

分離型 X 線干渉計を用いた大視野位相コントラスト X 線撮像装置の開発

米山 明男

(株)日立製作所 基礎研究所

1. はじめに

X 線干渉計を用いた位相計測により、被写体の 2 元及び 3 次元像を形成する「位相コントラスト X 線撮像法」は、従来の吸収コントラスト法に比べて高い感度で生体軟部組織を観察することができる。これまで、一体型 X 線干渉計¹⁾(図 1(a))を用いて、ラット小脳の観察²⁾や位相型 CT³⁾による軟部組織標本の 3 次元観察⁴⁻⁶⁾が行われ、造影剤を用いずに内部構造の描出等が可能であることが示されている。しかし、一体型 X 線干渉計では観察視野が母材となる Si イングットの直径で制限されるため最大でも 30 mm 角程度であること、また、干渉計の歯と被写体が接近しているために被写体の熱による影響を受けやすい等の問題がある。本研究では、上記課題解決を目的として、2 個の結晶ブロックから構成された分離型 X 線干渉計を用いた大視野の撮像装置の開発を行っている⁷⁻⁹⁾。

2. 分離型 X 線干渉計と専用ステージ

本研究で採用している Skew-Symmetric 結晶分離型 X 線干渉計¹⁰⁾を図 1(b)に示す。この分離方式において、結晶ブロック間の相対的な平行移動及び x 軸周りの κ 回転は、干渉するビーム間の光路差に影響しない。このため、分離することにより新たに制御が必要となる軸は z 軸周りの θ 回転及び y 軸周りの ρ 回転で、必要な位置決め精度は各々サブ nrad 及び 10 μ rad である。

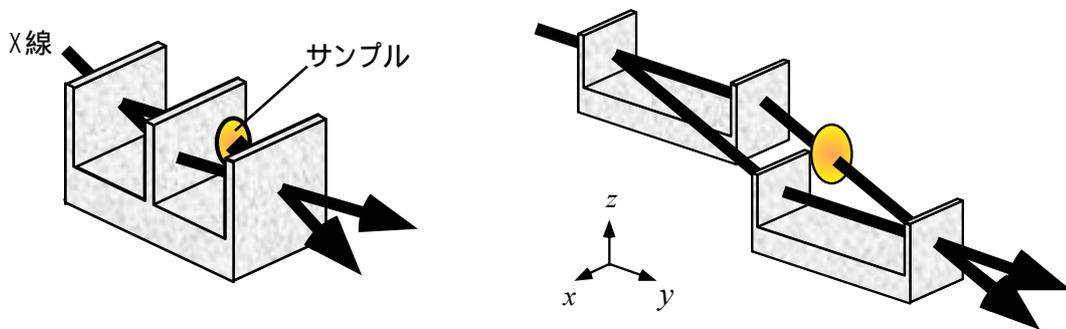


図 1 (a)一体型 X 線干渉計と(b)Skew-Symmetric 結晶分離型 X 線干渉計

図 2 に本研究で開発したステージの構成を示す。ここでは、 θ 及び ρ 回転の機能を分離して別ステージ (θ 回転を調整する S 2 ステージ及び ρ 回転を調整するチルトステージ) にそれぞれ受け持たせ、干渉計全体の回転を調整する S 1 ステージ上に搭載することでステージの多段積み重ねによる振動の増加を防いでいる。また、 θ 回転については、水平面内の回転とすることで床振動の影響の低減を図ると同時に、摺動部分に高剛性の固体すべり機構を用いることで機械共振周波数の向上と共振ゲイ

ンの低減を図り、サブ nrad オーダーの位置決め精度を実現している。

干渉するビーム間の位相差変動 を生じ撮像の妨げとなる S 2 ステージの回転ドリフトは画像フィードバックシステム¹¹⁾により抑制している。このシステムでは、 が干渉縞の位置変動となって現れることを利用して、(1) 画像検出器で X 線干渉像を検出し、(2) 検出した干渉像の縞の位置と予め取得したオリジナル干渉像の縞の位置とのずれ x を算出し、(3) x が 0 となるように S 2 ステージの回転を制御するというフィードバック処理によりドリフトを抑制し、 の安定化を図っている。

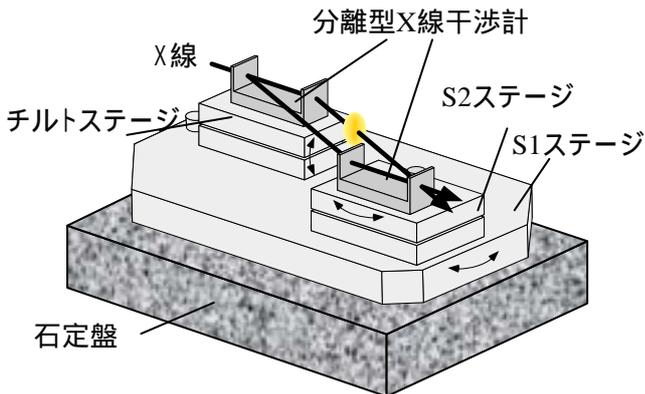


図 2 結晶分離型 X 線干渉計用ステージ

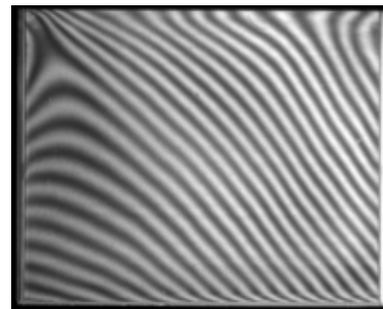


図 3 サイズ 25 mm × 20 mm の X 線干渉像

3 . 撮像実験及び結果

放射光を用いたステージの性能評価及び生体試料の撮像実験を PF の BL-14C1 で行った。BL-14 のビームは垂直ウィグラーから放射されるため垂直方向に扇状に広がっており、大面積の単色 X 線ビームを水平面内で構成された分光器及び 1 枚の拡大ミラー(非対称結晶) で容易に得ることができる。さらに、水平面内で構成された干渉光学系と非常に相性が良いため、大きな強度損失なく上記ビームを利用することができる。

