



X線干渉計用 30 prad 位置決め機構の開発と X 線位相イメージングへの応用

Development of 30-picoradian Positioning System for X-ray Interferometer and Its Application for Phase-Contrast X-ray Imaging

米山 明男^a, 竹谷 敏^b, 兵藤 一行^c,
上田 和浩^a, 武田 徹^d

Akio Yoneyama, Satoshi Takeya, Kazuyuki Hyodo,
Kazuhiro Ueda and Tohoru Takeda

^a(株)日立製作所基礎研究所

^b産業技術総合研究所計測フロンティア研究部門

^c高エネルギー加速器研究機構物質構造科学研究所

^d北里大学医療衛生学部

要旨 X線位相イメージングへの応用を目的として、X線干渉計用の位置決め機構の開発を進めている。シンプルな構成と固体すべり機構による高い剛性のステージ、ドリフトを抑制するフィードバックシステム、及びアクティブ除振機構の組み合わせにより、干渉計光学素子間の回転変動を 30 prad で安定化することができた。この結果、本機構を用いたイメージングシステムにより、生体軟部組織など密度差の小さい試料でも無造影で観察することが可能になった。

キーワード: X線干渉計, 位相コントラスト, 位相イメージング, prad

1. はじめに

X線干渉計は、光学素子として単結晶を利用した結晶干渉計と、回折格子を利用した干渉計に大きく分類することができる。結晶干渉計は、X線の回折現象を利用してX線の分割、反射、結合を行うもので、構成はマッハツェンダー型が一般的である¹⁾。振幅分割であることに加え、物体波と参照波の光路長が同じであるため、コヒーレンス長の短いX線でも、高い干渉性を得ることができる。さらに、干渉X線の強度変化からX線の位相情報を直接検出できるため、回折格子(タルボ)干渉計²⁾や単結晶によるX線回折³⁾などを用いて位相の空間微分から情報を取得している他の手法に比べて、検出精度が高いという特徴がある。このため、X線位相イメージング(サンプルによって生じた位相シフトを画像化

する撮像法)において、位相シフトの小さい生体軟部組織や有機材料の観察に主に利用されている⁴⁻⁷⁾。

結晶干渉計を用いて高精度な位相計測を行うためには、干渉計の安定した動作が不可欠であり、このためには干渉計を構成する結晶光学素子をX線の波長オーダー、すなわち数10 pmレベルで位置制御する必要がある。この要求を満たすために、初期の結晶干渉計では、シリコンのインゴットから各光学素子を一体で切り出していた(一体型干渉計)。しかし、イメージングへの適用の観点からみると、観察視野が狭いこと、また、サンプルと光学素子の間隔が狭く、サンプルの発する熱の影響を受け易いことなどの問題があった。そこで、筆者らは結晶光学素子を2個に分割した結晶分離型X線干渉計に着目し、この干渉計の安定した動作を可能とする位置決め機構と、これを組み込んだイメージングシステムの開発を行ってきた^{8,9)}。

本稿では、現在稼働している結晶干渉計と位置決め機構の概要、放射光を用いた位置決め精度の評価結果、および生体軟部組織の観察例を紹介する。

2. 結晶 X 線干渉計と位置決めステージ

図1(a)に Skew-Symmetric 結晶分離型 X線干渉計¹⁰⁾の概要を示す。本干渉計は2枚の薄い結晶歯を持った2個の結晶ブロックで構成されており、干渉計に入射したX線は結晶歯Sで分割された後、M1およびM2でそれぞれ反射され、Aで再び結合されて2本の干渉X線を形成する。サンプルを干渉計内の光路に設置すると、サンプルによって生じたX線の位相シフトは波の重ね合わせの原理によって、干渉X線の強度変化となって現れる。このため、この強度変化から位相シフトを求めることができる。

