでの2次元におけるCT画像再構成の原理をふまえて、基本的な水平回転走査型X線コーンビーム投影における3次元画像再構成手法について説明する⁵⁾。この投影手法における3次元画像再構成方法はFeldkamp法と呼ばれている。

水平回転走査型X線コーンビーム投影^{6,7)}のシステムと、画像再構成において設定する座標を図4に示す。xyz座標は再構成画像空間であり、この空間で対象物体の画像を再構成する。このxyz座標は回転走査においても移動することなく固定座標であるとする。またXY座標は検出器の位置を決める座標であり、平面検出器の中心を原点とし水平方向にX軸、

垂直方向にY軸をとったものである。これは水平回転走査の際に常に平面検出器とともに回転して動くものとする。さらにこのシステムでは走査回転においてコーンビームの中心ビームは常に検出器面の中心を垂直に通過するものであり、この中心ビームの進行方向へ長さ1をもった単位ベクトルを \vec{v} と設定する。またこの \vec{v} と直交し検出器平面の水平方向を表す単位ベクトルを \vec{u} 、同様に垂直方向を表す単位ベクトルを \vec{w} とする。これらのベクトルも回転走査に伴い検出器とともに動くものとなる。Feldkamp法の表す画像再構成の原理は、ファンビームによる再構成の原理と同じものである。重み係数 $D/\sqrt{D^2+l^2+Y(\vec{r})}$ をつけた投影データを畳み込み積分し、そのデータに角度に応じた係数 $D^2/(D+\vec{r}\cdot\vec{p})^2$ をつけて全投影方向に逆投影するというものである。ここで重み係数 $D/\sqrt{D^2+l^2+Y(\vec{r})}$ と $D^2/(D+\vec{r}\cdot\vec{p})^2$ はファンビームの節で説明したものと同様であり、それを3次元的に表現したものである。

5 現状と問題点

従来の水平走査型X線CTは、コンデンサのような小型の物体の内部検査には適しているが、マザーボードのように薄い基板状の物体の検査の際には問題が生じる。その問題とは次の2点に集約できる。

まず一つ目の問題点は再構成画像の拡大率を十分に上げられないということである。拡大率とは実際の対象物体に対する再構成画像の大きさの割合であり、X線源-検出器間距離 D とX線源-対象物体中心間距離 d の比 D/d で決定される。しかし対象物体が薄い基板状の物体である場合、水平回転をさせると物体の横の長さの影響から物体とX線源とがぶつかってしまう恐れがあるために距離 d を十分に小さくするこ

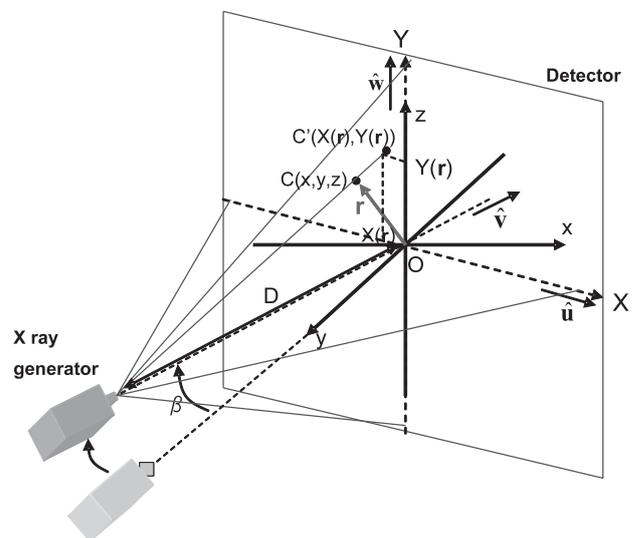


図4 Feldkamp法の概略

とができない。基板状のICチップの接合部のように非常に小さな領域を対象部位として扱うことから、拡大率を上げることはそのような部分の精密な検査において不可欠な要素となる。

