

放射光による 4DX 線 CT の最前線

矢代 航*¹
Yashiro Wataru

間下 亮*²
Mashita Ryo

尾藤 容正*²
Bito Yasumasa

岸本 浩通*²
Kishimoto Hiroyuki

1. はじめに

X 線 CT (X-ray Computed Tomography)¹⁾ は、1972 年に英国 EMI 社の Hounsfield らによって発表された方法で、不透明な被写体内部を非破壊で、かつ高い空間分解能で三次元的に可視化できる。Hounsfield と、1960 年代に X 線 CT の理論を発表した Cormack は、1979 年にノーベル生理学・医学賞を受賞している。X 線 CT では、試料の投影像を多数の方向から撮影して、コンピュータ上で三次元像の再構成を行う。病院にある CT スキャナは、低輝度の X 線源を被写体の回りに回転して投影像を撮影するが、実験室の X 線源よりはるかに高輝度の放射光を利用すると、時間分解能を格段に向上できる。本稿では、筆者らが最近開発した、ミリ秒オーダー時間分解能 X 線 CT (試料回転あり、回転なし) について紹介する。

2. 放射光によるミリ秒 X 線 CT

2.1 高速回転 X 線 CT

医療診断で用いられる CT スキャナでは、低輝度の X 線源と画像検出器をガントリー内で回転させて、多数の方向から投影像を撮影する。この撮影時間を決めているのは、主にスキャン時間と X 線源の強度である。すなわち、被写体の回りを X 線源と画像検出器が回転する速度が測定時間を決める。更に、実験室でよく用いられている X 線源は、加速した電子をターゲット材料に衝突させて X 線を発生するタイプで、ターゲットの融解で X 線強度(あ

るいは輝度)の上限が決まる。最近では、加速した電子を液体金属ジェットに衝突させるタイプの X 線源も登場しているが、X 線強度には限界がある。

筆者らは近年、実験室 X 線源よりはるかに高輝度な放射光源を用いて、ミリ秒オーダーの X 線 CT に成功した²⁻⁵⁾。時間分解能ミリ秒オーダー、空間分解能数 10 μm の領域はこれまで未開拓の空白地帯であった(図 1)。このような新たな時空間領域が開拓できた背景には、1990 年代後半の高輝度の第三代放射光源の出現や、X 線の位相を利用した高感度イメージング法(X 線位相コントラストイメージング)の高度化だけでなく、圧縮センシングに代表されるデータサイエンス技術、更には画像検出器に用いるシンチレータ(X 線を可視光に変換する材料)、高速 CMOS カメラ等、今世紀の様々な技術要素の進歩がある。

ミリ秒オーダー時間分解能 X 線 CT の実験は SPring-8 (BL28B2) の偏向電磁石からの白色放射光を利用して行った。SPring-8 に代表される第三代放射光源を利用すると、X 線位相コントラストイメージングを比較的容易に行うことができる。X 線位相コントラストイメージングは、医療診断で用いられる X 線の吸収を利用するイメージングと比べて高感度なことが利点であり、軽元素から構成される試料に対しても高いコントラストで内部構造を描出できる。

X 線に対する物体の複素屈折率は $1 - \delta + i\beta$ と表すことができるが、X 線の吸収コントラストは β に、また位相コントラストは δ に対応している。なお、X 線が物体を透過したときの位相シフトによって

