敦

タルボ・ロー干渉計による X 線位相イメージング

X-Ray Phase Imaging with Talbot-Lau Interferometer

Atsushi MOMOSE

X-ray phase imaging reveals the structures in weakly absorbing objects. Because the disadvantage of the conventional X-ray imaging can be overcome, the technique is attractive from a practical point of view. While the development of the X-ray phase imaging has been performed using synchrotron radiation, the use of a compact (conventional, if possible) X-ray generator is preferable for practical implementation. X-ray phase imaging with an X-ray Talbot-Lau interferometer is a novel approach which may meet the demand. Here, its imaging principle and the status of its development are described.

Key words: Talbot effect, tomography, phase measurement, X-ray grating

X線が物体を透過する際,その強度が減衰するととも に位相がシフトしている.これはいうまでもないことであ るが,X線領域で位相シフトが画像形成に利用できるよ うになったのはかなり最近のことである.それは,1990 年代前半,X線画像検出器の発展とそれによるディジタ ル計測の活用によりX線位相計測が可能となったころか らであるといえるであろう¹⁻³⁾.位相コントラストを単純 に写真撮影するのでなく,X線位相シフト画像の定量計 測(以下,「X線位相イメージング」とよぶ)がX線干渉 計を用いてはじめて可能となり,それに基づく三次元撮影 (X線位相トモグラフィー)も実現している⁴⁾.加えて, 第3世代シンクロトロン放射光施設の運転開始により,空 間的干渉性の高い強いX線が使えるようになり,X線位 相イメージングの手法も複数の方法で試みられるようにな った³⁾.

X線の位相情報を利用することの利点は、弱吸収物体 の撮影を可能とすることにある.これまでシンクロトロン 放射光を用いて示されたデモンストレーションでは、さま ざまな軟組織の無造影観察結果が示されており、そのすぐ れた画質はきわめて魅力的である.それゆえ、医用画像分 野への応用は大いに期待される.しかし,実用の視点から みると,視野や撮像時間の制限に加えて,シンクロトロン 放射光を用いて可能となっている技術であることが悩まし い障害であり,結果としてX線位相イメージングの実用 化はそれほど進んではいない.

百

牛

ここでは、比較的新しい X 線位相イメージング手法と して注目されている、タルボ・ロー干渉計の利用を紹介す る⁵⁾. これが注目される理由は、通常の X 線管を用いて X 線位相イメージングが可能であるからであり、これによっ て一気に実用化が進む可能性がある.

1. 原 理

1.1 X線タルボ干渉計

タルボ・ロー干渉計はタルボ干渉計をインコヒーレント 光源で使用可能としたものであるので、まず X 線タルボ干 渉計⁶⁾について説明する.

X線タルボ干渉計は2枚のX線透過格子からなり,通 常はX線源側から位相格子(G1)と振幅格子(G2)をある 特定の距離だけ離して配置し,被写体をG1の直前に,画 像検出器はG2の直後に配置する(図1(a)).G1-G2間の

東京大学大学院新領域創成科学研究科(〒277-8561 柏市柏の葉 5-1-5) E-mail: momose@mml.k.u-tokyo.ac.jp



図1 タルボ干渉計(a)とタルボ・ロー干渉計(b)の配置. タルボ干渉計を実験室で動作させるには微小焦点X線源が必要となる。タルボ・ロー干渉計を用いればその制限から解放 される。

距離は、下記のタルボ効果(正確にはこの場合は分数タル ボ効果)で決まる⁷.

タルボ効果は、周期的構造をもつ物体がコヒーレント照 明下にあるとき、その透過光が特定の距離伝播したとき に、周期的構造の複素透過関数と同じ波動振幅が現れる現 象である。その特定の距離というのは、構造周期dの透 過格子があるとして、光の波長を λ 、および、光源と格 子までの距離をRとして、

$$z_p = \frac{pd^2}{\lambda} \frac{R}{R - pd^2/\lambda} \tag{1}$$

で与えられる. *p*が偶数であるときをタルボ効果とよぶ が, *p*が奇数さらには分数となる位置であっても特徴的な 強度分布が現れ,分数タルボ効果として知られている.こ のような周期的強度分布を自己像とよぶことにする.この 現象は周期構造からの異なる次数の回折波同士の多波干渉 と解釈でき,あるいは,フレネル回折による特徴的なパタ ーン形成と考えることもできる.図2には,π/2位相格子 の分数タルボ効果の計算結果を示した.格子からある距離 下流の位置で,格子の周期構造が明瞭な強度分布(自己 像)として現れている.タルボ干渉計ではその位置にG2 を配置する.

