

# X線ラミノグラフィーによる大面積平板試料の3次元構造解析

星野真人

公益財団法人高輝度光科学研究センター (SPring-8) 〒679-5198 兵庫県佐用郡佐用町光都 1-1-1

上杉健太郎

公益財団法人高輝度光科学研究センター (SPring-8) 〒679-5198 兵庫県佐用郡佐用町光都 1-1-1

竹内晃久

公益財団法人高輝度光科学研究センター (SPring-8) 〒679-5198 兵庫県佐用郡佐用町光都 1-1-1

鈴木芳生

公益財団法人高輝度光科学研究センター (SPring-8) 〒679-5198 兵庫県佐用郡佐用町光都 1-1-1

八木直人

公益財団法人高輝度光科学研究センター (SPring-8) 〒679-5198 兵庫県佐用郡佐用町光都 1-1-1

## 要旨

X線ラミノグラフィーは、X線CTでは計測することが不可能な平板状試料に対して、その3次元構造を非破壊で計測できる手法である。X線ラミノグラフィーでは、試料の回転軸をX線の光軸に対して垂直方向から数10度傾斜させることにより、撮像視野よりも遥かに大きな断面積を持つ平板状試料に対して、その内部構造を反映した透過投影像の取得が可能となる。その透過投影像を用いて、計算機により再構成演算処理を行うことで、平板状試料の断面像を得ることができる。特に、プリント基板などにおける微細構造の非破壊検査に威力を発揮する手法である。

## はじめに

X線を用いたイメージングにおいて、最大の特徴といえるのが、その透過性を活かした不透明物体の内部構造観察である。この透過イメージングの起源は、1895年にレントゲンがX線を発見し、その直後に撮影されたとされる夫人の手の影絵までさかのぼる。それから1世紀以上たった今日では、X線イメージングは、医療現場をはじめ様々な分野で利用されている。特に Haunsfield らが開発した X線 Computed Tomography (CT) による断層像撮影法は、普段我々が目にすることができない試料内部の様子を非破壊かつ3次元で観察することができる<sup>1)</sup>。X線CTの原理の詳細については本稿では割愛するが、断層像を得るためには、被検体となる物体に対して、その周囲から撮影した複数枚の透過画像が必要となる。医療用のX線CT装置では、X線源と検出器が被検体の回りを一体となって動くことにより、その周囲360度方向から透過画像を得ることができる。放射光を用いたX線CTについても原理は同じであるが、光源を回転運動させることはできないので、X線源-検出器を回転させる代わりに、被検体となる試料をX線ビームに対して回転させることで、医療用のX線CT装置と同様の透過画像データを取得する

ことが可能である。

放射光を用いたX線CTでは、X線ビームの光軸に対して垂直になるように設置した回転軸で試料を回転させることで、透過投影データを計測する<sup>2,3)</sup>。放射光は、医療用X線CT装置に用いられているX線源に比べて、高輝度であり、指向性も高く、結晶分光器を用いることで、単色化されたX線により測定が可能であることから、試料の電子密度分布などを定量的に計測することが可能である。また、高分解能X線画像検出器を併用することにより、ミクロンオーダーの空間分解能で試料の3次元構造を解析することが可能であり、非破壊計測法として欠かさない存在となっている。放射光X線を用いたX線CTは、その空間分解能の高さから、特にX線マイクロCTと呼ばれる。

X線マイクロCTを用いることで、あらゆる物体の3次元構造解析が可能であると思われがちである。しかし、X線マイクロCTの計測を行う上で、必ず考慮しなければならないのが、最適なX線エネルギー(透過率)と試料サイズおよびその形状である。特に後者は実験対象に対する大きな制約となる。X線マイクロCTにおいて計測できる最大の試料サイズは、原理的にX線画像検出器の撮像視野の大きさに依存する。つまり、撮像視野よりも大きな試

料の計測には向いていない（ただし、ローカル CT<sup>4)</sup>やオフセット CT<sup>5,6)</sup>、定量性を議論しない計測などはこの限りではない）。また、試料を回転させたときに、試料の一部が撮像視野からはみ出すことも好ましくない。よって、この制約条件を考慮すると、X線マイクロCTにおける理想的な試料形状は、球状もしくは回転軸に沿った円筒状の試料ということになる。しかし、実際の計測においては、試料形状がきれいな球状や円筒状をしていることはなく、複雑な形状をもつ試料も少なくない。特に、プリント基板に代表されるような平板状の試料の場合、そのサイズは撮像視野に対して、遙かに大きい場合がほとんどである。さらに、このような平板状試料の場合、回転角度によっては、試料中の長手方向においてX線が通過する距離が長くなることで、試料自身による吸収により十分なX線透過強度を確保することができなくなる。もちろんこの場合は、高いエネルギーのX線を用いることで試料全体の透過率を確保することはできるかもしれないが、関心領域に対するX線エネルギーの最適化は不可能である。測定対象に対して、適度なコントラストが得られるように最適なエネルギー条件に設定することは、X線イメージングを行う上で非常に重要である。よって、以上を整理すると、X線マイクロCTには、その応用には不向きな試料形状が存在し、特に平板状の試料においては従来の計測をそのまま適用することは困難である。このような平板状試料に対して、X線CTと同様に、その内部構造計測や3次元構造解析を非破壊で可能とする手法がX線ラミノグラフィである<sup>7)</sup>。

本稿では、放射光を利用したX線マイクロラミノグラフィの原理から測定の実状の解説と、いくつかの応用例について紹介する。

## X線CTとX線ラミノグラフィ

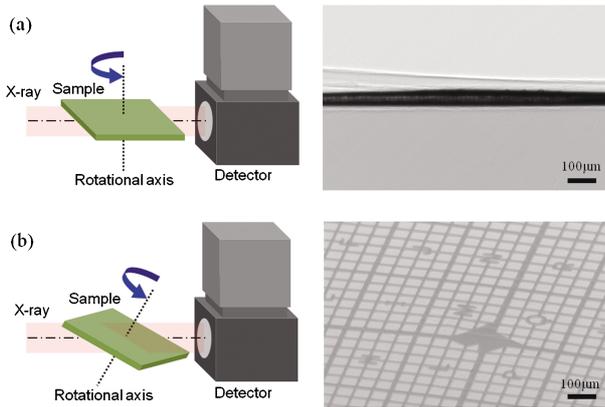
序論でも述べたように、X線マイクロCTの測定では、試料サイズはX線画像検出器の撮像視野よりも小さくなくてはならない。ローカルCTやオフセットCTのように、画質を下げたり撮像時間を延ばすことによって撮像視野よりも大きな試料の撮影を可能にする手法も存在するが、ここでは試料サイズは撮像視野よりも小さくなくてはならないということを前提として話を進める。まずX線CTの再構成原理については、投影切断面定理を用いることで理解することができる<sup>8)</sup>。試料の $\theta$ 方向からの投影像のフーリエ変換によって得られるスペクトルは、試料断面の2次元フーリエ変換によって得られる2次元フーリエスペクトルを $\theta$ 方向で切断した断面と等しくなる。この定理に基づき、投影データから得られた1次元フーリエスペクトルから試料断面の2次元のフーリエスペクトルを作成し、2次元逆フーリエ変換を行うことで、試料の断面像を得ることができる。ただし、投影データのフーリエ