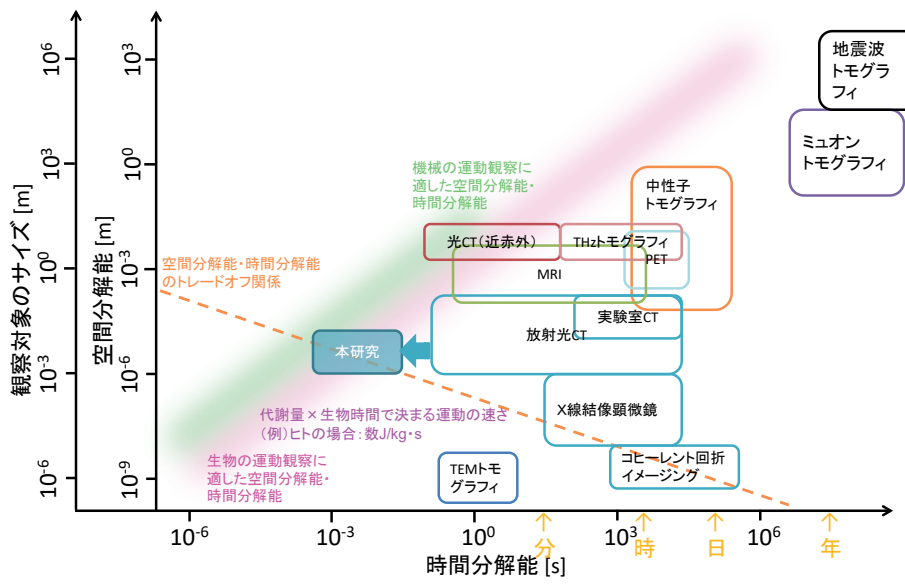


図1 不透明な物体の内部を三次元的に非破壊で観察する方法の時間分解能・空間分解能

X線の波面が変形するが、X線の伝播方向は波面に垂直であるため、X線の位相シフトは屈折と見ることができ、位相コントラストは屈折コントラストとも呼ばれる。硬X線の領域では、 δ は $10^{-5} \sim 10^{-6}$ 程度であり、屈折率はほとんど1であるため、X線はほとんど直進し、屈折による伝播方向の変化はごくわずかである。一方で β は $10^{-8} \sim 10^{-9}$ 程度であるため、吸収の効果(断面積)は屈折よりも更に数桁小さい。この小さい吸収によって物体の透視が可能になるが、逆にコントラストはつきにくい(感度が低い)。X線位相コントラストイメージングでは、透過X線の位相のシフトを利用するため、X線の高い透過力は維持したまま、感度を原理的に数桁上げることができる。X線の位相シフトを利用したイメージング法は1960年代に提案されたが、1990年代半ばの第三世代放射光源の出現により、波面の比較的そろったX線が利用できるようになり、広く利用されるようになった。なお、X線位相コントラストイメージングでは δ の投影を取得できるため、CT再構成により δ の三次元分布を取得できる。

図2は実験配置の例を示している。この実験では、X線位相コントラストイメージング法の1つであるX線回折格子干渉法を用いた¹⁾。この方法ではX線の回折格子のTalbot効果¹⁾を利用する。バンド

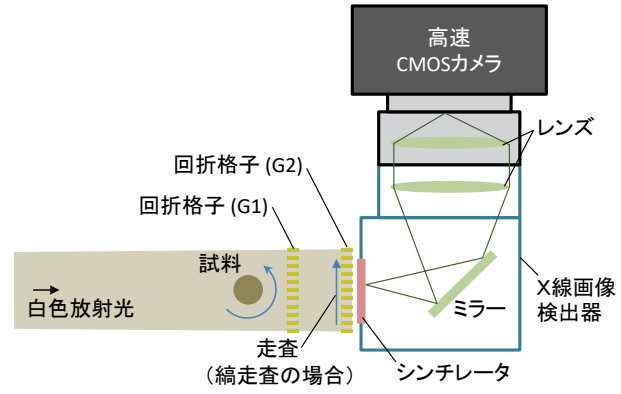


図2 白色放射光によるミリ秒オーダー時間分解能X線CTの実験配置(試料回転あり)

幅が広い白色放射光が利用できるため、X線ビームが大強度となり、時間分解能を格段に上げられる利点がある。X線画像検出器としては、X線を可視光に変換するシンチレータ⁶⁾、可視光用レンズ系、高速CMOSカメラから構成される間接撮像型を用いた。各投影像の撮影時間は μs オーダーのためシンチレータの残光の影響は無視できる。高速CMOSカメラには、Photron社製のFASTCAM Mini AX100を用いた。