いま,G1の前に位相物体を配置すると,屈折によって



図2 分数タルボ効果によって形成される波動場強度の計算 例. π/2 位相格子の場合.

G1 を照射する光の方向が変わってくるので、G2 位置での G1 の自己像が変形する。G2 の周期 (d_2) が G1 (周期 d_1) の自己像の周期とほぼ同じ、すなわち、

$$R: (R+z_p) = d_1: d_2 \tag{2}$$

であれば、G2の背後では両者のパターンの重ね合わせに よりモアレ画像が観察される。モアレ縞の形状を観察する ことによって、位相物体を検知することができる。位相物 体が存在することによって起こるモアレ縞の変位は、屈折 の大きさとG1-G2間の距離 zp に比例する。これがタルボ 干渉計の基本原理であり、その様子を図3に示した。

タルボ干渉計が機能するためには、X線の空間的可干 渉距離が格子の周期より大きいことが望ましい。後で触れ るが、X線格子の周期は、現在の製作技術に基づけば努 力しても数μmである。これより長い可干渉距離のX線 を得るには、シンクロトロン放射光を使うか、実験室で使 えるものとなると微小焦点X線源という解がある。

実際,微小焦点 X 線源を使って X 線タルボ干渉計は機 能する.X線管からは連続 X 線が発生しているので,観 察される画像はそれぞれの波長の X 線によるモアレ画像 の重ね合わせになるが,モアレ縞が消滅するまでには至ら ない.レイリーの λ/4 則と同じ考え方でタルボ干渉計を みると,後述するわれわれの構成下では 1/8 のバンド幅の X 線はすべてモアレ縞形成に寄与することがわかる.さ らにバンド幅が広がっても,モアレ縞の鮮明度は低下する が,位相イメージングに十分な鮮明度を確保できる.

微小焦点 X 線源が使えるのであれば実用観点から大変 喜ばしいのであるが、残念ながらその X 線強度は十分で はなく、後述の手続きにより1枚の微分位相像を得るの に数十分の露光時間を要してしまい、実用的には長すぎ る.そこで、次に述べる X 線タルボ・ロー干渉計の登場 となる.

38巻10号(2009)



1.2 X線タルボ・ロー干渉計

微小焦点 X 線源は数 μm の領域に電子線を照射して X 線を発生させているので,狭い領域にかけられる熱負荷に 限界があるためにパワー不足となるのはやむを得ない.パ ワーを増すには焦点サイズを大きくすればよいが,それで は空間的干渉性の要請を満たせなくなる.ところが,X 線タルボ・ロー干渉計ではこの要請がなくなるのである. すなわち,通常焦点の X 線源が使えるようになり,撮像 時間を大幅に短縮できる.からくりは下記の通りである.

図1(b)にX線タルボ・ロー干渉計の構成を示す.X 線タルボ干渉計との違いは,通常X線源の近くにマルチ スリット(G0)が設けられていることである.おのおのの スリットを仮想的にタルボ干渉計の光源と考えよう.すな わち,スリット幅はタルボ干渉計動作に求められる空間的 可干渉性の要請を満たす大きさとする.ただし,おのおの のスリットを通るX線は互いにインコヒーレントであっ てよく,独立にX線タルボ干渉計によるモアレ縞を形成 する.ここで,G1の自己像がG2の位置でG2の1周期分 ずれておのおの重なり合うようにG0の周期 d。が設計さ れていれば,すなわち,

$$d_0: R = d_2: z_p \tag{3}$$

であれば、おのおののスリットに起因するモアレ縞が constructive に重なり合い、モアレ縞が消えることはな い. G0 は一種のコヒーレンスフィルターとして働く. 図1 (b) の G0 と G1 のような格子の組にインコヒーレントな 光を照射したとき、無限遠で縞模様が観察される現象はロ ー効果とよばれ、それゆえ図1 (b) の構成⁸⁾ はタルボ・ロ ー干渉計とよばれる.

