

## 放射光による X 線 CT の最前線

上杉健太郎

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

■ 放射光

放射光を利用した X 線マイクロ CT 装置は 3 次元 X 線顕微鏡として機能し、空間分解能はおよそ 100 nm に達している。広いレンジで調整可能な単色光を用いることで分析的な利用も可能であるし、時間分解能に関しては数秒あるいは数ミリ秒での計測も可能となってきた。画像検出器をはじめとした計測技術の発展により、破壊現象の可視化など動的観察も多く実施されている。本稿では、放射光 X 線を利用することにより極めて有益なツールとなった X 線マイクロ CT 装置に関して、その原理・これまでの発展の経緯・最新の利用例に関して簡単な説明を行った。

## 1. はじめに

X 線 CT (computed tomography, computerized tomography など) 法は X 線を用いて被写体の内部構造を可視化する手法である。Hounsfield らにより医療診断用の X 線 CT スキャナーが開発<sup>1)</sup>されてから、医療診断分野において多数用いられている。今日でもいくつかの医療機器メーカーにより最新型の CT スキャナーが開発されており、検出能力の向上・計測時間の短縮・被曝線量の低減などが進められている。被写体の内部を可視化する技術としては、トモシンセシスやステレオ投影法もあるが、CT 法は完全な 3 次元構造を X 線線吸収係数 (X-ray linear absorption coefficient, LAC) の分布として表現するという点で他の手法とは一線を画するものである。

材料科学など非生物試料を研究対象とする場合は、被曝線量はそれほど問題にならない。これにより単位面積あたりの X 線量を増やし 3 次元 X 線顕微鏡としての利用価値が見いだされた。現状では空間分解能 10  $\mu\text{m}$  以下のラボ用高分解能 CT 装置も市販され<sup>2,3)</sup>様々な研究施設で用いられている。放射光施設では 2005 年頃から 1  $\mu\text{m}$  程度の空間分解能での定常的な計測がなされ、2017 年の時点ではサブミクロン (より正確には 100–300 nm) 分解能での CT 計測が可能となっている。本稿では放射光 X 線を用いての CT 計測に関して現状と今後の可能性について述べる。

2. CT の原理<sup>4)</sup>

ここで CT の原理、つまり投影像からどのようにして断層像を再構成するかを示しておく。トモグラフィーの TOMO は Slice を意味するギリシャ語であり、一次元の投影像から二次元の情報を再構成する技術全般を意味している。現在ではあまり使われないが、日本語では断層像あるいは断層撮影法と言う。数学的には多数方向からの投影

から元の情報を再生する方法は (逆) ラドン変換<sup>5)</sup>として知られていたが、実際のトモグラフィーでは計算機に適したアルゴリズムとして、逆投影法や逐次近似法が採用されている。

ここでは数学的に明快でかつ断層像の再構成に広く使われているフィルター補正逆投影法 (Filtered back projection method, FBP 法) の原理について簡単に述べる。

Fig. 1 の配置において、物体の 1 次元投影像 (projection image) は、

$$p(x', \theta) = \ln \left( \frac{I_0(x', \theta)}{I(x', \theta)} \right) = \int \mu(x, y) dy' \quad (1)$$

で得られる。ただし、 $\mu(x, y)$  は物体の LAC を表す関数で、単位は  $\text{cm}^{-1}$  である。LAC は物体の組成により一意に決まる質量吸収係数とその密度、照射 X 線エネルギーにより決まる値である。通常、放射光 X 線を用いた CT 撮影には単色 X 線が利用されるため、ここではある位置における LAC を単純に  $\mu(x, y)$  と表す。ここで、 $p(x', \theta)$  を  $x'$  に対してフーリエ変換し、1 式を代入すると

$$\begin{aligned} \hat{p}(\omega, \theta) &= \int p(x', \theta) \exp(i\omega x') dx' \\ &= \int \int \mu(x, y) dy' \cdot \exp(i\omega x') dx' \end{aligned} \quad (2)$$

となる。ここで、 $\hat{p}(\omega, \theta) = \hat{\mu}(\omega_x, \omega_y)$  を利用し、さらに、

$$p'(x', \theta) = \frac{1}{2} \pi \int \hat{p}(\omega, \theta) \cdot \exp(i\omega x') \cdot g(\omega) d\omega \quad (3)$$