スペクトルをただ単純に重ね合わせてしまうと、低周波領域ではスペクトル同士が重複してしまい、そのまま逆フーリエ変換を行っても正しい断面像を得ることはできない。一般的には、各投影データのフーリエスペクトルに周波数フィルタを作用させてから、再構成演算（逆投影）を行うことで、スペクトル同士の重なりによるボケの影響を抑えた試料断面画像を得ることができる。この再構成法はフィルタ補正逆投影法と呼ばれ、最も一般的な再構成方法である。

例えば、試料を回転させたとき、ある範囲の角度の投影データにおいて、十分な透過強度が得られず、試料の透過情報が得られない場合、上記の投影切断面定理に当てはめてみると、試料断面の2次元フーリエスペクトルにおいて、ある領域のデータが欠損することを意味しており、実空間における断面像においてもその影響が顕著に出てくる。また、試料サイズが画像検出器の撮像視野よりもはるかに大きな場合も、撮像視野からはみ出した試料の情報は投影像のフーリエスペクトルには含まれないので、試料断面の情報がすべて含まれた2次元フーリエスペクトルを得ることはできず、結果として再構成断面像にアーチファクト（本来の試料像とは異なる偽りの像やノイズ信号など）として現れる。撮像視野よりもはるかに大きな断面を持つような平板試料の場合、そもそもの透過像が得られないという問題が生じることにより、投影切断面定理と照らし合わせても、X線CTで試料断面像を再構成することは出来ない。

このような平板試料に対して、X線CTの代替手法として適用できる手法がX線ラミノグラフィである。放射光を用いたX線マイクロラミノグラフィが行われるようになったのは、2005年ごろからで、X線マイクロCTに比べると比較的新しい計測法であるといえる<sup>9-11)</sup>。しかし、その起源は古く、撮影原理は臨床などで用いられているX線トモシンセシスに由来し、X線CTの起源にもなっている計測法である<sup>12)</sup>。また、X線ラミノグラフィは、投影データから計算機処理により断面像を求めることから、しばしばデジタルトモシンセシスと呼ばれることもある<sup>13)</sup>。

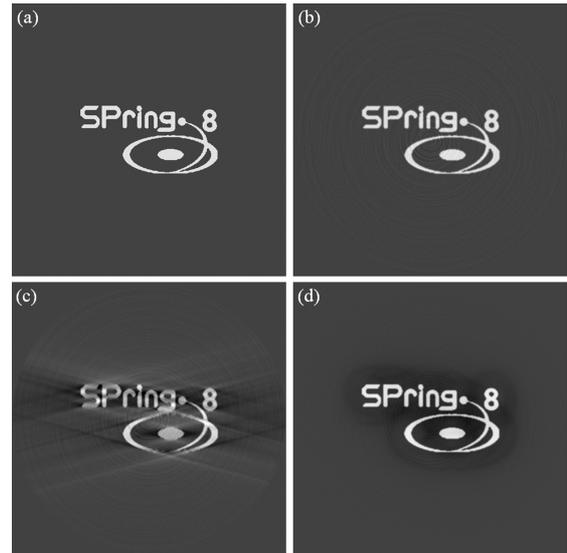
平板状試料のような大面積試料の断面を計測するために、X線マイクロCTとラミノグラフィの唯一の違いは、X線ビームに対する試料の回転軸の傾きだけであり、試料を回転させて透過投影像を撮影するという点では同様の測定法である。両者の違いを簡単に示すために、それぞれの測定概略図をFig. 1に示す。X線マイクロCTの場合、試料の回転軸はX線の光軸に対して垂直に設定されるのに対して、ラミノグラフィでは、検出器側に数10度傾けて設定される。この傾き角については、実際には測定対象の試料の厚みなどを考慮して決定される。回転軸を傾斜した状態で試料を回転させることにより、たとえ断面積が大きな平板試料であっても回転中心近傍における関心領域の透過像を得ることができるようになる。X線マイクロCTと



**Fig. 1** (Color online) Schematic drawings of (a) X-ray micro-tomography and (b) X-ray micro-laminography. As an example of a projection image in X-ray micro-tomography and laminography, X-ray transmission images of a copper mesh at the inclination angle of 0 degree (tomography) and 30 degrees (laminography) are shown at the right side of each schematic drawing. In this case, the copper mesh was attached at the top of an acrylic pillar.

ラミノグラフィーにおける投影像の一例として、同一試料（アクリル柱の上に貼りつけた銅メッシュ）を、それぞれの計測条件で撮影した際の透過投影像を **Fig. 1**（それぞれの概略図の隣）に示す。回転軸を傾けることにより、試料の透過像を得ることが出来ているが、回転軸を傾けない X 線 CT の条件では、もはや試料の構造情報を反映する透過情報は得られておらず、たとえこの状態で再構成演算処理を行っても、断面像を得ることはできない。

X 線ラミノグラフィーの再構成の詳細については次節で述べるが、再構成画像の簡単な比較のために、正常な X 線 CT 画像と投影角制限を行った時の CT 像（不完全 CT）、また X 線ラミノグラフィーを用いて再構成したときのシミュレーション画像を **Fig. 2** に示す。回転軸は、オリジナル画像の中心において、紙面に対して垂直となるように設定した。なお、ラミノグラフィーの再構成シミュレーションでは、オリジナル画像と同じものを、回転軸に対して垂直になるように積み重ねた平板状試料を想定した。正常な X 線 CT による再構成 (b) では、オリジナル画像 (a) に忠実な画像が得られているが、30度の投影角制限（全回転角180度に対して1/6の投影データが欠損）を行った場合 (c) だと、上記のようにデータ欠損の影響により正しい断面像を得ることはできない。一方で、ラミノグラフィーの条件における再構成像 (d) では、信号がある部分の周囲にハローのようなものが見られるが、投影角制限を行った CT 画像に比べてオリジナルに忠実な画像となっていることがわかる。ただし、このラミノグラフィーにおける断面像は、概略図に示す平板面に対して平行な断面であり、それに対して垂直な断面ではラミノグラフィー特有のアーチファクトの影響を受ける。詳細については、次の X 線ラミノグラフィーの再構成で述べる。