なお,被写体の像は少しずつずれたものが重なり合うの で,空間分解能はタルボ干渉計を用いる場合よりは劣る. X線源の大きさSに対応する半影に相当する量(すなわ ち,S2_b/R)で制限される.しかし,具体的な数値は後で 示すが,医用画像などの実用的目的下ではあまり問題とな らない大きさである.

1.3 位相計測

X 線タルボ干渉計によって生成されるモアレ画像 <math>I(x, y) は

$$I(x, y) = \sum_{n} a_n \exp\left[\frac{2\pi i n}{d_1} \{z_p \varphi_x(x, y) + \chi\}\right] \quad (4)$$

で与えられる⁶. a_n は格子および X 線の干渉性によって 決まる係数である. $\varphi_x(x, y)$ は試料による位相シフト $\varphi(x, y)$ を使って

$$\varphi_x(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x/M_g, y/M_g)}{\partial x} \qquad (5)$$

で与えられる. すなわち,屈折による X 線の曲がり角を 示す. M_g は像の拡大率であり, $M_g \equiv (R + z_p)/R_s$ で与え られる. R_s は X 線源(タルボ・ロー干渉計の場合は G0) から試料までの距離である. なお,格子の回折ベクトルの 方向が x 軸に平行に配置していることを仮定している. x は 2 枚の格子の x 軸方向の相対的なずれである.

さて、ここでいう位相計測とは、得られるモアレ画像か ら $\varphi_x(x,y)$ を導出することを指す。その方法には縞走査 法やフーリエ変換法などが適用可能であるが、ここでは縞 走査法の適用例を示す。縞走査は一方の格子をx軸方向 に格子周期の整数分の一のステップで動かす。すなわち、 式(4)の χ を d_1/M (M:整数)のステップで走査する。 それぞれのステップで得られる画像 $I_k(x,y)$ (k=1, 2, ..., M)を用いて

$$\varphi_x(x, y) \approx \frac{z_p}{d_1} \arg\left[\sum_{k=1}^M I_k(x, y) \exp\left(-2\pi i \frac{k}{M}\right)\right]$$
(6)

を計算することにより $\varphi_x(x, y)$ が得られる.二光束干渉 計で縞走査法を用いる場合は, $M \ge 3$ であれば原理的に正 確な値が得られるが、タルボ干渉計は多光束干渉計であり

512 (18)



図4 X線タルボ干渉計で発生したモアレ編鮮明度とG1-G2格子間距離の関係。波長0.065 nmの単色 X線を使用。

式(4)中に高次の項が存在するために、上式は近似であ ることに注意を要する.ただし、*M*を十分大きくとれば、 *M*次以下の高次項の影響はキャンセルされるので、筆者 らは *M*=5 か必要に応じてより大きいステップ数を設定 している⁹.

X 線タルボ・ロー干渉計で得られるモアレ画像も式(4) と同様に表現でき、位相計測についても式(6)がそのま ま適用できる.

1.4 位相トモグラフィー

X線領域では屈折率を $1-\delta$ と表記し、位相シフト ϕ は、z軸に沿ってX線が進むとして

$$\Phi(x, y) = \int \delta(x, y, z) \,\mathrm{d}z \tag{7}$$

で与えられる.さまざまな投影方向で位相シフトが計測されれば、トモグラフィーの原理により*る*(*x*, *y*, *z*)を示す三次元画像が再構成できる⁴⁾.これをX線位相トモグラフィーとよんでいる.

前節の位相計測では、位相シフトの微分が取得される. これを空間積分すれば位相シフトになるので、位相トモグ ラフィーは可能である.また、再構成アルゴリズムに符号 関数を使って、微分情報のまま入力して画像を再構成する ことも可能である¹⁰.