と置き換えると

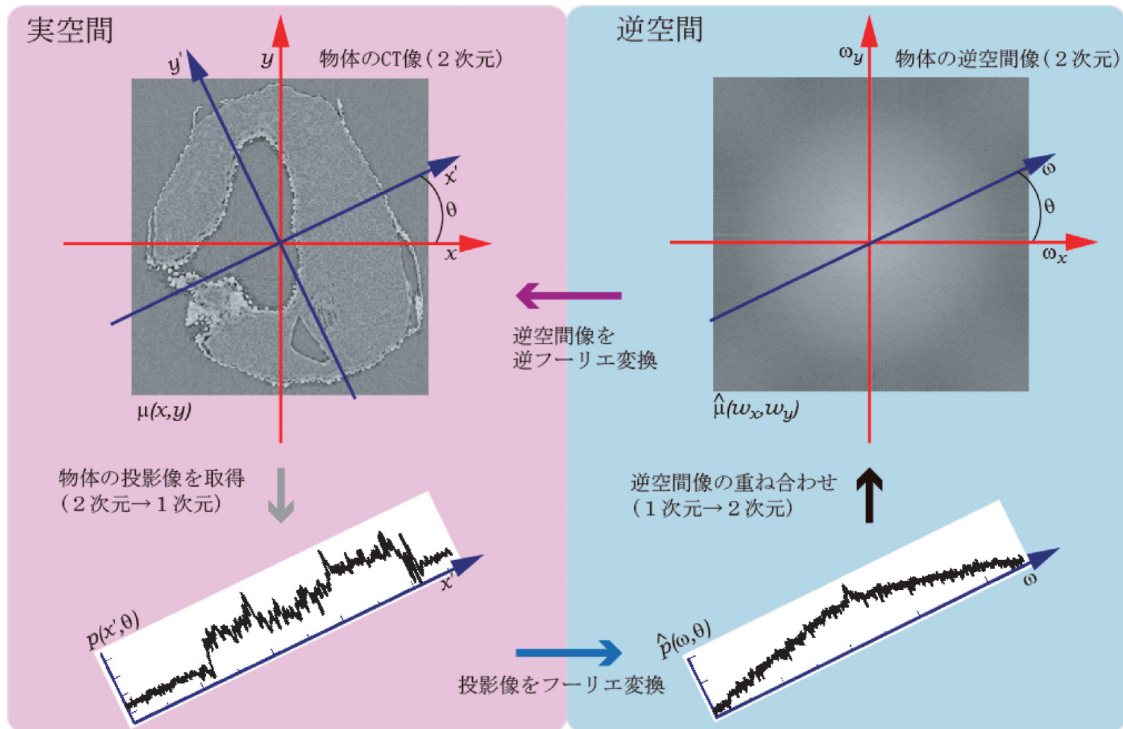


Fig. 1 (Color online) The relation between real space and reciprocal space for Filtered back projection method. Detailed operations such as filtering are omitted. CT imaging begins with acquiring a large number of lower left one-dimensional projection images, and the collected data turns to a CT image on the upper left through a counterclockwise process in the figure.

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi p'(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (4)$$

となる。 $g(\omega)$ は再構成フィルタ関数と呼ばれる。本来は変数変換の結果出てくるヤコビアンなので $g(\omega) = |\omega|$ であるが、これを逆空間におけるフィルタととらえ、ノイズ除去等の目的で様々なフィルタ関数が考案されている<sup>6,7)</sup>。

この式の導出から注意しなければならないのは、 $p(x', \theta)$ が不完全なデータの場合 ( $x'$ の積分の範囲外に試料がある状態。つまり試料が検出器の視野からはみ出している場合)、最初の1次元のフーリエ変換から失敗することである。その結果、CT像である $\mu(x, y)$ にエラーを含む事になる。したがって、 $\mu(x, y)$ を定量的に求めるためには、試料は $x'$ の積分範囲よりも小さくなければならない。

### 3. 放射光 X 線マイクロ CT の発展

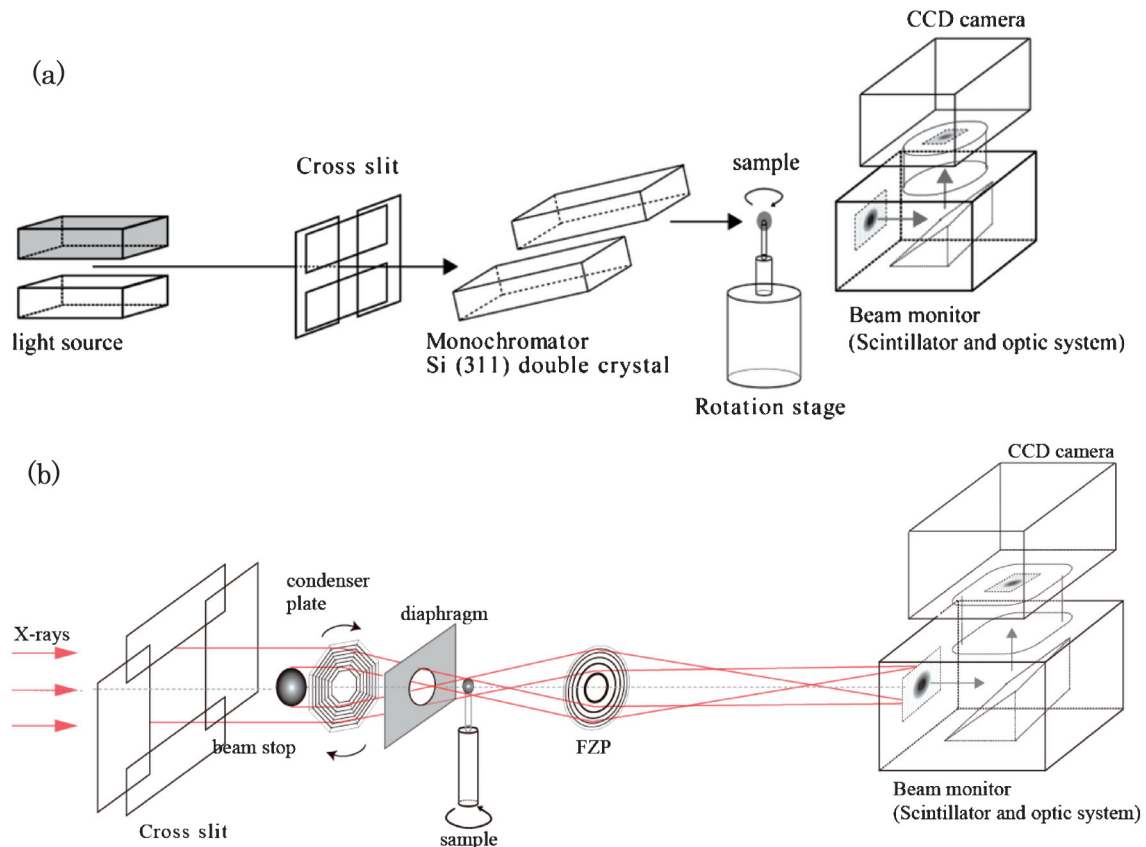
医療診断用の CT スキャナーでは一般的に空間分解能は 1 mm 程度となっている。これは診断時に必要とされる解像度と被曝線量のバランスで決まっている。近年では低線量型の装置も開発が進められているが、空間分解能は大きくは変わっていない。材料科学等においては、空間分解能 1 mm 程度というのは不十分であり、より高い空間分解能