図3は、4.43 msで撮影された広葉樹の木片の先端の三次元CT再構成像(実効エネルギー27.1 keV

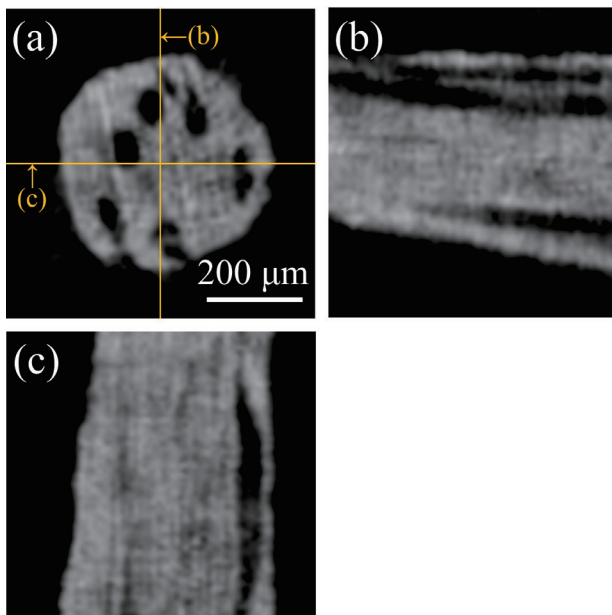


図3 4.43 ms で撮影された広葉樹の木片の先端の CT 再構成画像³⁾
 (b), (c)は、それぞれ(a)に示す直線を含み、(a)の面に垂直な面に沿った断層像

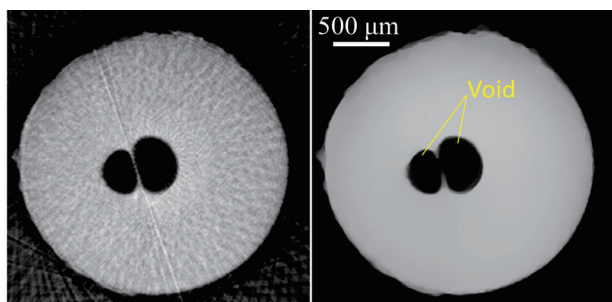


図4 撮影時間 2.0 ms で取得されたポリプロピレン球のトモグラム (左:FBP 法による CT 再構成, 右:圧縮センシングに基づく CT 再構成)²⁾

に対する δ の三次元 CT 再構成像) を示す³⁾。この実験では、試料を 33,850 rpm で高速回転し、投影像を 127,500 フレーム /s (1 フレームあたり 7.8 μ s), 128 \times 64 画素の視野で撮影した (試料位置での有効画素サイズ: 9.9 μ m, 空間分解能: 21 μ m)。CT 再構成には、最も古典的なフィルタ逆投影法 (Filtered Back Projection:FBP 法)¹⁾ を用いた。この例では造影剤による染色等を行っていないが、X 線の吸収が非常に小さい軽元素からなる試料でも、道管、木部線維等の内部構造がはつきり描出できているのが分かる。

更なる撮影時間の短縮のためには、高速 CMOS カメラのフレームレートに上限があるため、投影数を少なくする必要がある。図4は 2.0 ms で取得した直径 3/32 インチのポリプロピレン球のトモグラムであるが²⁾、180°あたり 76 投影しかないため、従来の FBP 法を用いると、左図のようにストリーク状のアーティファクトが生じてしまう。この問題を解決する方法として 2000 年代以降に注目されているのが圧縮センシングを利用した CT 再構成法である^{7,8)}。図4右図は圧縮センシングに基づく CT 再構成アルゴリズム (Total Variation 正則化) を用いた結果であり、図4左図で見られたアーティファクトのない滑らかな画像が得られているのが分かる。圧縮センシングでは、自然画像に内在する疎性 (スパース性) を仮定して、少数の観測データから画像を復元する。自然画像に普遍的にスパース性が内在することの最も易しい例は、Fourier 変換、Wavelet 変換等で見ることができる。例えば、