2. 実 験

2.1 X線格子

原理上,G2は振幅格子でなくてはならない.透過力の 高い硬X線に対して振幅格子を形成するには,相応の厚 さが必要となる.吸収係数の大きい金を用いても,数十 μmの厚さが要求される.一方,X線の空間的可干渉距離 は、シンクロトロン放射光や微小焦点X線源の光源の大 きさから計算して数μmとなり,格子の周期はこれより 小さいことが望ましい.さらに,格子の大きさが撮像視野 を決める.すなわち,高アスペクト比の大きい格子を製作 せねばならない. そこで, 深掘加工を得意とする X 線リ ソグラフィーと金メッキによって製作された X 線振幅格 子¹¹⁾を使用した. 格子周期は 5.3 μ m で, 金の高さはおよ そ 30 μ m のものである. 厚さ 200 μ m の Si ウェハー上に 形成したもので, 最大で 10 cm 角の面積まで製作が成功 している. 位相格子には金の厚さを薄くして, $\pi/2$ の位相 シフトが発生するように設計したものを使用した.

2.2 シンクロトロン放射光を用いた X 線タルボ干渉計

まず、シンクロトロン放射光を用いた X 線タルボ干渉 計の動作実験例⁹⁾ を図4に示す。G1-G2 距離を変えたと きのモアレ縞(ここではG1 とG2 を光軸まわりで少し回 転させて生成した回転モアレ)の鮮明度を調べた。p=0.5で極大、p=1付近で極小がみられ、確かに X 線タルボ効 果が発生しており、X 線タルボ干渉計の動作を示す結果 が確認された。

図5に位相トモグラフィーによる観察例⁹⁾を示す.ウサ ギ肝臓組織の観察結果では,正常肝組織とがんが識別でき ており,マウス尻尾関節部の観察では,軟骨(椎間板)に 加え,靱帯,筋肉,皮膚組織が描出できている.

2.3 実験室でのX線タルボ・ロー干渉計

実験室では、周期4.5 μ mの位相格子および周期5.3 μ mの振幅格子でタルボ干渉計の部分を構成した。G0に 必要な周期は30 μ mとなり、また大きい面積を必要とし ない。筆者らはこれまで、2種類の金属箔を交互に積層し たものをせん断したスタック・スライス方式のマルチスリ ットと0.3 mm 焦点の通常のX線管を組み合わせた方 式¹²⁾、および、X線源ターゲット表面に溝加工を施して X線発光部位そのものをストライプ化したマルチライン X線源を用いる方式で¹³⁾、X線タルボ・ロー干渉計を動 作させている。ここでは後者の結果を紹介する。

回転対陰極 (ローター) の表面に深さ 0.2 mm, 幅 0.2 mm, 周期 0.3 mm の溝列を, ローターの回転軸に垂直に 形成した (図 6). X 線は表面から約 6 度の方向に設置さ

38巻10号(2009)



図5 シンクロトロン放射光とX線タルボ干渉計による位相トモグラフィーによる観察結果.ウサギ 肝臓組織[上段]とマウス尻尾関節部[下段].それぞれ,0.1 nm および0.07 nm の単色X線を使用.



図6 マルチラインX線源.X線タルボ干渉計と組み合わせることにより、X線タルボ・ロー干渉計が構成される.

れた X 線窓から取り出すので,実質的な溝周期はほぼ 30 μm となる.励起用電子ビームはターゲット表面法線方向 から照射されるが,溝の底から発生する X 線は溝側面に よって遮られて X 線窓には到達できない.その結果,溝 以外の部分からのみ X 線が取り込め,すなわち,ストラ イプ形状をもつ X 線発光部位が形成される.これを X 線 タルボ干渉計と組み合わせることにより, X 線タルボ・ロ



図7 X線タルボ・ロー干渉計で撮影した鶏手羽.(a) 微分 位相像,(b) 吸収像.

ー干渉計として機能させられる.