での計測が望まれる。1980年代にいくつかの放射光施設において10–100  $\mu\text{m}$  程度の空間分解能を目指した開発が進められた<sup>8-10)</sup>。おそらくこれらがマイクロトモグラフィあるいはマイクロ CT と呼ばれたはじめての装置であろう。あまり正確な表現ではないが、マイクロ CT とは医療診断用の CT スキャナーよりも格段に空間分解能が上がったものという位置づけと思われる。

さらに放射光 X 線マイクロ CT 装置では単色光を用いることで、試料の材質や寸法に合わせた X 線のチューニングが可能となった。1988年に SSRL (アメリカ) と NSLS (アメリカ) から、ほぼ同時期にヨウ素の K 吸収端差分像を得るための X 線光学系が提案され、血管造影の試験が行われた<sup>11,12)</sup>。空間分解能はそれほど高くはないものの、ラボ (あるいは医療機関) 用の装置とは本質的に異なるデータを示したことは高く評価したい。また同時期に放射光施設 (DESY, NSLS, KEK-PF) におけるマイクロ CT の開発が始まった<sup>8-10)</sup>。それらはどれも 10  $\mu\text{m}$  程度の空間分解能を達成した。

しかしそれらの装置がすぐに多数のユーザーに対する応用研究に拡大することはなかった。その原因として、光源・検出器・計算機の 3 つが挙げられる。

光源：実用的な輝度とエネルギー領域が一般的な試料の CT 計測に適していなかったために、三次元計測には膨大な時間を要した、あるいは意味のある試料サイ



**Fig. 2** (Color online) (a) Schematic illustration of projection-type micro-tomography. It consists of light source, monochromator, sample stages and X-ray image detector. (b) Schematic illustration of imaging-type micro-tomography. It consists of light source, monochromator, condenser, sample stages objective ZP (FZP) and X-ray image detector. The distance between FZP and image detector could be a several meters to several tens of meters. It is possible to change to “phase contrast imaging system” using phase plate or grating interferometer.

ズでは事実上計測不能だった。

検出器：10  $\mu\text{m}$  程度の解像度はあったが、読み出し速度とダイナミックレンジが不足しており精密な CT 計測には不十分だった。

計算機：現状の三次元マイクロ CT では  $2000 \times 2000 \times 2000 = 8 \times 10^9$  程度の画像を 2 バイト長で計測しており、一度の CT スキャン（おおよそ 15 分前後）で 16 GB のデータを生み出すが、1990 年頃の計算機の性能では、この容量の三次元 CT 再構成演算は実用的でなかったし、たとえ数百画素であろうとも長大な時間を要した。

この状況は 1990 年代後半以降急激に変化してきた。PC の性能は 1980 年代のスーパーコンピュータを超えるまでになってきた。また、計測用 CCD に関しては、X 線天文などで開発された技術が市販素子にフィードバックされるようになり、CT 計測に十分な性能を持つ CCD が入手出来るようになった。そして放射光施設に関しては、第三世代光源と呼ばれる低エミッタンス高輝度高エネルギーの施設がヨーロッパ (ESRF) アメリカ (APS) 日本 (SPring-8) で稼働し始め、それらの施設で共同利用公開を前

提としたマイクロ CT 装置の開発が始められた。2000 年頃には APS では 2BM と 13ID-C, ESRF では ID19, SPring-8 では BL20XU, BL20B2, BL47XU を中心として、いずれも準並行光を用いた投影型 CT 装置 (Fig. 2(a)) が稼働し、分解能  $1 \mu\text{m}$  あるいは  $10 \mu\text{m}$  でのマイクロ CT 計測が可能となり、従来は光学顕微鏡や電子顕微鏡で観察していたような試料に対して適用され始めた。

マイクロ CT と同時期に大きく開発が進んだのが、硬 X 線領域における顕微鏡光学系の開発である<sup>13-15</sup>。結像型顕微鏡はサブミクロン（当初の数値目標としては  $100 \text{ nm}$ ）の空間分解能を達成するために開発が進められた。文献 16) で詳細な解説がなされているが、フレネルゾーンプレート (FZP) を用いた結像顕微鏡光学系 (Fig. 2(b)) は X 線 CT と相性が良く、高分解能マイクロ CT 計測には最適であると考えられている。

2002 年ごろの SPring-8 BL47XU における計測では、エネルギー  $8 \text{ keV}$ ・実効画素サイズ  $100 \text{ nm}$  程度の場合でも計測時間は数時間かかっていたが、2017 年の時点では同程度の条件であれば 15 分程度の計測時間となっている。また画質の大幅な改善がなされた。この間 SPring-8

ではトップアップ運転が導入されたものの、照射 X 線の光束密度にそれほどの変化はない。変わったのは X 線光学素子と画像検出器である。光学素子は hollow cone 照明をする回転型コンデンサーが導入され、さらに近年開発された Apodization FZP (A-FZP)<sup>17)</sup> が回折効率の向上と、エッジ強調やストリークノイズの削減に効果を発揮している。画像検出器は空間分解能と X 線からの変換効率を最適化し、当初用いていた検出器よりも 1 桁程度の効率アップがなされている。さらに、2010 年頃発表された撮像素子である scientific CMOS (sCMOS) が超低読み出しノイズかつ高フレームレートを達成しており、これも計測速度の向上に寄与している<sup>18)</sup>。