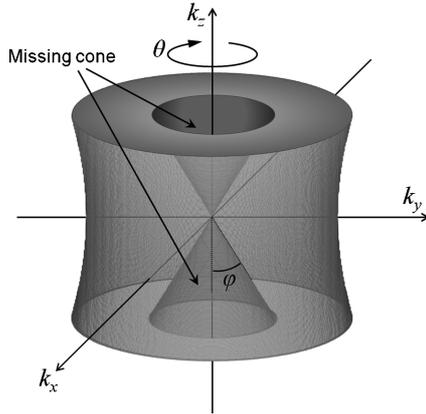


**Fig. 2** (a) Original image used for simulation. (b) Sectional image obtained from X-ray tomography. (c) Sectional image obtained from X-ray tomography with incomplete projection data. (d) Sectional image obtained from X-ray laminography. The reconstructed images are perpendicular to the rotational axis.

## X線ラミノグラフィーの再構成

これまで述べたように、X 線ラミノグラフィーは、デジタル画像演算処理により、試料の投影データからそこに含まれる情報を元に断面像を再構築する。その方法も X 線 CT の場合と類似しているが、回転軸を傾斜させているため、透過投影像の扱いが異なってくる。まず、X 線 CT の場合は、ある 1 つの断面を再構成する場合、透過投影像において回転軸に垂直な 1 次元の投影データがあればよい。X 線 CT の場合は、この 1 次元の投影データを試料の回転方向で収集したものをシノグラムと呼んでいる。このシノグラムに含まれるデータが、1 つの断面を再構成するためのすべての情報となる。一方で、ラミノグラフィーの場合は、回転軸が X 線ビームに対して傾いているため、ある 1 つの断面を再構成するための情報は、再構成断面の直径を  $L$ 、回転軸の傾きを  $\varphi$  とすると、 $L \times \sin \varphi$  の縦幅をもつ 2 次元の投影情報が必要となる。また、この投影情報には、再構成を行おうとしている断面以外の情報も含まれているため、シノグラムのような考え方をすることは出来ない。X 線ラミノグラフィーにおいて、断面像を再構成するための方法として、反復演算法を用いた手法などが提案されているが<sup>14)</sup>、最も基本的な方法は、X 線 CT における再構成と同様に、フィルタ補正された透過投影像を、再構成を行う面に対して逆投影を行う方法である<sup>10,11)</sup>。

X 線ラミノグラフィーにおいて、2 次元の投影データがフーリエ空間をどのように占めていくかについて示した図



**Fig. 3** Schematic diagram of the three-dimensional data in Fourier domain. Two cones along  $k_z$ -axis represent missing Fourier data in projection images.

を **Fig. 3** に示す。X 線ラミノグラフィーでは、投影データについてフーリエ空間で考える場合、3次元空間で考える必要がある。3次元フーリエ空間において、2次元の透過投影像のフーリエスペクトルは、原点（周波数0）を通る2次元スペクトルとして表わされる<sup>13)</sup>。**Fig. 3**において試料の回転軸は  $k_z$  軸に平行であるので、2次元スペクトルは  $k_z$  軸から  $\varphi$  傾いた状態となる。よって、 $\theta$  方向360度から得られた投影データの2次元フーリエスペクトルは、 $k_z$  軸の回りを  $\varphi$  傾いた状態で満たしていくことになる。サンプリング数が十分であれば、ラミノグラフィーの投影データが3次元のフーリエ空間を満たす領域は、**Fig. 3** に示すような形状となる。投影データの2次元スペクトルが回転軸に対して傾いているため、 $k_z$  軸に沿って原点を対称とした円錐状のデータ欠損領域が生じる。これはいわゆる Missing cone であり、ラミノグラフィーにおける測定原理上、データ欠損箇所として避けることができない。この Missing cone の影響により、ラミノグラフィーの再構成では、回転軸を含む面内において、データ欠損の影響が顕著に表れ、再構成像におけるアーチファクトとして残ってしまう。回転軸の傾きが小さくなれば、Missing cone の体積も小さくなり、傾きのない X 線 CT の条件 ( $\varphi=0$ ) では、3次元フーリエ空間が投影データによって埋められることになる。また逆に、厚みのある試料では、試料の透過像を得るために回転軸の傾き角が大きくなるように設定されることがあるが（例えば  $\varphi=40$ 度）、この場合は Missing cone の体積が大きくなり、アーチファクトもより強く表れる傾向がある。これらを考慮すると、X 線ラミノグラフィーは、X 線 CT の条件では投影像が計測不可能な場合において、それに代わってフーリエ空間データを“ある程度”埋めることができる手法であると理解することができる。

**Fig. 3** に示すように、フーリエ空間を占めるデータ領域が特異な形になるので、X 線ラミノグラフィーにおける

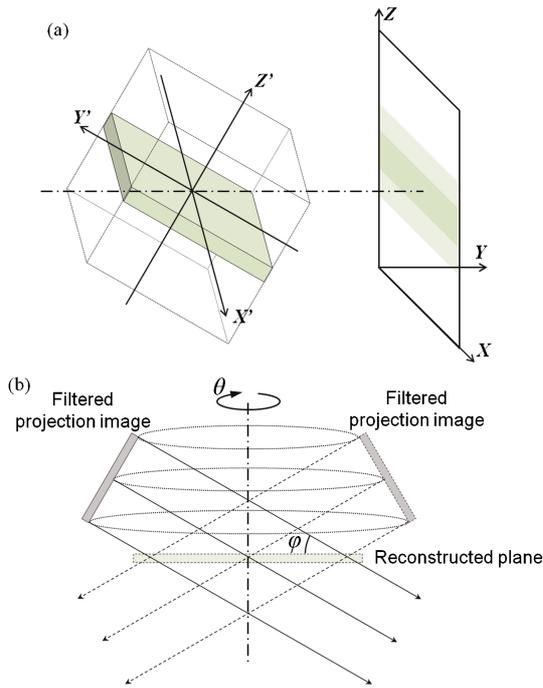
再構成処理は一見複雑そうに思えるが、X 線 CT と同様に数式を用いて表すことが可能である。ここでは、ある回転角度  $\theta$  における試料の2次元透過投影像を  $p(X, Z, \theta)$  と表わすこととする。なお、この2次元投影像は、X 線の光軸に対して垂直な検出面で測定するものとする。**Fig. 3** に示すように、3次元のフーリエ空間で考えた場合、厳密には2次元の投影像については2次元のフーリエフィルタで処理すべきではあるが、逆投影プロセスを幾何学的に考えると、X 方向における1次元のフィルタ補正でも近似的に対応可能である。また、ラミノグラフィーの再構成においては、X 線 CT のような高い定量性は期待できない（そもそも Missing cone によるデータ欠損が存在しているため）ので、その観点からも近似解として1次元のフィルタによる補正が許される。フィルタ補正された2次元投影像を  $P(X, Z, \theta)$  とすると、次の式で表すことができる。

$$P(X, Z, \theta) = \int \left[ \int p(X, Z, \theta) \exp(-i2\pi X\rho) dX \right] \times g(\rho) \exp(i2\pi X\rho) d\rho \quad (1)$$

