

BL20B2 医学・イメージング I

1. 概要

BL20B2は、偏向電磁石を光源とした中尺のビームラインであり、蓄積リング棟内の上流側実験ハッチ1と中尺ビームライン実験施設実験棟内の下流側実験ハッチ2, 3において、X線マイクロCTをはじめとしたX線イメージング実験や光学素子の評価等に利用されている。偏向電磁石光源および間接水冷二結晶分光器から得られる均質かつ安定したX線ビームは、X線イメージング実験において、高品位なX線画像を取得するのに非常に有効である。また、光源から200 m以上離れた下流側実験ハッチでは、大視野かつ空間コヒーレンスに優れたX線ビームを利用することが可能であり、位相情報を利用したX線イメージングや小動物を対象とした生体イメージングを行うことが可能である。

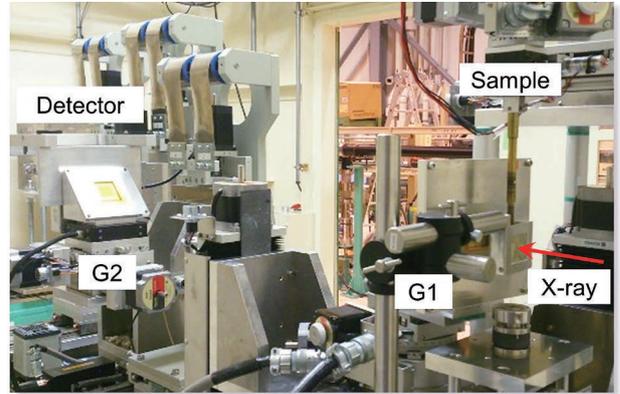


図1 BL20B2実験ハッチ1に構築したX線タルボ干渉計を用いたX線位相CT光学系

2. X線位相計測・CTの高速化

2015年度は、X線位相CTの高速化を目的とした装置の開発および計測手法の改良を行った。従来の下流側実験ハッチではなく上流側実験ハッチ1を用いることで、計測視野はビームサイズにより制限されるが、より高いフラックス密度のX線を用いたX線位相CTの開発を行った。

X線位相計測を行うために、従来手法と同様にX線タルボ干渉計を用いた^[1]。X線タルボ干渉計を用いたX線位相CT光学系の写真を図1に示す。X線タルボ干渉計は、位相格子(G1)および吸収格子(G2)により構成される。G1は格子パターン材質：タンタル、パターン厚：2.1 μm、

G2は格子パターン材質：金、パターン厚：16.6 μmで、格子ピッチおよび格子描画エリアはG1、G2ともに、それぞれ10 μm、25 mm×25 mmである。G2は、格子パターンにおける実効的なX線吸収を増加させる目的で、光軸に対して45度傾けて設置している。検出器は、可視光変換型の画像検出器であり、高速イメージングを実現するために、高効率なX線画像計測が可能な光ファイバー装着の科学計測用CMOSカメラ(浜松ホトニクス株式会社製、型番：C12849-101U)を用いた。光ファイバーはストレート光学系であり、蛍光体はP43(厚さ10 μm)、実効画素サイズは6.5 μm、有効視野は13.3 mm×13.3 mmである。

X線タルボ干渉計において1枚の微分位相像を得るためには、縞走査法によりG2を走査して複数枚の画像を

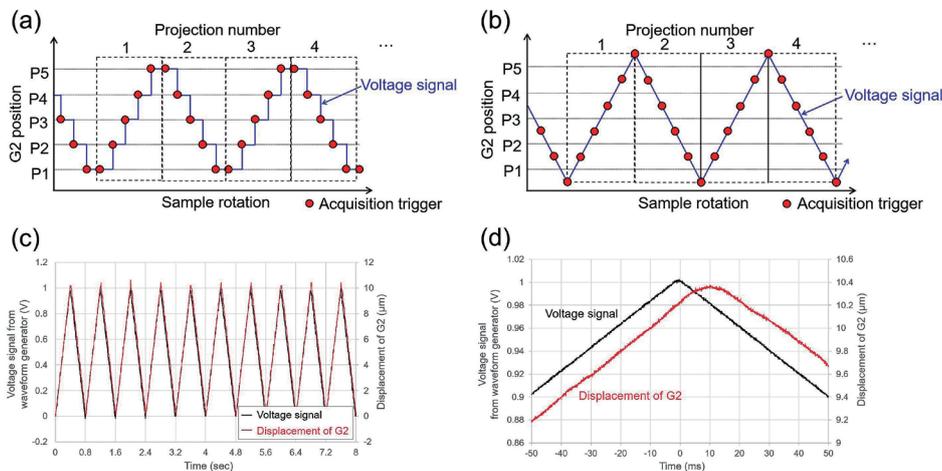


図2 (a) 従来のステップ形状の電圧信号を用いたG2走査方法. (b) 高速化のために三角波形状の電圧信号を用いたG2走査方法. (c) 連続三角波信号をピエゾステージに入力したときの電圧信号とG2変位の関係. (d) 図2(c)の三角波折り返し部分を拡大したもの.