X 線の画像計測技術として、X 線の強度変化を捉える吸収コントラスト法に対して、X 線の位相シフト量を求める位相コントラスト法も存在する。これは X 線の波動性を利用し、X 線の位相が入射 X 線に対してどのくらいずれたかを計測する。位相コントラスト CT 法は、この位相シフト像を基に試料の各位置における位相シフト量を捉える手法である。Momose らは Bonse-Hart 型干渉計<sup>19)</sup>を用いた位相計測法を開発し (Fig. 3(a)), 吸収だけではコントラストが付きにくい生体軟組織を造影剤等を用いずに可視化出来ることを示した<sup>20)</sup>。さらに、2003 年には回折格子干渉計を利用した位相計測法の提案がなされ<sup>21)</sup>、Bonse-Hart 型干渉計を利用するよりも感度は低いものの利用実験に適した実用的な計測系が確立された (Fig. 3(b))。Bonse-Hart 型干渉計は単結晶シリコンの回折を利用したもので、位相変化を直接計測できるが、複数回の回折光を利用するため温度変化や振動などの外乱に弱い。つまり、試料周りを含め装置全体として高い安定性が求められるため動的計測は困難である。回折格子干渉計の場合、回折格子を利用して試料からの屈折光 (微分位相成分) を検出する。通常回折格子のピッチは数ミクロン程度に設定されるため、G1 および G2 の相対的位置精度に 1 ミクロン程度の安定性があればよく計測系を安定化させやすい。この特徴を生かし、3 mg/cm<sup>3</sup> という高い密度分解能を維持したまま、温度変化や力学的条件変化に伴う試料の変形も追えるようになった<sup>22)</sup>。

位相シフト量をダイレクトに計測することは出来ないが、重要な手法である Propagation based phase contrast imaging (PBI) について簡単に説明する。屈折コントラスト法とも言われるこの手法はマイクロフォーカス X 線源を用いても実現可能である<sup>23)</sup>。しかし高輝度光源からの単色 X 線を用いることで定量的な取り扱いが可能であることと、撮影方法としては Bonse-Hart 型干渉計や回折格子干渉計で位相回復法として用いられるフリンジスキャンを必要としない単純な撮影で済むことから、その利用価値は高い<sup>24,25)</sup>。

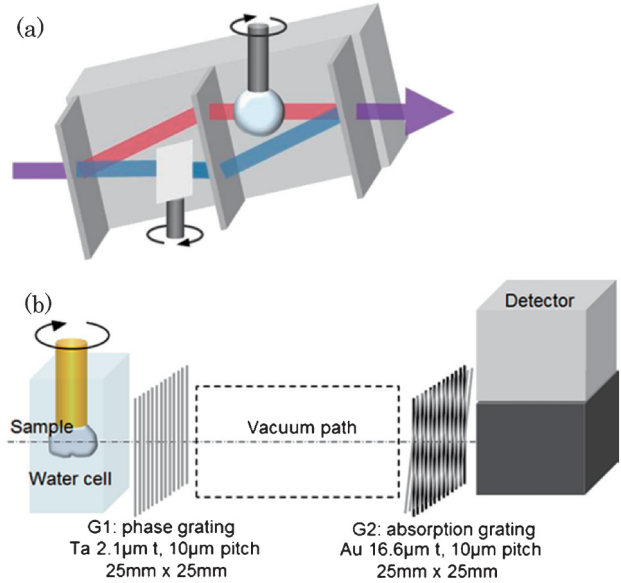


Fig. 3 (Color online) (a) Schematic illustration of phase contrast imaging optics using Bonse-Hart type interferometer. The arrow shows the X-ray pass. The interferometer is made of silicon single crystal with Si (220) reflection. The three blade are called as splitter, mirror and analyzer. The phase of the reference wave is shifted by rotating phase plate inserted from bottom. (b) Schematic illustration of phase contrast imaging optics using grating interferometer. The first grating is set just after the sample. Second grating is set at a certain distance from first grating. The numbers are the parameters used at BL20B2 in SPring-8.

#### 4. 放射光 X 線を利用した X 線 CT の先端計測例

ここでは SPring-8 のマイクロ CT 装置を利用して実施された研究例を示す。いずれも放射光 X 線 CT でなければ取得出来ないデータばかりである。人間の水晶体・鉄鋼材料・微小岩石に関する例を示しているが、これ以外にも半導体デバイスや生体試料等の様々な物質の CT 計測が行われている。

Pierscionek らは位相 CT を用いることで、非破壊で試料の屈折率分布を得られることに着目した<sup>26)</sup>。様々な年齢のヒトの水晶体を測定し、その寸法・形状・屈折率分布を得た (Fig. 4)。実験は SPring-8 BL20B2 で行われた。エネルギーは 25 keV、実行画素サイズは 15.3 μm/pixel である。位相計測はピッチ 10 μm の回折格子型干渉計を用いて行われた。1 計測の時間はおよそ 50 分であった。

16 歳から 91 歳までのヒト水晶体の計測の結果、水晶体の屈折率に関しては年齢差と言うよりも個人差の方が大きいと言うことが示された。また水晶体の厚みは年齢が進むと若干厚くなるという傾向が示された。

戸田らは自動車用鋼板などに用いられている二相鋼 (Dual phase steel, DP 鋼) の破壊に関して、マイクロ CT を用いた研究を行った<sup>27)</sup>。実験は SPring-8 BL20XU で行