ここで、 $g(\rho)$  は X 方向の1次元フィルタ関数である。フィルタ関数としては、X 線 CT に準じた計測法であるということで、X 線 CT で用いられているフィルタ関数（Shepp-Logan フィルタ<sup>15)</sup> や Chesler フィルタ<sup>16)</sup> など）をそのまま用いることができる。このフィルタ補正された投影像を用いて、回転軸の傾きを考慮して  $\theta$  に関して逆投影を行うことで、回転軸に垂直な断面  $F(X', Y'; Z')$  を再構成することが可能である。なお、傾きを考慮した逆投影の概要を **Fig. 4** に示す。また、傾きを考慮した逆投影を数式で表すと以下ようになる。

$$F(X', Y'; Z') = \int_0^{2\pi} P(X, Z, \theta) d\theta, \\ \begin{cases} X = X' \cos \theta + Y' \sin \theta \\ Z = X' \sin \theta \sin \varphi - Y' \sin \theta \cos \theta + Z' \cos \varphi \end{cases} \quad (2)$$

なお、X 線マイクロ CT の再構成では、試料を透過する X 線ビームは平行光であるとみなすことで、試料に対して180度分の回転範囲での投影データがあれば十分であった。しかし、X 線ラミノグラフィーでは、**Fig. 4** に示すように、再構成を行う面に対して斜めに逆投影することになるため、試料に対して180度分の回転範囲の投影データでは不十分であり、試料に対して360度分の回転範囲の投影データを取得する必要がある。再構成によって得られる断面像  $F$  は、 $X'-Y'$  面に平行であり、 $Z'$  軸方向で再構成像をスタックしていくことにより、3次元のデータを得ることができる。また、回転軸の傾きを小さくしていくと、X 線 CT の再構成に近づき、上記の式(2)において、 $\varphi=0$  と

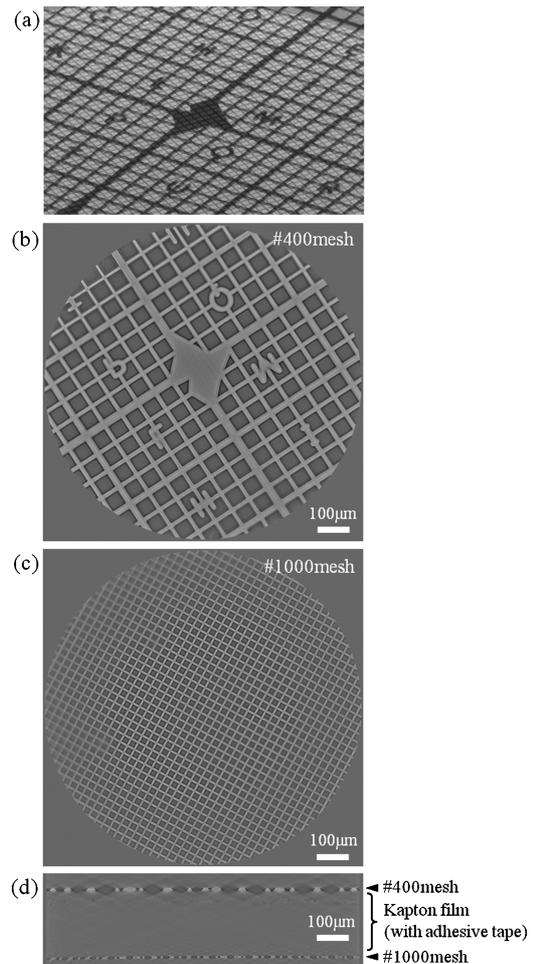


**Fig. 4** (Color online) (a) Coordinate system used in the laminography measurement. (b) Schematic diagram of the backprojection procedure in the laminography reconstruction.

すると、X線CTにおける再構成そのものとなる。

上記の再構成式を用いて、実際にラミノグラフィーの条件で測定を行ったテストサンプルの再構成について示す。テストサンプルは、2枚の銅メッシュ（#400アルファベット入りメッシュ、#1000メッシュ）をカプトンフィルムのスペーサーを介して重ねたものである。回転軸の傾き角 $\phi$ は30度に設定した。このときの測定におけるX線エネルギーは25 keVである。検出器には、可視光変換型の画像検出器（ビームモニター）を用いた。放射光を用いたX線イメージング実験で標準的に用いられる検出器である<sup>2)</sup>。ビームモニター（AA50、浜松ホトニクス株式会社）に入射したX線は、LSO蛍光体によって可視光に変換され、 $\times 20$ 倍の対物レンズによってCCDカメラ（C4880-41S、4000 $\times$ 2624 pixels、浜松ホトニクス株式会社）の素子に結像される。このときの実効ピクセルサイズは0.25  $\mu\text{m}$ であり、撮像視野の大きさは1 mm (H)  $\times$  0.66 mm (V)である。実際の測定では、2 $\times$ 2ピニング（0.5  $\mu\text{m}$ /pixel、2000 $\times$ 1312 pixels）で測定を行った。

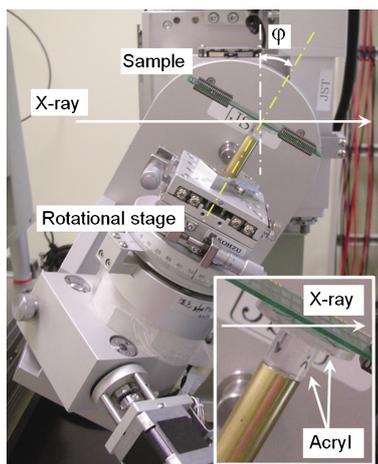
ラミノグラフィー条件で撮影したテストサンプルの投影像をFig. 5(a)に示す。投影像の段階では、2枚のメッシュが重なって投影されている。次に上記の再構成式を用いて、回転軸に対して垂直な断面（ $F(X', Y')$ ）について再構成を行った結果をFig. 5(b)および5(c)に示す。このときの投影数は3600投影/360度である。再構成処理により、各メッシュの断面像を独立して得ることができている



**Fig. 5** (a) Projection image of piled-up copper meshes. Sectional images of copper meshes (b, c) parallel and (d) perpendicular to the mesh plane.