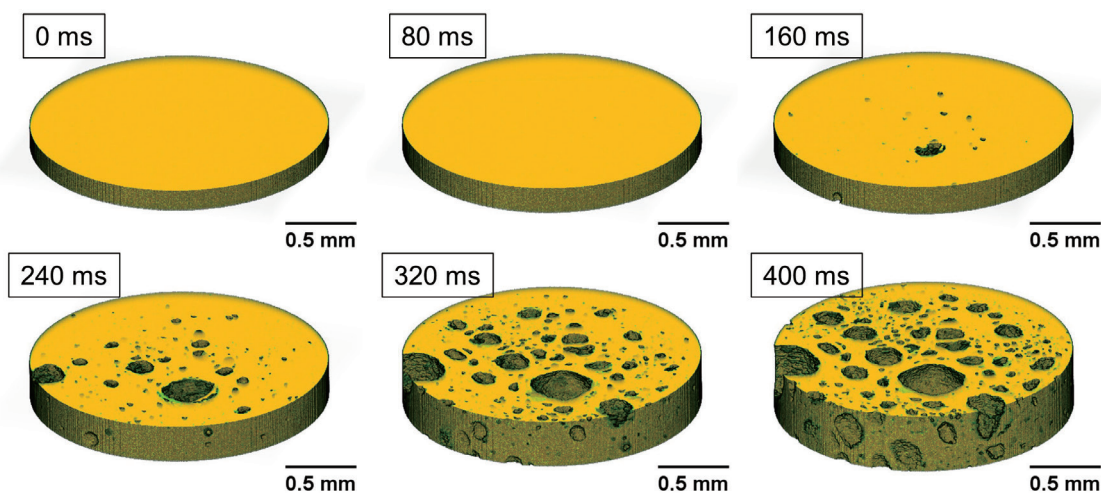


図5 ゴムの引張破壊の過程のリアルタイム 4D X 線 CT 観察 (時間分解能 10 ms)⁴⁾

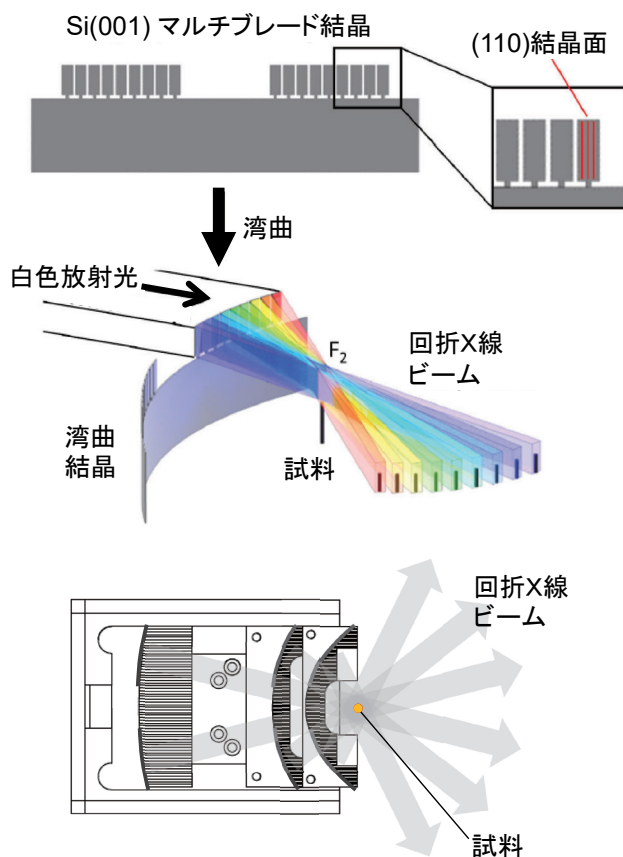


図6 放射光マルチビーム光学系の原理（左上），双曲線型マルチビーム光学系の模式図（左下）と写真（右上），マルチビーム光学系により 1.0 ms で撮影された直径 50 μm のタングステン線の三次元再構成画像（右下）⁵⁾

Wavelet 変換して上位 10% の大きい成分のみを抜き出して逆変換しても、ほとんど元の画像と区別できない。

2.2 高速同期回転 X 線 CT

図5は別の例で、ゴムの引張破壊の過程を 10 ms の時間分解能で観察した結果である⁴⁾。試料は 3,000 rpm で回転した。各投影像は 1,024 × 1,024 のフルフレーム視野、フレームレート 12,800 フレーム / s で撮影した。試料位置での有効画素サイズは 4.5 μm であった。この例は、ソフトマテリアルの破壊過程をリアルタイムで能動的に CT 観察した世界最速の結果であり、ゴムの内部に様々なボイドが発生する様子がはっきり見られる。ボイドの形状は、10 秒オーダー時間分解能の 4DCT では球形に近かったが、10 ms 時間分解能では不均一であった。この不均一性は微小構造の緩和時間の違いに起因していると考えられ、緩和時間の空間分布を観察する新た

な方法と見ることもできる。

2.3 マルチビーム CT

前節では、試料を高速回転して 2~10 ms の X 線 CT を実現した例について紹介した。更に時間分解能を上げるためには、試料を更に高速で回転し、フレームレートを上げる必要がある。しかしながら、フレームレートを上げると、一般に視野（取得できる画像の総画素数）は小さくなる。また、例えば図5に示したゴム試料の場合には、回転速度を数倍にすると、遠心力により試料が変形してしまう問題が生じる。試料回りの環境制御が困難になるという問題もある。そこで筆者らは、試料を回転せずにミリ秒 X 線 CT を実現するためのマルチビーム光学系を開発した。