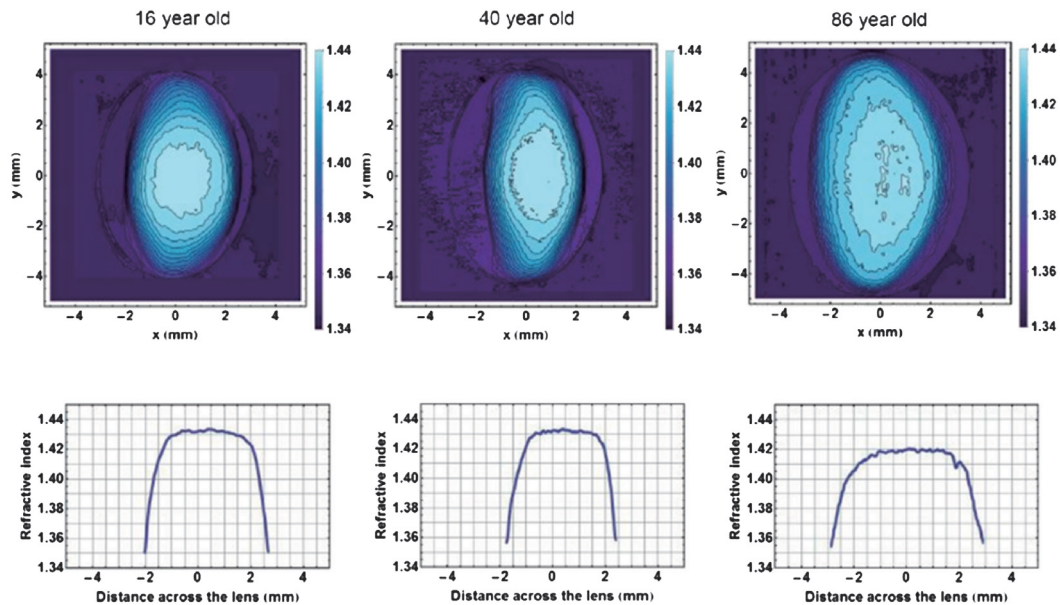


Fig. 4 (Color online) The measurement example of eye lens. Upper: The contour map shows the refractive index distribution obtained from the phase contrast CT image. Lower: Line profiles in the horizontal direction near the center of the lens in the above figures.

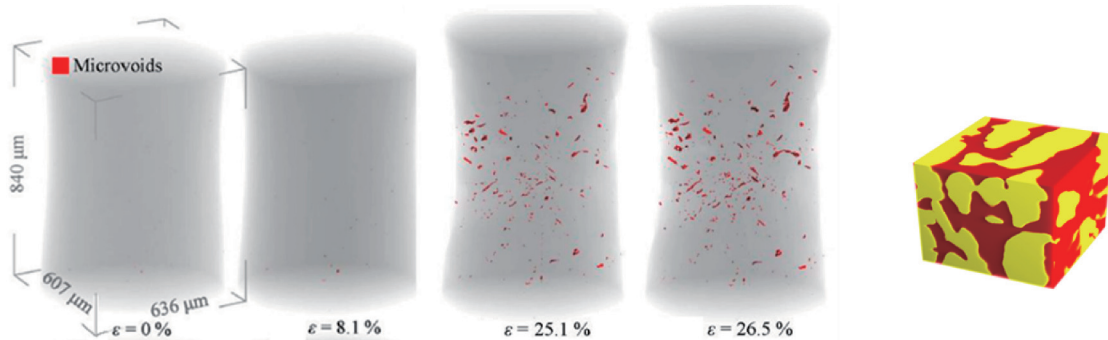


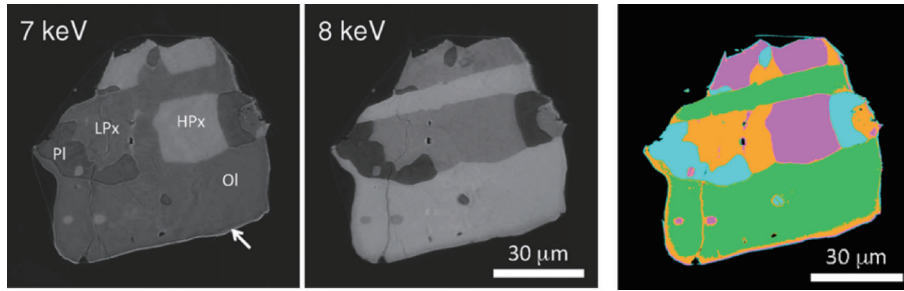
Fig. 5 (Color online) The left four images visualize voids and cracks in the dual phase (DP) steel during the tensile loading. The direction of the loading is vertical. The number and volume of the voids are rapidly increased when the strain becomes more than 20%. The right image shows the phase contrast CT image of DP steel. Red is the martensite phase and yellow is the ferrite phase.

われた。エネルギーは37.7 keV、実効画素サイズは0.5  $\mu\text{m}/\text{pixel}$ である。この実験では屈折コントラストによる2相(フェライトとマルテンサイト)の弁別をするために、試料と検出器の距離を700 mm程度に設定した。透過像を撮影したのち、Paganin法<sup>24)</sup>による位相回復処理を施し、画像再構成を行った。この結果1.4%の密度差しかない2相の自動識別(単純な閾値処理)が可能となった。さらにDP鋼中のボイドやクラックを観察するには吸収コントラスト法での撮影も組み合わせた。こちらも鋼材とボイドの自動識別が可能である。

この結果、数%の伸展でフェライト境界などのボイドが成長し始める様子や、後から発生したマルテンサイト中のクラックが急激に進展し、破壊に至る様子をとらえることに成功した(Fig. 5)。また、破壊過程における材料ネック