ことがわかる。一方で、Fig. 5(b)および5(c)に示した再構成像に対して垂直方向の断面像（ $X'-Z'$ 面）をFig. 5(d)に示す。この方向の断面像では、Fig. 3に示した3次元フリー空間におけるMissing coneの影響により、鉛直方向の境界部分が不明瞭になっている。また、Fig. 4に示すように、 $F(X', Y')$ で表わされる再構成面に対して逆投影を行った際に生じたストリーク状のアーチファクトも見られる。このアーチファクトは、逆投影を用いたラミノグラフィーの再構成において一般的に見られるものである。

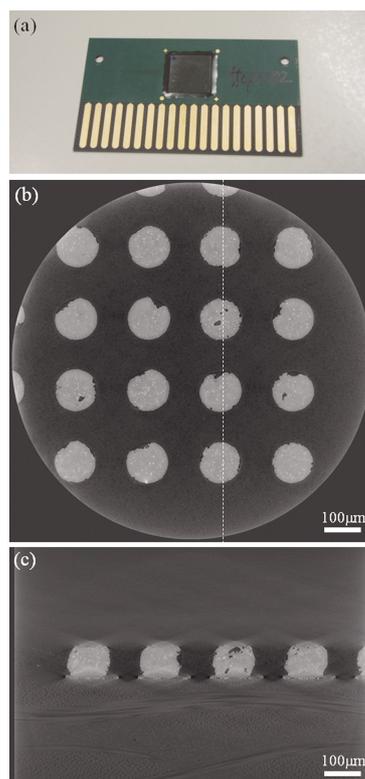
以上を簡単に整理すると、X線ラミノグラフィーの測定において、試料の回転軸に対して垂直な断面では、比較的良好な画像が得られるのに対して、それに垂直な断面では、ラミノグラフィー特有のアーチファクトの影響を受ける。



**Fig. 6** (Color online) Photograph of a sample stage used for the X-ray micro-laminography measurement. The incident X-ray beam comes from left to right. The inclination angle of the rotational axis is represented as  $\phi$ . A flat sample set on the sample stage is a printed board. Inset shows the enlarged image of the sample holder.

## X線ラミノグラフィーの大面積平板試料への応用

実際のラミノグラフィー測定における試料ステージの写真を図. 6 に示す。概略図で示したように、試料の回転軸がX線ビームに対して垂直方向から傾いている様子がわかる。写真では、ボールベアリングの回転ステージ (SPU-1, 神津精機株式会社) を用いている。X線ラミノグラフィーの測定では、回転軸を傾斜させるため、傾斜に伴う回転中の軸の偏芯を防ぐために、軸受にボールベアリングを用いた回転ステージが適している。また、回転軸の傾斜により、平板状試料を支える試料ホルダー (回転ステージと試料を繋ぐ支柱) 中をX線ビームが通過する。従って、試料ホルダーによってX線が吸収を受け、透過強度が大きく低下するのを防ぐために、真鍮のような金属ホルダーを用いることは出来ない。金属ホルダーの代わりに、アクリルのようなプラスチック材を試料ホルダーとして用いることで、ホルダーによる吸収に伴う強度低下を緩和することができる。写真では、試料ホルダー自身の強度を保つために、真鍮製のロッドの上部にX線透過性の高いアクリル製の治具を取り付け、その上に試料を設置している (Fig. 6 右下挿入図)。しかしながら、アクリルのような有機素材の場合、放射光X線、特にアンジュレータ光のような高輝度X線を同じ場所に照射し続けると、放射線損傷の影響 (着色、構造破壊など) が現れ始める。幸いなことに、X線ラミノグラフィーの測定では、X線照射時、試料は常に回転していることになるので、試料ホルダーの一か所に強力なX線が当たり続けることはほとんどない。また、こまめにシャッター等により不必要なX線照射を防ぐことにより、ホルダーの長寿命化も図れる。



**Fig. 7** (Color online) (a) Photograph of a flip-chip test board. Slice images of solder bumps (b) parallel and (c) perpendicular to the board plane, respectively.

よって、強力な放射光を用いたラミノグラフィー計測で、アクリルを試料ホルダーとして用いた場合でも、測定における障害となることはほとんどない。また、アクリルのような安価で加工しやすい材料の場合、測定ごとに新しい試料ホルダーへ交換することも可能であり、大部分の測定でX線透過部の材料として用いることが出来る。

X線ラミノグラフィーのアプリケーションとして、フリップチップはんだ接合部の非破壊検査\*について紹介する。試験体の外観写真を Fig. 7(a) に示す。この試験体は、10.04 mm 角の Si チップが 52.55 mm × 30 mm の FR-4 基板に Sn-3.0 wt% Ag-0.5 wt% Cu 鉛フリーはんだでフリップチップ接合されており、はんだバンプにき裂を進展させるために、熱サイクル負荷が加えられたものである。この場合、測定対象となるのは、Si チップと基板をフリップチップ接合しているはんだバンプであり、1つのはんだバンプの大きさは直径約 120 μm である。これは、基板サイズに比べてはるかに小さく、また熱サイクル負荷によって生じたき裂はより細かいものであるため、ミクロンオーダーの空間分解能で計測する必要がある。よって、高分解能画像検出器で測定する必要があるが、空間分解能とト

\* フリップチップはんだ接合部画像提供  
富山県工業技術センター 釣谷浩之氏, 佐山利彦氏

レードオフとなるのが撮像視野であり、大きな基板のままX線マイクロCTによる測定は不可能である。従って、非破壊かつ3次元で観察するには、X線ラミノグラフィーによる測定が不可欠となる。基板に対して平行な面で再構成を行ったはんだバンプアレイの断面像を Fig. 7(b) に示す。ピクセルサイズは $0.5\ \mu\text{m}$ で、再構成視野は $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$ である。また、このときの試料の回転軸の傾きは20度である。基板の大きさに対して非常に小さい個々のはんだバンプとその中のポイドなどを明瞭に観察することができる。はんだバンプ内に点在する輝点は $\text{Ag}_3\text{Sn}$ 相である。また、Fig. 7(b)の点線において、基板に対して垂直方向の断面像を Fig. 7(c) に示す。はんだバンプの上下において、特有のアーチファクトの影響が見られるが、基板に対して深さ方向のはんだバンプ内の情報を非破壊で観察することができている。

### 結像型 X線顕微鏡におけるラミノグラフィー測定

これまで紹介したX線ラミノグラフィーは、試料の透過画像をその直後に設置したX線画像検出器で撮影するいわゆる“投影型”光学系によるものであった。投影型光学系の場合、到達する空間分解能は、画像検出器のピク