図6右上図に筆者らが開発した三段双曲線型マルチビーム光学素子の写真を示す⁵⁾。左図はマルチビーム化の原理を示している。微細加工（フォトリ

ソグラフィ、ドライエッチング等)により単結晶 Si ウェハを図 6 左上図のような形にくり抜き⁹⁾、湾曲させると、上部の長方形の小さい板(以下「ブレード」と呼ぶ)が別々の方向を向く。このブレード列に白色放射光を照射すると、Bragg 条件を満たすエネルギーの X 線だけが回折される。Si ウェハを双曲面に沿って湾曲させることで、回折ビームにより多数の方向から試料の投影像を撮影できる。単結晶から Bragg 反射される X 線のエネルギーバンド幅は非常に小さい。そのため、透過した X 線を再利用できる。このような着想で、図 6 左下図のような三段型マルチビーム光学素子を開発し、 $\pm 70^\circ$ の範囲をカバーする 32 ビームマルチビーム光学系を構築した。

図 6 右下図は、原理実証実験の結果である。試料として直径 $50\ \mu\text{m}$ のタングステンワイヤを用いて、 $1.0\ \text{ms}$ の露光時間で三次元 CT 再構成像を取得した⁵⁾。CT 再構成には、圧縮センシングに基づく最先端の CT 再構成アルゴリズムを用いた。トモグラムの空間分解能は $38\ \mu\text{m}$ まで向上できており、最近では 4D 動画の取得にも成功している。 $1.0\ \text{ms}$ の時間分解能、かつ数 $10\ \mu\text{m}$ の空間分解能で、試料を回転することなく CT 再構成に成功した例は過去になく、現在世界的に高い注目を集めている。

3. まとめ

本稿では、筆者らが開拓してきたミリ秒時間分解能の放射光 X 線 CT について紹介した。試料回転ありで $2\sim 10\ \text{ms}$ 程度の、また放射光マルチビーム光学系(試料回転なし)で $1\ \text{ms}$ の時間分解能が実現できている。放射光マルチビーム光学系と、筆者らが開発したマルチビーム X 線画像検出器^{10,11)}を合わせて用いることで、流動性のある試料や生きた生物等のミリ秒オーダー 4D 観察が可能になる。様々

な試料環境の導入も可能であることから、例えば、ソフトマテリアル材料や接着界面の破壊メカニズムの研究、生きた昆虫の 4D *in vivo* 観察による動的バイオメティクス研究、マイクロ流体の研究等、物質・生命科学の基礎研究から産業応用に至る広い分野への波及効果が期待されている。

謝辞

本稿で紹介した研究の一部は JST CREST (Grant No. JPMJCR1765), JSPS 科 研 費 (Grant No. JP15H03590, JP26600137), 住友ゴム工業株式会社の支援のもとで行った。放射光を用いた実験は SPring-8 の一般課題 (2016A 期~2019B 期) 及び長期利用課題 (2020A0176) で行った。

参考文献

- 1) Als-Nielsen, J., McMorrow, D., X 線物理学の基礎 (講談社サイエンティフィック), 第 9 章 (2012)
- 2) Yashiro, W., *et al.*, *Jpn. J. Appl. Phys.*, **56**, 112503 (2017)
- 3) Yashiro, W., *et al.*, *Appl. Phys. Express*, **11**, 122501 (2018)
- 4) Mashita, R., *et al.*, *J. Synchrotron Rad.*, **28**, 322-326 (2021)
<https://www.youtube.com/watch?v=4D2RLSmY0kg>.
- 5) Voegeli, V., *et al.*, *Optica*, **7**, 514-517 (2020)
- 6) Kamada, K., *et al.*, *Cryst. Growth Des.*, **11**, 4484-4490 (2011)
- 7) Li, M. H., *et al.*, *Phys. Med. Biol.*, **47**, 2599-2609 (2002)
- 8) Donoho, D. L., *IEEE Trans. Inf. Theory*, **52**, 1289-1306 (2006)
- 9) Yashiro, W., *et al.*, *Jpn. J. Appl. Phys.*, **59**, 092001 (2020)
- 10) Shirasawa, T., *et al.*, *Appl. Phys. Express*, **13**, 077002 (2020)
- 11) Yashiro, W., *et al.*, *Jpn. J. Appl. Phys.*, **59**, 038003 (2020)

(*¹ 東北大学国際放射光イノベーション・スマート研究センター, 東北大学多元物質科学研究所

*² 住友ゴム工業株式会社)