部の異常ストレスもイメージベースのデータ解析により発見することが出来た。

土山らは探査機はやぶさにより持ち帰られた小惑星イトカワの試料(の一部)をCT計測した<sup>28)</sup>。この時に用いられたのはFZPを利用した結像型マイクロCT装置である。また、鉄のK吸収端の上下のエネルギーで撮影し、差分像を作成するanalytical dual energy法も確立した。この研究ではNakamuraら<sup>29)</sup>のXRD計測結果とJAXAによる初期記載結果を利用してイトカワ粒子を構成する主要鉱物の形状と量を同定することが出来た。これにより、小惑星イトカワは地球に落ちてきている普通コンドライト隕石とほぼ同等の物質で出来ていることや誕生からこれまでのおおよその歴史が分かった。Fig. 6には粒子の一つであるRA-QD002-0024のCT像と鉱物毎に色分けした像を



**Fig. 6** (Color online) CT images of Itokawa particle (RA-QD02-0024) at 7 keV and 8 keV. Each mineral has a different amount of iron inside therefore the image contrast changes below and above of iron K-edge (7.11 keV). The right image is mineral map. The mineral phases were determined from X-ray linear absorption coefficients at 7 keV and 8 keV. Pink: Low-Ca pyroxene, Orange: High-Ca pyroxene, Sky-blue: Plagioclase, Green: Olivine.

示した。

## 5. 放射光 X 線 CT 装置開発のこれから

### スケール比の破壊

ESRF では2018年から2022年にかけて4本の新しいビームライン建設を進めることを決定した<sup>30)</sup>。そのうちの 하나가 “A beamline for High Throughput Large Field Phase-contrast” である。1 m 程度のサイズの試料をサブミクロンスケールで可視化するという目標を掲げている。これは大きな試料のすべてをサブミクロンで可視化する事を意味しないと思われる。おそらく Local CT もしくは Interior CT<sup>31)</sup> と言われる技術を用いて、Region of interest (ROI) にズームしていく形を取るであろう。前述の通り、標準的な画像再構成法を使う場合、視野と画素サイズ（おおよそ空間分解能の半分）の比は検出器の画素数で決まる。現状でおおよそ2000:1であるが、試料回転軸の位置を視野の端のあたりまでずらし、試料の投影像を360度分撮影することで、視野を約2倍に広げるオフセットCT計測技術を用いることでこの倍程度までは達成できる。さらに画像検出器の高精細化も進むと考えられるので、計測に関して言えばおおよそ10000:1程度までは2020年までには問題なく広げられるであろう。ただし、10000:1 というような条件は記念碑的な計測ではあり得るが、実際に計測から解析まで行うとなると膨大な計測時間と計算機資源を投入せざるを得なくなる。多くの研究分野において広い空間に渡りすべての構造が重要であるケースはまれで、全体のうち一部のクリティカルな場所を詳細に調べれば良いケースがほとんどである。この観点からもFBP法などとはアルゴリズムの異なるLocal CT等の技術開発は必要不可欠なものとなる。また逆のアプローチとして、オーバーサンプリング法を用いることも可能と考えられる<sup>32)</sup>。これにより画像検出器の実効画素サイズよりも小さな構造を検出することが可能となりうる。ここまでは空間スケールについて述べたが、もう一つのスケール軸はコントラストである。位相計測では検出感度が上がり、

わずかな密度差の物質を識別できるようになった。しかし、空気と軟組織・あるいは軟組織と骨、というような組み合わせでの計測は難しい。これをうまくクリアすることで、超高ダイナミックレンジのデータを得ることが出来れば、極めて有用な装置となろう。それにはX線光学・物質科学・計算科学等の専門家の協調が必要であることは疑いもない。

### ナノCTの一般化・高エネルギー化

SPring-8ではBL47XUをはじめ、いくつかのビームラインでFZPを用いた結像型マイクロCT装置が稼働し、現状ではおおよそ100 nm-200 nm程度の空間分解能を達成している。もちろん世界各国の放射光施設でも同等の空間分解能を持つ装置は稼働しており、2010年頃から「ナノCT (nano-tomography)」と呼ばれるようになってきている。ただ、ESRF ID16では拡大投影型ホトモグラフィーを利用したり<sup>33)</sup>、SLS TOMCATでは照明光学系としてビームシェーパーを利用したり<sup>34)</sup>と、施設毎にアプローチの仕方が異なる場合が多い。これは各施設の光源の特性やスタッフの研究開発の方向性が違ったりすることの結果であろう。それはさておき、ここまでの開発競争の結果、高品質なX線光学素子や高精度ステージなどが比較的容易に手になるようになり、ハッチ内環境(振動・温度変化)の重要性も認識されてきている。2 GeV-3 GeV くらいの中型リングではSLS TOMCATをひな形とすることで後発の強みを生かそうとしているし、ナノCT装置をパッケージとして販売する業者もある。これらの要因から多くの施設でナノCT計測が可能になると考えられる。ただし、空間分解能として(ルーチン計測や温度圧力の変化をさせるなど)一般的になりそうなのは100 nm程度の空間分解能までではないかと思われる。その理由は計測条件の難しさにある。CT計測ではどうしても試料を回転させなければならない。理想的にはその間試料は軸ブレせずに回転し、さらに試料自身も不変でなければならない。計測系も同程度の安定性が求められる。時間・空間的なバランスはいったいどこにあるのか。さらに100 nmを超える計測