セルサイズに依存する。可視光変換型の画像検出器で高分解能測定とした場合の実効ピクセルサイズは、概ね $0.5\ \mu\text{m}$ 程度である(有効視野はその2000倍程度)。よって、X線マイクロCTやラミノグラフィーにおける空間分解能は1~数ミクロンであり、サブミクロンの空間分解能が必要な場合は、結像型顕微鏡を用いる必要がある。結像型顕微鏡では、フレネルゾーンプレートのような結像素子によって拡大結像された試料像を検出することになるので、より小さな実効ピクセルサイズで測定することが可能であり、サブミクロンの空間分解能を達成することが可能となる。X線CTでは、結像光学系を用いることで、すでにサブミクロン空間分解能で3次元非破壊測定が行われている<sup>17)</sup>。

結像光学系を用いることで、X線ラミノグラフィーにおいてもサブミクロンの空間分解能を達成することが可能である<sup>18)</sup>。ここでは、ゾーンプレートを用いた結像型ラミノグラフィーによる測定結果について紹介する。光学系の詳細については割愛するが、SPring-8におけるゾーンプレートを用いた結像光学系および結像素子等の詳細については文献(17, 19, 20)を参照していただきたい。使用したゾーンプレート(NTT-AT株式会社)は、最外輪帯幅 $100\ \text{nm}$ であり、結像光学系の倍率は30倍である。検出器は、可視光変換型の画像検出器(AA40P+C4742-98-

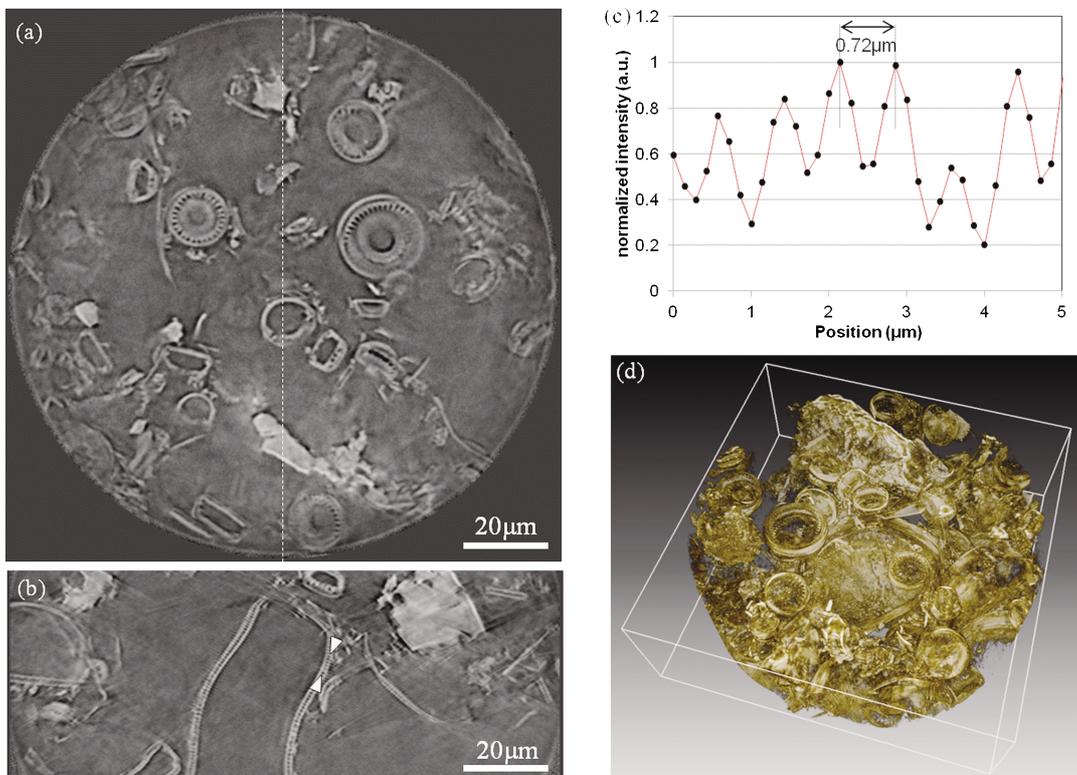


Fig. 8 (Color online) Microscopic slice images of diatomite powder (a) parallel and (b) perpendicular to the silicon nitride membrane. (c) Line profile of fine structures in the largest diatom located at the center of the image. (d) 3D view of diatomite powder set on the silicon nitride membrane. Drishti was used as rendering software.

24A, 浜松ホトニクス株式会社)であり, カメラレンズ系を考慮した実効ピクセルサイズは $4.3\ \mu\text{m}/\text{pixel}$ である。結像光学系の倍率を考慮すると, 試料面における実効ピクセルサイズは $0.143\ \mu\text{m}/\text{pixel}$ となる。このときの測定条件における透過像の視野の大きさは試料面において $132\ \mu\text{m}$  (H)  $\times$   $86\ \mu\text{m}$  (V) となる。

平板状試料として, ここでは窒化シリコン膜上 (メンブレンサイズ:  $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$ , 厚み $500\ \text{nm}$ ) に載せた微小試料の測定を試みた。窒化シリコン膜は, 放射線耐性も高く, 微小試料用のホルダーとしてしばしば用いられるが, 膜のまわりにシリコンフレーム (シリコンフレームサイズ:  $5\ \text{mm} \times 5\ \text{mm}$ , 厚み $200\ \mu\text{m}$ ) が存在するため, 結像型 CT による 3 次元計測用の試料ホルダーには向いていない。よって, 窒化シリコン膜に載せた微小試料も, ある意味では平板状の試料とみなすことができる。微小試料には, 珪藻土の粉末を用いた。試料調整では特別なことは行わず, 窒化シリコン膜上に試料を “ただ載せた” だけである (飛散防止のため, 水滴を垂らした上で, 自然乾燥させた)。結像型 CT の計測では, 試料を視野内に収めるために, 細く引き伸ばしたキャピラリーやファイバー繊維の先端に取り付けられたりすることがあるが<sup>21)</sup>, ラミノグラフィーを用いた膜上試料の測定では, 高度な技術を要する試料調整は不要である。窒化シリコン膜に対して平行な断面, および垂直な断面をそれぞれ Fig. 8(a) および 8(b) に示す。また, 窒化シリコン膜に対して垂直な断面における, 珪藻土の微細構造のプロファイル (図中矢印で示した範囲) を Fig. 8(c) に示す。規則的な構造の周期は約 $0.72\ \mu\text{m}$  (画像上で 5 ピクセル分) であり, サブミクロン周期の構造を計測出来ていることがわかる。この場合, ラミノグラフィー特有のアーチファクトはそれほど強く画像に影響していない (強いストリーク状のアーチファクトは, バックグラウンドと試料の吸収係数の差に依存する)。また, Fig. 8(d) に示すように, 窒化シリコン膜上に載せた試料を, 3 次元で計測することができている。これは X 線ラミノグラフィーの本来の目的 (大面積平板試料の計測) からは多少逸脱するが, X 線 CT 用に試料調整が困難な場合において, 試料調整の簡便化が図れるという新たな知見が得られている。