取得する必要がある。よって、縞走査法をいかに高速かつ効率良く行うかが、X線位相CT計測高速化におけるカギとなる。従来の走査方法は図2(a)に示すように、ピエゾ駆動のステージ上に設置したG2を走査するために、G2各位置をステップ状の電圧信号により制御を行っていた。しかしながら、各ステップにおいてG2の移動を完了させるのに30 ms程度を要すること、また高速計測では各ステップを正確に制御することが困難になるなどの理由により、露光時間が100 msを下回る計測には向いていない。そこで、図2(b)に示すように、ジグザグ形状の走査方法は維持する一方で、ステップスキンの代わりに波形発生装置 (Keysight technologies社製、型番: 33512B) から得られる三角波信号を利用した^[2]。ピエゾステージに連続三角波電圧信号を入力したときのG2変位をレーザー変位計 (Keyence社製、型番: LK-H008) を用いて測定した結果を図2(c)に示す。ピエゾステージへの入力電圧に対してG2が良く追従していることが確認できた。しかし、図2(d)拡大図に示すように、入力信号に対して実際の変位では約10 msの遅延が生じるなどしたため、その部分を考慮して計測条件の決定を行った。

3. 高速X線位相CTによる軟組織試料の計測

波形発生装置からの三角波による縞走査法を用いて高速X線位相CTを行った。図2(b)に示すように、三角波形の上り側・下り側で縞走査を行うことで、1つの三角波により2投影分の位相データを計測することができる。CT計測はon-the-fly計測で行い、2投影ごとに波形発生装置にタイミング同期の外部トリガーを制御用PCから入力することで、1つの三角波電圧および所定数の画像撮影用トリガーを出力した。上記のX線タルボ干渉計光学系条件において最適化したX線位相CTの測定条件は、投影数: 900投影、露光時間60 ms、5ステップ縞走査による測定である。撮影トリガー間隔は80 ms

に設定したので、三角波の周期は80 ms×5ステップ×2=800 msとなる。以上の測定条件で、総測定時間は8分以内 (フラットフィールド補正用データ取得時間も含む) である。図3に、摘出直後の未固定ラット筋組織のX線位相CT像を示す。各筋繊維を高い画像コントラストで可視化できていることが分かる。密度値変換した位相CT像BG部分における標準偏差値は2.4 mg/cm³であり、高速計測と同時に、高い密度分解能を維持した測定を実現することができた。

参考文献

- [1] M. Hoshino, K. Uesugi, T. Tsukube and N. Yagi: *J. Synchrotron Rad.* **21** (2014) 1347-1357.
 [2] M Hoshino, K. Uesugi and N. Yagi: *Rev. Sci. Instrum.* **87** (2016) 093705.

利用研究促進部門

バイオ・ソフトマテリアルグループ

星野 真人、上杉 健太郎

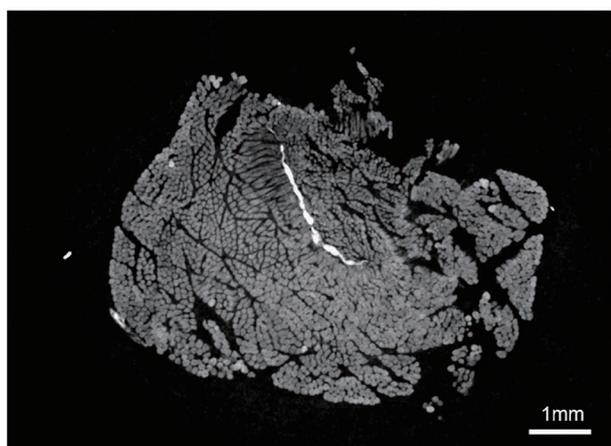


図3 摘出直後の未固定ラット筋組織のX線位相CT像.