データの解釈はきわめて難しい。もちろん装置開発としては技術的に、あるいは新しい理論を適用することで空間分解能をどこまで高めることが出来るかというのは追求しなければならない。さらにここには Local CT などの要因も入る。すなわち比較的大きな試料をナノスケールで解像することが求められる。この際に重要な技術は高エネルギー X 線でのナノ計測と位相計測であろう。高エネルギー化は鉄鋼材料等を考慮すると、おそらく 70-80 keV まで求められるのではない。もちろん計測時間は 10分、20分と言ったオーダーにしなければあまり意味は無い。CDI やタイコグラフィーのような手法と比較すると空間分解能という点では物足りないかもしれないが、動的計測や硬い(重い)材料の計測では十分その能力を発揮し続けられると思われる。

### 複合的あるいは動的な計測

放射光 X 線マイクロ CT 計測は線吸収係数や位相シフト量の 3 次元分布を得ることが出来る手法である。これは他の計測技術ではほぼ不可能なものと考えられる。しかし、物質科学的には若干物足りない。岩石や鉱物ではそこに内包される鉱物相にそれまでに経験した温度や圧力などの履歴が蓄積される。金属やセラミックス材料の破壊は結晶相のひずみから始まる。2 相共存物質であれば、どちらの相が支配的な役割を果たすのか。などなど、線吸収係数や位相シフト量からは単純には分からないことが多い。放射光マイクロ CT は市販の装置とは異なり、ビームライン毎に最適化して運用される。そのため複合計測装置として稼働させるには装置担当者の裁量(力量かもしれない)だけが重要である。また、無理に同時計測させる必要は無く、状況に応じて迅速にスイッチできれば良いケースも多いと思われる。どうやるべきかは研究分野や見たい現象によって異なるはずだが、濃密な議論の上で落としどころを見つけるのは非常に楽しいひとときとなろう。また、単に動的計測であれば 4D-CT とも言われるようになったが、複合計測により 5D・6D と次元が増えていく。このときにどのような解析をしていけば良いかと言うことは、早めに検討すべき課題であろう。

動的計測であるが、非繰り返し現象の計測であれば単に「時間分解能は〇〇秒である」等と言うことができる。しかし、弾性変形のような繰り返し現象であれば、1 投影に要する時間まで時間分解能は短縮できる。さらに様々な拘束条件の下で画像再構成可能なデータ取得を行うような場合は、1 投影に要する時間もすべてのデータ取得に要する時間も短縮可能である。要はそのデータから読み取りたいこと、読み取れることを正確に把握し妥協点を見つける作業となる。医療診断用 CT 装置の話ではあるが、近年開発された低線量型の装置はその画像再構成エンジンに逐次近似法を用いているとのことである<sup>35)</sup>。逐次近似法自体は PET 等の画像再構成法として 1990 年代から研究されて

いるが、計算機技術の発達によりようやく X 線 CT 装置に実装されるようになった。これにより被曝線量を半分程度まで減らすことが可能となった。もちろん光源の改良や検出器の高性能化もあろうが、1/2 低減というのは劇的である。新しいアルゴリズム開発も含め、計算機技術はこれからますます重要になるに違いない。

## 6. おわりに

本稿では放射光 X 線マイクロ CT に関して、これまでの技術の発展やこれからの方向性に関して非常に簡単に記述した。個々の詳細な技術的側面に関してはそれぞれの文献を参考にして頂きたい。

最後に筆者が重要な事例とらえていることを示す。最近 Kitchen らにより、生物の軟組織の観察においては単純な吸収コントラスト像と同等の S/N は、屈折コントラスト像を用いた場合、2 桁ほど照射線量を減らしても得られることが示された<sup>36)</sup>。この研究では位相回復後の画像再構成には FBP 法を用いている(ここに逐次近似法を適用すればさらに低線量化が進められると思われる)。また、ここで用いられた最も重要な実験的な手法は屈折コントラスト法で、Wilkins らが 1996 年に発表したものである。そこから数年後に鈴木らや Paganin らにより数学的な近似解が得られた。さらにそれから 10 年ほど経過してからこの研究で「屈折コントラスト法を用いると被曝線量を劇的に下げられる」という結論に達した。もちろんその間この手法は上述の応用研究としてあげた戸田らの例にあるように、S/N を改善する手法として便利に使われ続けていた。しかし X 線画像を専門に扱う集団にとっては単に便利な手法と言うだけでなく、どこまで利用価値があるものか推し量る研究対象であった。その基礎的な研究とその技術を利用した応用研究の双方がしっかりと絡み合っている。マイクロ CT の開発者と利用者はこのような関係を保っていくことが肝要なのではないだろうか。特に開発者側は一見何の価値があるか分からないような事柄も心の隅にとどめておき、いつでも巻き戻して研究可能な状態にしておくべきであろう。

### 参考文献

- 1) G. N. Hounsfield: Br. J. Radiology. **46**, 1016 (1973).
- 2) Carl Zeiss Microscopy:  
<https://www.zeiss.co.jp/microscopy/>
- 3) Bruker:  
<https://www.bruker.com/jp/products/microtomography/>
- 4) A. C. Kak and M. Slaney: Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, New York, 1987.
- 5) J. Radon: Berichte Sachsische Akademie der Wissenschaften, Leipzig, Mathematische-Physikalische Klasse **69**, 262 (1917).
- 6) L. A. Shepp and B. F. Logan: IEEE Trans. Nucl. Sci. **NS-21**, 21 (1974).