二つ目の問題点は基板状物体の回転では、照射X線が物体内を通過する距離が極端に変化するということである。基盤の中心付近を検査する場合、水平に投影してしまうと着目部位の他に余計な物体が多く存在してしまうため通常は基盤を立てての検査となる。この場合、基板の向きによってX線の通過する距離が著しく異なってしまい、ビームハードニング現象を引き起こすことによりCT画像が正確に再構成されなくなってしまう。ビームハードニング現象とは物体のある一点の再構成を考えたときに、物体の向きによってその点を通るX線の強度がそれまでの物体透過距離の違いですでに大きく違っているため、正しいX線強度変化を測定できない現象である。このことが原因で画像にノイズやアーチファクトが入ってしまい正しい画像再構成ができなくなってしまう。例として従来の手法で大型基板上のICチップのはんだ接合部を画像再構成したものの例を図5に示す。

以上の問題点から、従来型のX線CTでは基板状の物体を精密に検査する際には検査したい部位を切除して行わざるを得ない。これらの問題点を解決する方法として、X線源を基盤に対して斜めの方向から照射するX線CTが提案されている。斜め照射型X線CTについてもまた新たな問題点が指摘されているので、現時点では完全なものであるとはいえない。

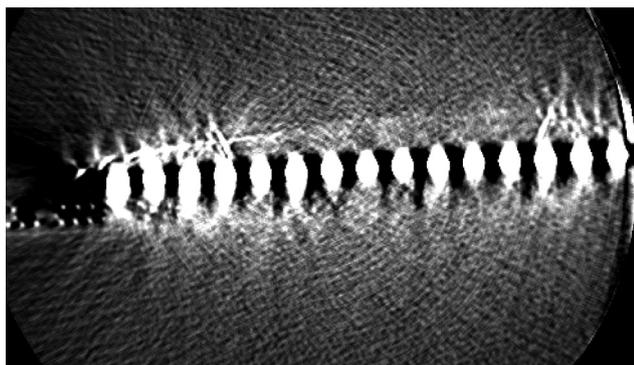


図5 従来のX線CTによるはんだ接合部の再構成画像

6 あとがき

本稿では、非破壊検査装置として重要であるX線CTの基本的な画像再構成法について説明を行った。最近ますます非破壊検査の需要が多くなる傾向にあるので、X線CTの需要もあわせて多くなるものと思われる。先にも述べたようにここではCTの基本原理を説明するにとどめた。現状の問題点として、従来のX線投影による検査では、マザーボードのように薄い形状の回路基板を検査するにあたっては、拡大率の確保および対象物体の形状によるアーチファクトの影響により鮮明な再構成画像が得られないという問題がある。また、装置や部品の小型化に伴い、拡大率を上げたいという要望もある。最近では、これらを改善するための技術や製品も現れている。また、画像の分解能や精度を上げるための理論なども提案されている。しかし、それらにもまだ改善されなければならない問題点がある。今後、X線CTがどのような進化を遂げていくのか注目したいと思う。

参考文献

- 1) A C Kak : Image reconstruction from projections, Image Processing Techniques, Computational Techniques, Academic Press, Orlando, 2 (1984), 111-169.
- 2) 岩井喜典 : 医用画像診断装置, コロナ社, (1988)
- 3) Harish P. Hiriyanaiyah : X-ray computed tomography for medical imaging, IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, 14 (1997) 2, 42.
- 4) 田村秀行 : コンピュータ画像処理, オーム社, (2002)
- 5) 齊藤恒雄 : 画像処理アルゴリズム, 近代科学社, (1993)
- 6) T. Saito and Hiroyuki Kudo : Feasible cone beam scanning methods for exact reconstruction in three-dimension tomography, Optical Society of America, 7 (1990) 12, 2169.
- 7) A.C. Kak and M. Slaney : Principles of computerized tomographic imaging, IEEE PRESS, (1988)

(2008年3月31日受付)