本干渉計の分離方式では、結晶ブロック間の平行移動、及びX軸周りの回転は干渉計内の光路長差に影響しない。このため位置決めに必要な軸は、(1)Sに対するX線の入射角(θ_1)、(2)結晶ブロック間のZ軸周りの回転(θ_2)、(3)結晶ブロック間のY軸周りの回転(チルト)になる。このうち、物体波と参照波の光路差 dl に対して最も大きな影響を及ぼすのが θ_2 回転で、回折のブラッグ角を θ_B 、SとM1及びM1とAの間隔を L 、各結晶歯の厚さを t とすると、 θ_2 の回転変化 $d\theta$ に対する光路差 dl は、

$$dl = 2(L + t)\sin\theta_B d\theta \tag{1}$$

で与えられる¹⁰⁾。X線の波長 λ は数10 pmであるので、 dl の変動を一体型干渉計と同程度($\lambda/20$)に抑えて安定したイメージングを実現するためには、現在使用している大型干渉計のサイズ($L = 165$ mm, $t = 1$ mm)では、60 pradという高い精度で $d\theta$ を安定化することが必要になる。

この安定性を確保するためには、干渉計ブロックを搭載するステージの振動特性の向上(高剛性化)、サブnm精度の位置決め、及びドリフトの抑制が不可欠である。さらに、実用的な測定時間で観察を行うためには放射光の利用が必要で

^a 〒350-0395 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2520
TEL: 049-296-6111; FAX: 049-296-5999
2010年11月30日受付

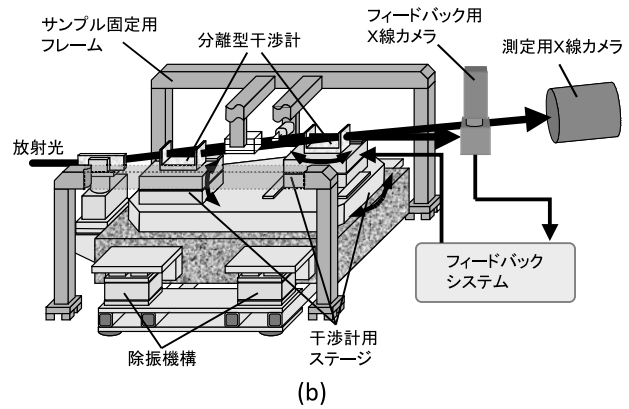
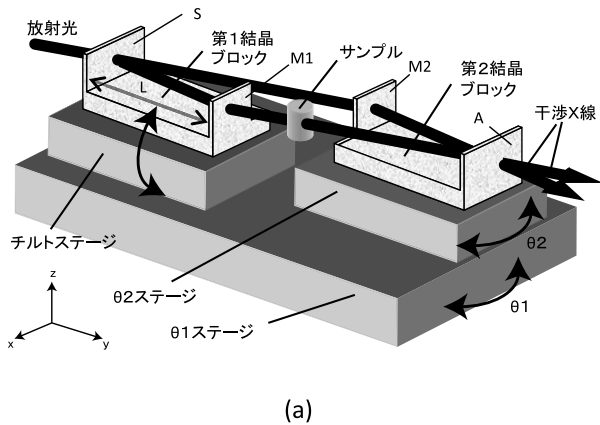


図1 (a) 結晶分離型 X 線干渉計と位置決め機構, (b) X 線干渉計を用いたイメージングシステム

あり、このためには設置先の放射光施設において床振動や騒音など外部由来の振動を低減することも必要になる。

図1(b)に上記要求を満たすべく開発している分離型 X 線干渉計用の位置決め機構と、これを用いた X 線位相イメージングシステムの概要を示す。本位置決め機構では、ステージの多段積み重ねを避けて可能な限りシンプルな構成にすると同時に、固体すべり機構（ステージ部材で滑り材を挟んだ機構）を用いることにより、機械的に高い剛性を確保し、耐振動特性の向上を図っている。また、駆動機構は圧電素子とステッピングモータを組み合わせることで、広い駆動範囲と高精度な位置決めを実現している。圧電素子のストロークは $12 \mu\text{m}/100 \text{V}$ で、精度 0.1mV の定電圧電源で駆動している。なお、 $\theta 2$ およびチルトステージの大きさは $260 \times 130 \text{mm}^2$ 、 $\theta 1$ ステージの大きさは $1100 \times 650 \text{mm}^2$ であり、観察視野 50mm 角の干渉計用結晶ブロックまで搭載することができる。