- 7) D. A. Chesler and S. J. Riederer: *Physics in Medicine and Biology* **20**, 632 (1975).
- 8) J. H. Kinney, Q. C. Johnson, U. Bonse, M. C. Nichols, R. A. Saroyan, R. Nusshardt, R. Pahl and J. M. Brase: *MRS Bull.* **13**, 13 (1987).
- 9) P. Flannery, H. W. Deckman, W. G. Roberge and K. L. D'Amico: *Science* **237**, 1439 (1987).
- 10) Y. Suzuki, K. Usami, K. Sakamoto, H. Kozaka, T. Hirano, H. Shiono and H. Kohno: *Jpn. J. Appl. Phys.* **27**, L461 (1988).
- 11) A.C. Thompson, R. Hofstadter, J.N. Otis, H.D. Zeman, R.S. Kernoff, E. Rubenstein, J.C. Giacomini, H.J. Gordon, G.S. Brown and W. Thomlinson: *Nucl. Instrum. And Methods* **A266**, 252 (1988).
- 12) P. Suortti and W. Thomlinson: *Nucl. Instrum. And Methods* **A269**, 639 (1988).
- 13) B. Lai *et al.*: *Rev. Sci. Instrum.* **66**, 2287 (1995).
- 14) Y. Kagoshima *et al.*: *J. Synchrotron Radiat.* **9**, 132 (2002).
- 15) A. Takeuchi, K. Uesugi, H. Takano and Y. Suzuki: *Review of Scientific Instruments* **73**, 4246(2002).
- 16) 竹内晃久, 上杉健太郎, 高野秀和, 鈴木芳生: *放射光* **16**, 108 (2003).
- 17) A. Takeuchi, K. Uesugi and Y. Suzuki: *J. Phys. Conf. Series* **849**, 012055 (2017).
- 18) K. Uesugi, M. Hoshino, A. Takeuchi, Y. Suzuki and N. Yagi: *proceedings of SPIE* **8506**, 85060I (2012).
- 19) U. Bonse and M. Hart: *Appl. Phys. Lett.* **6**, 155 (1965).
- 20) A. Momose and J. Fukuda: *Med. Phys.* **22**, 375 (1995).
- 21) A. Momose, S. Kawamoto, I. Koyama, Y. Hamaishi, K. Takai and Y. Suzuki: *Jpn. J. Appl. Phys.* **42**, L 866 (2003).
- 22) M. Hoshino, K. Uesugi and N. Yagi: *J. Phys.: Conf. Ser.* **849**, 012054 (2017).
- 23) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany and A. W. Stevenson: *Nature* **384**, 335 (1996).
- 24) Y. Suzuki *et al.*: *J. Synchrotron Rad.* **9**, 160 (2002).
- 25) D. Paganin *et al.*: *J. Microscopy* **206**, 33 (2002).
- 26) B. Pierscionek, M. Bahrami, M. Hoshino, K. Uesugi, J. Regini and N. Yagi: *Oncotarget* **6**, 31 (2015).
- 27) H. Toda, A. Takijiri, M. Azuma, S. Yabu, K. Hayashi, D. Seo, M. Kobayashi, K. Hirayama, A. Takeuchi and K. Uesugi: *Acta Materialia* **133**, 441 (2017).
- 28) A. Tsuchiyama, T. Nakano, K. Uesugi, M. Uesugi, A. Takeuchi, Y. Suzuki, R. Noguchi, T. Matsumoto, J. Matsuno, T. Nagano, Y. Imai, T. Nakamura, T. Ogami, T. Noguchi, M. Abe, T. Yada and A. Fujimura: *Geochimica et Cosmochimica Acta* **116**, 5 (2013).
- 29) T. Nakamura *et al.*: *Science* **333**, 1113 (2011).
- 30) 2017.6.28 の news, <http://www.esrf.eu/fr/home/news/general.html>
- 31) Z. Wang and H. Kudo: *Medical Imaging Technology* **31**, 113 (2013).
- 32) R. Mizutani, A. Takeuchi, R. Y. Osamura, S. Takekoshi, K. Uesugi and Y. Suzuki: *Micron* **41**, 90 (2010).
- 33) M. Langer, A. Pacureanu, H. Suhonen, Q. Grimal, P. Cloetens and F. Peyrin: *PLoS ONE* **7**(8), e35691 (2012).
- 34) M. Stamparoni, F. Marone, P. Modregger, B. Pinzer, T. Thüring, J. Vila-Comamala, C. David and R. Mokso: *AIP Conference Proceedings* **1266**, 13 (2010).
- 35) 木村文子: *埼玉医科大学雑誌* **38**, 106 (2012).
- 36) M. J. Kitchen, G. A. Buckley, T. E. Gureyev, M. J. Wallace, N. Andres-Thio, K. Uesugi, N. Yagi and S. B. Hooper: *Scientific Reports* **7**, 15953 (2017).

### 著者紹介

#### 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 SPring-8 BL20B2,  
BL47XU ビームライン担当者

E-mail: ueken@spring8.or.jp

専門: X線 CT 装置開発

#### 【略歴】

2000年 東京工業大学理工学研究科博士課程中途退学。2000年より高輝度光科学研究センター。2013年 博士(科学)東京大学大学院新領域創成科学研究科。



## Current status and some future works of X-ray micro-tomography using synchrotron radiation

**Kentaro UESUGI** Japan Synchrotron Radiation Research Institute, Kouto 1-1-1, Sayo, Hyogo 679-5198 Japan

**Abstract** X-ray micro-tomography using synchrotron radiation is one of the best technique for obtaining three-dimensional structure of materials with micro-meter spatial resolution. The highest spatial resolution of such system achieves 100 nm. The temporal resolution could be a few seconds or a few milli-seconds in a certain condition. It is also possible to do chemical analysis using tunable monochromatic X-ray. A lot of improvements on instrumentations of synchrotron radiation facility enable us to visualize dynamic phenomena. In this paper, principle, history and recent activities of synchrotron radiation X-ray micro-tomography are simply described.