図 3 にエネルギー 17.7 keV の X 線を用いて形成したサイズ 25 mm × 20 mm の干渉像を示す。像の検出には CCD 画像検出器¹²⁾を使用し、露光時間は 5 秒とした。結晶ブロックの歪みによる斜めの干渉縞が現れているが、Visibility は平均して 40 %程度であり、撮像に十分な値が得られていた。

図 4 には、本装置を用いて取得したラット肝臓スライス位相分布像(被写体によって生じた位相シフトの空間分布像) を示す。像の取得には、位相の走査数 5、各干渉像の露光時間 5 秒の縞走査法¹³⁾(干渉するビーム間の位相差を順次走査しながら干渉像を測定し、測定後に各位相差で得られた干渉像から計算で位相シフトを求める) を用いた。血管内の水と軟部組織の極僅かな密度差により、直径 50 ミクロン程度の血管までみることができる。

図 5 には、ウサギの肝臓切片的位相 CT 像(3 次元表示) を示す。像はサンプルを回転しながら図 4 と同様の方法で取得した各プロジェクション像から再構成で求めた。被写体の大きさは直径 10 mm、長さ 5 mm である。ガン組織と正常組織の識別や、正常組織内の血管の描出が可能になることがわかる。

今後は、現在開発を進めているより大型の撮像装置(観察視野 60 mm × 30 mm)を用いて、*in vivo* での生体観察や高エネルギー(35 keV)での各種撮像を行う予定である。

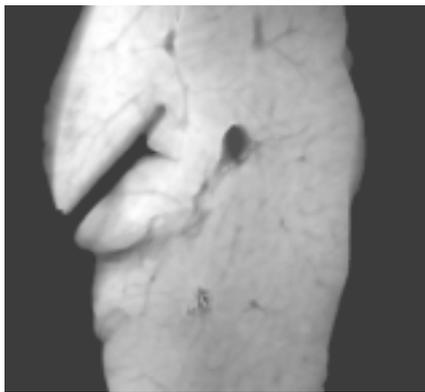


図4 ラット肝臓スライスの位相分布像 (サイズ 13 mm × 11 mm)

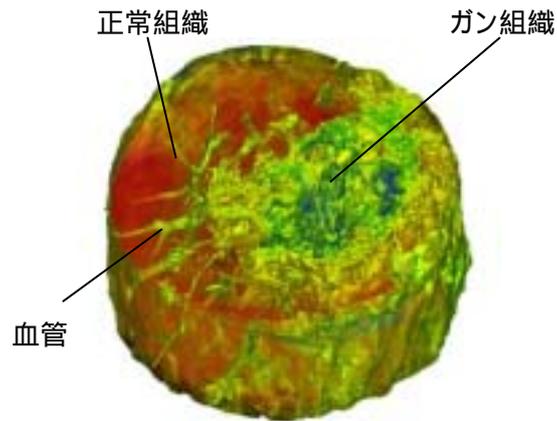


図5 ウサギ肝臓切片の位相CT像

謝辞

本研究は文部科学省科学技術振興調整費による「X線位相情報による画像形成とその医療応用に関する研究」の一環として、筑波大学臨床医学系の板井悠二先生、武田徹先生、土屋佳則氏、呉勤氏、Thet-Thet-Lwin 氏、東京大学大学院工学系研究科の百生敦氏、シャランインストルメンツ(株)の小泉有生氏と共同で行ったものである。また、放射光を用いた実験(PF課題番号99S2-002及び2002S2-001)は兵藤一行氏、平野馨一氏の協力のもとに行った。

参考文献

- 1) U. Bonse and M. Hart: Appl. Phys. Lett. **6**, 155 (1965).
- 2) A. Momose and J. Fukuda: Med. Phys. **22**, 375 (1995).
- 3) A. Momose: Nucl. Instrum. Methods, **A352**, 622 (1995).
- 4) A. Momose T. Takeda, Y. Itai and K. Hirano: Nature Medicine **2**, 473 (1996).
- 5) F. Beckman, U. Bonse, F. Busch and O. Gunnewig: J. Comp. Assist. Tomography **21**, 539 (1997).
- 6) T. Takeda, A. Momose, K. Hirano, S. Haraoka, T. Watanabe and Y. Itai: Radiology, **214**, 298 (2000).
- 7) A. Momose, A. Yoneyama and K. Hirano: J. Synchrotron Rad. **4**, 311 (1997).
- 8) A. Yoneyama, A. Momose, E. Seya, K. Hirano, T. Takeda and Y. Itai: Rev. Sci. Inst. **70**, 4582 (1999).
- 9) A. Yoneyama, A. Momose, I. Koyama, E. Seya, T. Takeda, Y. Itai, K. Hirano and K. Hyoudo: J. Synchrotron Rad. **9**, 277 (2002).
- 10) P. Becker and U. Bonse: J. Appl. Cryst., **7**, 593 (1974).
- 11) 米山明男、武田徹、土屋佳則、兵藤一行、百生敦、板井悠二:放射光 第15巻 153 (2002)
- 12) A. Momose, T. Takeda, A. Yoneyama, I. Koyama and Y. Itai: Nucl. Inst. and Meth. in Phys. Research. **A 467-468**, 917 (2001).
- 13) M. Takeda, H. Ina and S. Kobayashi: J. Opt. Soc. Am. **72**, 156 (1982).