温度の変動などによる長時間のドリフトは、フィードバックシステムにより抑制している。本干渉計では $\theta 2$ の変動が干渉縞の位置変動となって現れることを利用し、この位置変動を打ち消すように圧電素子に印加する電圧を制御している。位置変動を検出する方法として、レンズカップリングの X 線カメラで取得した干渉像から直接検出する方法（画像フィードバック）と、ピンホールを透過した微小領域の強度から検出する方法（強度フィードバック）を採用している。前者の応答速度は 3 秒程度であるが、入射 X 線の強度変動など他の擾乱の影響を排除できるという特徴がある。一方、後者は上記影響を受けやすいが、高速な応答速度で制御を行うことができる。さらに、放射光施設のビームライン（高エネルギー加速器研究機構放射光施設 BL-14C）への常設化を進めており、これによりドリフトの主要因である温度変動の大幅な減少が期待できる。

外部由来の振動は、本機構の最下部に設けた空気バネを利用した除振機構により低減している。入射 X 線に対して本機構の位置が変動してしまうことを避けるために、レーザー変位計（読み取り精度 $0.2 \mu\text{m}$ ）で機構の変位を検出し、フィードバック制御により位置を常に一定に保つアクティブ型を採

用している。この他に、常設先のビームライン実験ハッチ内に防音材を施すことで外部由来の音を遮蔽し、ファンレスの水冷 X 線カメラを採用することで空冷ファンによる振動を排除し、支柱から独立したフレームでサンプルを保持することで CT 測定時のサンプル回転による振動を低減するなど、様々な防振対策を行っている。

3. X 線干渉像の形成と位置決め評価結果

エネルギー 17.8keV の放射光を用いて、X 線干渉像の形成、位相安定性の評価、及び位置決め精度の評価を行った。図2に形成に成功した X 線干渉像を示す。像のサイズは横 43mm 、縦 35mm で、一体型干渉計で得られている視野 (25mm^2) に比べて面積比で約 2.4 倍になっている。像の鮮明度 (Visibility) は最高 80% (上部中央付近)、平均 60% で一体型干渉計とほぼ同じ値が得られており、各種イメージングには十分な値となっている。なお、像に現れている干渉縞の様子は結晶歯の歪みによるもので、実際の測定では背景として減算するために大きな問題とはならない。

図3には、取得した干渉画像を用いて位相の安定化を行

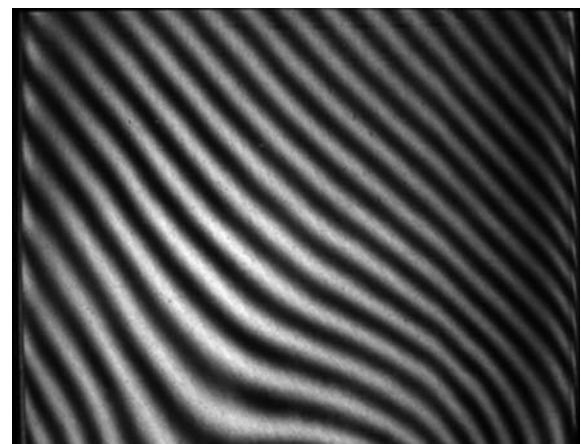


図2 X 線干渉像 (サイズ横 43mm 、縦 35mm)