## X 線ラミノグラフィー再構成の実際

X 線ラミノグラフィーの再構成演算は, X 線 CT の再構成と同様に, デジタルデータ処理であり, 投影画像を数値データとして取り扱うことにより, 断層像の再構成を行う。よって, X 線ラミノグラフィーの再構成においては, 前述の数値計算式を実行することができる専用のソフトウェアの開発が必要となる。X 線ラミノグラフィーの場合, 1 つの断層像を再構成するために必要なデータ量は, 再構成の原理でも示したように, X 線 CT の場合に比

べてかなり大きくなる (同じ投影数で比較した場合  $L \times \sin \phi$  倍,  $L$  は再構成断面の直径)。よって, データ計測, 画像再構成のシーケンスから成る測定のハイスループット化には, 近年の測定技術の高度化に伴う計測時間の大幅な短縮を考慮すると, 計測後のデータをいかに高速で処理するかがカギとなる。このようなデジタル画像処理において, その処理に費やされる時間の種類は大きく 2 つに分けられる。1 つは, 画像データファイルの入出力時間で, もう 1 つは, 実際の再構成演算におけるデジタルデータの処理時間である。X 線ラミノグラフィーでは, 1 つの断層像を再構成するために必要な投影データ量は, 測定条件にも依るが, ギガバイト (GB) オーダーに及ぶ (X 線 CT の場合は 1 スライスあたり  $10\ \text{MB}$  前後)。よって, いかにこの膨大な量のデータを読み込み処理するかが, 高速処理の鍵となる。最近では, 大容量の Solid State Drive (SSD) が低コストで利用可能であり, 一般的な Hard Disk Drive (HDD) に比べて, 非常に速い読み込みが実現できている。ラミノグラフィーの再構成においては, 投影データの読み込み量が膨大であるため SSD の利用は必要不可欠であるといえる。一方で, 2 つ目のデジタルデータの演算処理は, 例えばある演算を  $2048 \times 2048 \times 1024$  ピクセルで構成されるボリュームデータのすべてのボクセルに対して行う場合, この演算だけで 40 億回以上の処理を行うことになる。実際の再構成演算処理では, このようなループ処理がいくつも含まれる。よって, これらのループ処理を高速かつ効率良く処理する必要がある。C 言語のようなプログラミング環境を用いて再構成用のソフトウェアを開発する場合, その処理は基本的にはシングルスレッドであるが, 近年のマルチコア CPU では, プロセッサ内における複数のスレッドを同時に用いたマルチスレッド演算により処理を行うことが可能である。これにより同じ処理を行う場合でも, シングルスレッドに比べて高速処理をすることが可能である。一方で, Graphic Processing Unit (GPU) を用いることで, 並列演算処理を実現することも可能である。最近では, NVIDIA などから, 比較的安価で, 高性能なビデオカードがリリースされており, C 言語における統括開発環境である CUDA と組み合わせることで, 並列演算処理を簡単に行うことができる<sup>22)</sup>。現在では, ラミノグラフィー再構成演算用のソフトウェアは, CUDA を用いることで, GPU における並列計算処理を標準利用するように開発しており, 可能な限り高速でデータ処理が行える環境を整えている。

## おわりに

本稿では, 放射光 X 線を用いた X 線ラミノグラフィーの基本的な概念といくつかの応用例について紹介した。X 線ラミノグラフィーは, X 線 CT では測定不可能な平板状試料の非破壊計測に用いることが可能であることを強調し

てきたが、X線CTと併用することにより、試料形状に依存しない3次元構造計測の可能性を見出すことが出来る。X線CTやラミノグラフィーの最大の特徴は、試料を加工することなく、非破壊で構造計測ができる点である。すべての試料に対して、X線CTが適用できるのに越したことはないが、どうしても測定が困難な状況も存在する。その状況で、CT計測用に試料を加工するのは、非破壊計測という観点から見れば本末転倒であり、本来であればそのままの形状・状態で測定されるべきである。その点で、X線ラミノグラフィーは、大きな断面積をもつ平板状試料を小さな小片に加工することなく測定することが可能であり、特有のアーチファクトの影響は受けるが、投影角制限を行ったCTに比べて、オリジナルに近い再構成像を得ることが可能である。また、本稿で紹介したX線結像光学系におけるラミノグラフィーでは、結像型CTでは計測困難な膜上に載せた試料の3次元イメージングが行えることが見いだせており、結像型CT用に調整が困難な試料に対して、その3次元イメージングの可能性を示すことができている。また、膜上に培養した細胞などをそのまま測定することも可能であり、位相情報を用いたイメージング法と組み合わせることにより、その3次元的な立体構造を解析できるようになるのではないかと期待される。

放射光X線を用いたX線マイクロCTおよびX線マイクロラミノグラフィーは計測手法として非常に近い手法であり、計測光学系を構築する上でも、試料の回転軸をX線の光軸に対して垂直に設置するか傾けて設置するかの違いだけである。実際にその調整においても、CT光学系で検出器に対する回転軸の傾きや回転中心など一通り調整をした後に、前述のように回転軸を所望の傾きになるように設定するだけなので、両者の切り替えは容易であるといえる。しかしながら、X線CTに比べてX線ラミノグラフィーの認知度はまだまだ低く、応用例も少ないのが現状である。非破壊構造計測法として、今後多方面でX線ラミノグラフィーが応用されていくことを期待する。

## 謝辞

本稿で紹介した測定データの一部は、SPRING-8共用ビームライン課題選定委員の承認のもとで行われた(2008B1525, 2009B1498)。また、本稿で紹介したフリップチップはんだ接合部における計測データは、富山県工業技術センターの釣谷浩之氏、佐山利彦氏に提供していただいた。ラミノグラフィー計測を行うに当たり、試料ホル