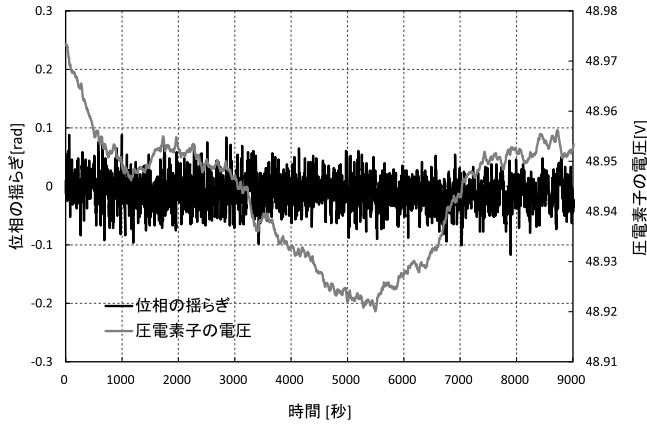


図3 画像フィードバックシステムを用いた位相の安定化結果

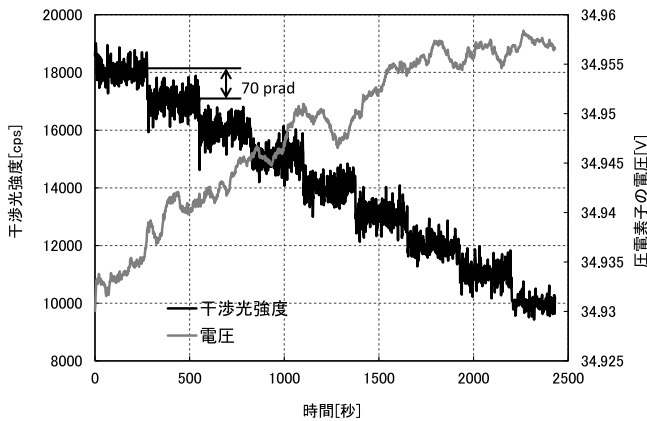


図4 強度フィードバックシステムを用いた回転位置決め精度の評価結果

う画像フードバックシステムの動作結果を示す。黒線が干渉縞の位置変動から算出した位相シフト量，灰色線が圧電素子に印加した電圧である。この結果から，電圧を適宜制御することによって，位相シフトのドリフトを2時間以上にわたり抑えて位相を安定化できていることがわかる。位相変動の幅は $\pi/20$ radで，(1)式を用いて $\theta/2$ 回転の変動に換算すると30 pradになる。

図4には，ピンホール（100マイクロン角）を透過した干渉X線強度 I が目標値 I_t になるように位相の安定化を行う強度フィードバックシステムの動作結果を示す。ここでは，目標値を18000から10000カウント/秒まで1000カウント/秒刻みで300秒ごとに変化させ，安定性に加えて追従性の確認も行った。強度の検出にはNaIシンチレーションカウンターを用いた。この結果から，圧電素子の電圧を制御することによって， I が I_t に十分に追従できていることがわかる。この評価において，8000カウント/秒がX線の位相シフト π に相当するので，ステップ幅1000カウント/秒は $\pi/8$ に相当する。したがって，式(1)から70 prad刻みで $\theta/2$ 回転をステップ的に送れたことになる。