ダーの作成など、ビームラインテクニカルスタッフの福居知樹氏にサポートしていただいた。この場をお借りしてお礼申し上げます。

## 参考文献

- 1) G. N. Hounsfield: *British Journal of Radiology* **46**, 1016 (1973).
- 2) K. Uesugi, Y. Suzuki, N. Yagi, A. Tsuchiyama and T. Nakano: *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **467-468**, 853 (2001).
- 3) K. Uesugi, M. Hoshino, A. Takeuchi, Y. Suzuki, N. Yagi and T. Nakano: *AIP Conf. Proc.* **1266**, 47 (2010).
- 4) A. Faridani, D. V. Finch, E. L. Ritman and K. T. Smith: *SIAM Journal of Applied Mathematics* **57**, 1095 (1997).
- 5) F. Jian, L. Hongnian, L. Bing, Z. Lei and S. Jingjing: *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **575**, 519 (2007).
- 6) S. A. McDonald, F. Marone, C. Hintermüller, G. Mikuljan, C. David, F. Pfeiffer and M. Stamparoni: *J. Synchrotron Rad.* **16**, 562 (2009).
- 7) S. Gondrom, J. Zhou, M. Maisl, H. Reiter, M. Kröning and W. Arnold: *Nucl. Eng. Design* **190**, 141 (1999).
- 8) 斎藤恒雄: *画像処理アルゴリズム* (近代科学社, 1993), p103.
- 9) L. Helfen, T. Baumbach, P. Mikulik, D. Kiel, P. Pernot, P. Cloetens and J. Baruchel: *Appl. Phys. Lett.* **86**, 071915 (2005).
- 10) L. Helfen, A. Myagotin, P. Mikulik, P. Pernot, A. Voropaev, M. Elyyan, M. Di Michiel, J. Baruchel and T. Baumbach: **82**, 063702 (2011).
- 11) M. Hoshino, K. Uesugi, A. Takeuchi, Y. Suzuki and N. Yagi: *AIP Conf. Proc.* **1365**, 250 (2011).
- 12) D. G. Grant: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, BME-19*, 20 (1972).
- 13) J. T. Dobbins III and D. J. Godfrey: *Phys. Med. Biol.* **48**, R65 (2003).
- 14) S. Harasse, W. Yashiro and A. Momose: *Optics Express* **19**, 16560 (2011).
- 15) L. A. Shepp and B. F. Logan: *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **NS-21**, 21 (1974).
- 16) D. A. Chesler and S. J. Riederer: *Physics in Medicine and Biology* **20**, 632 (1975).
- 17) A. Takeuchi, K. Uesugi, H. Takano and Y. Suzuki: *Rev. Sci. Instrum.* **73**, 4246 (2002).
- 18) M. Hoshino, K. Uesugi, A. Takeuchi, Y. Suzuki and N. Yagi: *Re. Sci. Instrum.* **82**, 073706 (2011).
- 19) A. Takeuchi, K. Uesugi and Y. Suzuki: *J. Phys. Conf. Series* **186**, 012020 (2009).
- 20) Y. Suzuki, A. Takeuchi, K. Uesugi and M. Hoshino: *AIP Conf. Proc.* **1365**, 160 (2011).
- 21) K. Uesugi, A. Takeuchi, M. Hoshino and Y. Suzuki: *AIP Conf. Proc.* **1365**, 309 (2011).
- 22) NVIDIA CUDA ホームページ: [http://www.nvidia.com/object/cuda\\_home\\_new.html](http://www.nvidia.com/object/cuda_home_new.html)

## 著者紹介



### 星野真人

公益財団法人高輝度光科学研究センター  
利用研究促進部門 研究員

E-mail: hoshino@spring8.or.jp

専門：X線イメージング

#### 【略歴】

2008年筑波大学大学院数理物質科学研究科博士課程修了，工学博士。2008年-2009年高輝度光科学研究センター協力研究員。2009年4月より現職。



### 鈴木芳生

公益財団法人高輝度光科学研究センター  
利用研究促進部門 副主席研究員

E-mail: yoshio@spring8.or.jp

専門：X線光学

#### 【略歴】

1978年東京大学基礎科学科卒。1984年同理学系研究科相関理化学博士修了。1984年-1997年日立製作所。1997年から現職。



### 上杉健太郎

公益財団法人高輝度光科学研究センター  
利用研究促進部門 研究員

E-mail: ueken@spring8.or.jp

専門：マイクロトモグラフィとその応用

#### 【略歴】

2000年3月東京工業大学大学院理工学研究科博士課程中退。2000年4月現職。



### 八木直人

公益財団法人高輝度光科学研究センター  
利用研究促進部門 コーディネータ

E-mail: yagi@spring8.or.jp

専門：非結晶X線回折学，X線イメージング

#### 【略歴】

1975年東京大学物理工学科卒。1980年東北大学医学部助手。1982年医学博士。1990年東北大学医学部講師。1997年より高輝度光科学研究センター。



### 竹内晃久

公益財団法人高輝度光科学研究センター  
利用研究促進部門 副主幹研究員

E-mail: take@spring8.or.jp

専門：X線光学，X線イメージング

#### 【略歴】

1999年筑波大学大学院工学研究科物理工学専攻博士後期課程修了，工学博士。1999年-2001年高輝度光科学研究センター協力研究員。2001年-2005年同研究員。2005年4月より現職。

## Three-dimensional structural analysis of laterally extended objects using X-ray laminography

<b>Masato HOSHINO</b>	Japan Synchrotron Radiation Research Institute (SPring-8) 1-1-1, Kouto, Sayo-cho, Sayo-gun, Hyogo, 679-5198 Japan
<b>Kentaro UESUGI</b>	Japan Synchrotron Radiation Research Institute (SPring-8) 1-1-1, Kouto, Sayo-cho, Sayo-gun, Hyogo, 679-5198 Japan
<b>Akihisa TAKEUCHI</b>	Japan Synchrotron Radiation Research Institute (SPring-8) 1-1-1, Kouto, Sayo-cho, Sayo-gun, Hyogo, 679-5198 Japan
<b>Yoshio SUZUKI</b>	Japan Synchrotron Radiation Research Institute (SPring-8) 1-1-1, Kouto, Sayo-cho, Sayo-gun, Hyogo, 679-5198 Japan
<b>Naoto YAGI</b>	Japan Synchrotron Radiation Research Institute (SPring-8) 1-1-1, Kouto, Sayo-cho, Sayo-gun, Hyogo, 679-5198 Japan

**Abstract** X-ray laminography is a promising technique for measuring the three-dimensional structures in laterally extended objects without destruction. In X-ray laminography, the rotational axis of the planar sample is inclined from the direction perpendicular to the optical axis of an X-ray beam. Accordingly it becomes possible to obtain projection images of the object even if the cross section is much larger than the effective field of view of the detector. Since the projection images include the inner structural information of the sample, the sectional image is reconstructed from them. This imaging technique can be a powerful tool for the non-destructive inspection such as the three-dimensional visualization of micro-structures in a printed board.