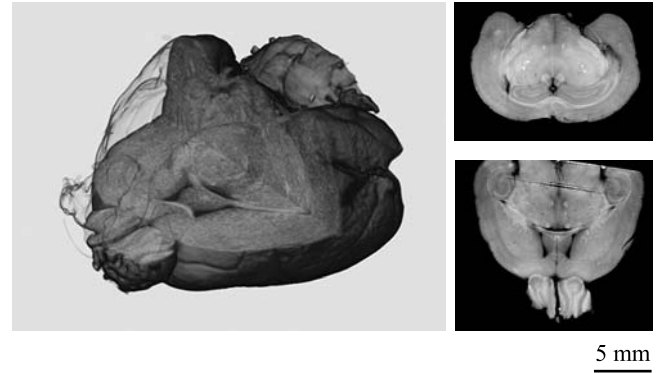


図5 マウス脳（摘出試料）の観察例

4. 位相イメージング法による生体サンプルの観察結果

硬X線領域において，位相シフトの散乱断面積は吸収の散乱断面積に比べて，軽元素に対して1000倍以上大きいという特徴がある⁴⁾。このため，サンプルによって生じた位相シフトを画像化する位相イメージング法により，従来の吸収法では観察が難しかった生体の軟部組織や有機材料などをより精細に観察することが可能になる。図5には，一例としてマウスから摘出した脳を位相CT法⁴⁾により非破壊で三次元観察した結果を示す。無造影の撮影であるにも関わらず本法の高い感度により，内部の組織等を鮮明に可視化できている。また，背景領域の位相揺らぎから検出可能な空間的な密度の差（密度分解能）を算出した結果 0.7 mg/cm^3 であり（溶媒のホルマリンの比重が1程度であることから，濃度分解能では0.07%となる），脳のみならず腎臓や肝臓など各種生体軟部組織の内部構造等を無造影で描出できる感度であることがわかった。

5. おわりに

シンプルな構成と固体すべり機構による高い剛性のステージ，フィードバックシステムによる長時間にわたるドリフトの抑制，およびアクティブ除振機構を組み合わせたX線干渉計用の位置決め機構を開発し，干渉計光学素子を30 pradで安定化することができた。この結果，本機構を用いたX線位相イメージングシステムにより，密度分解能 0.7 mg/cm^3 で生体軟部組織などの三次元観察が可能になった。今後は，*in vivo* 生体観察や各種有機材料の*in situ* 測定を進める予定である。本稿で紹介したprad位置決め技術が精密なサンプル位置合わせ等を必要とする様々な計測手法に少しでも参考になれば幸いである。

謝 辞

本研究における放射光を利用した実験は，高エネルギー加速器研究機構放射光施設のS2型課題「分離型X線干渉計を用いた生体及び材料イメージングに関する研究」（課題番号2008-S006）のもとで実施した。

文 献

- 1) Bonse, U. and Hart, M.: *Appl. Phys. Lett.*, **6**, 155 (1965)
- 2) Momose, A., Kawamoto, S., Koyama, I., Hamaishi, Y., Takai, K. and Suzuki, Y.: *Jpn. J. Appl. Phys.*, Part 2, **42**, L866 (2003)
- 3) Davis, T.J., Gao, D., Gureyev, T.E., Stevenson, A.W. and Wilkins, S.W.: *Nature*, **373**, 595 (1995)
- 4) Momose, A., Takeda, T., Itai, Y. and Hirano, K.: *Nature Medicine*, **2**, 473 (1996)
- 5) Takeda, T., Momose, A., Wu, J., Yu, Q., Zeniya, T., Lwin, T.T., Yoneyama, A. and Itai, Y.: *Circulation*, **105**, 1708 (2002)
- 6) Noda-Saita, K., Yoneyama, A., Shitaka, Y., Hirai, Y., Terai, K., Wu, J., Takeda, T., Hyodo, K., Osakabe, N., Yamaguchi, T. and Okada, M.: *Neuroscience*, **138**, 1205 (2006)
- 7) Takeya, S., Honda, K., Yoneyama, A., Hirai, Y., Okuyama, J., Hondoh, T., Hyodo, K. and Takeda, T.: *Rev. Sci. Instrum.*, **77**, 053705 (2006)
- 8) Yoneyama, A., Takeda, T., Tsuchiya, Y., Wu, J., Lwin, A. Koizumi, T.T., Hyodo, K. and Itai, Y.: *Nucl. Inst. and Meth. in Phys. Research*, **A 523**, 217 (2004)
- 9) Yoneyama, A., Takeda, T., Tsuchiya, Y., Wu, J., Lwin, T.T. and Hyodo, K.: *AIP Conference Proceedings*, **705**, 1299 (2004)
- 10) Becker, P. and Bonse, U.: *J. Appl. Cryst.*, **7**, 593 (1974)