図7に鶏手羽の撮影結果を示す.これは,軟骨の描出能 を評価する際に便利なテスト試料として使用されており, X線タルボ・ロー干渉計のリウマチなどの関節炎診断機 器への応用のねらいがその背景にある.ローターはタング ステンであり,40 kV,45 mA で動作させた.X線画像検 出器には,CsI (Ti) スクリーンと4k×4k 画素のCCD (画素サイズ 9 μ m)を2:1のファイバーカップリングで 結合したものである.吸収コントラスト画像(図7(b)) との比較において,微分位相画像(図7(a))では軟骨表 面がより描出できている.撮像時間は40秒であった.医 用画像機器への展開には装置の最適化を進めなければなら ないが,関節炎診断への応用が十分に議論できる結果が得 られた.

以上,述べてきたように,X線タルボ・ロー干渉計に よるX線位相イメージングにより,その実用の議論が現 実味を帯びてきている.現在,関節炎,さらには乳がん診 断を目論み,X線位相イメージング装置のプロトタイプ 開発を医用画像機器メーカーと進めているところである. それ以外にも,非破壊検査機器など,X線画像装置への 適応が広く期待され,その可能性も追及したい.

上記以外の応用可能性として,次の2点に言及する.ひ とつは位相敏感 X 線顕微鏡の開発¹⁴⁾ であり,もうひとつ は,高速 X 線位相イメージングの展開¹⁵⁾ である.これら はシンクロトロン放射光を用いた先端計測技術と位置付け られるので,X線タルボ干渉計の構成を用いる.

位相敏感 X 線顕微鏡については、一般的な X 線結像顕 微鏡の構成に X 線タルボ干渉計を画像検出器前に設置し て位相敏感機能を付加する。これにより高感度化と高分解 能化が両立できる。

もうひとつの高速位相イメージングについては、X 線 タルボ干渉計が広いバンド幅のX線を照射しても機能す ることを利用して、白色シンクロトロン光を用いることを 想定している.すなわち、きわめて明るいX線を用いる ことによる位相イメージング高速化が可能であり、ミリ秒 の撮像が実現している.

X 線透過格子を用いる X 線タルボ (・ロー) 干渉計は, このようにそれまでの X 線位相イメージング手法とは一 線を画するさまざまな可能性を秘めたアプローチである。 光学素子の製作や画像処理法など,今後も改善が必要であ るが, X 線位相イメージングがさまざまな分野で活用さ れるよう期待したい.

本研究で用いた X 線格子は,兵庫県立大学,服部教授 との共同研究により開発された.また,シンクロトロン放 射光を用いた実験は,SPring-8 課題番号 (2005A0326-NM-np) により行った.なお,本研究は,JST,先端計 測分析技術・機器開発事業の援助により進めているもので ある.

文 献

- R. Fitzgerald: "Phase-sensitive X-ray imaging," Phys. Today, 53 (2000) 23–26.
- 2) 百生 敦:"位相コントラスト X 線イメージング",光学,29 (2000) 287-294.
- A. Momose: "Recent advances in X-ray phase imaging," Jpn. J. Appl. Phys., 44 (2005) 6355–6367.
- A. Momose: "Demonstration of phase-contrast x-ray computed tomography using an x-ray interferometer," Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A, 352 (1995) 622–628.
- F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk and C. David: "Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with lowbrilliance X-ray sources," Nat. Phys., 2 (2006) 258–261.
- A. Momose, S. Kawamoto, I. Koyama, Y. Hamaishi, K. Takai and Y. Suzuki: "Demonstration of X-ray Talbot interferometry," Jpn. J. Appl. Phys., 42 (2003) L866-L868.
- K. Patorski: "The self-imaging phenomenon and its applications," *Progress in Optics XXVII* (Elsevier, Amsterdam, 1989) pp. 1–108.
- J. F. Clauser and M. W. Reinsch: "New theoretical and experimental results in Fresnel optics with applications to matter-wave and X-ray interferometry," Appl. Phys. B, 54 (1992) 380.
- 9) A. Momose, W. Yashiro, Y. Takeda, Y. Suzuki and T. Hattori: "Phase tomography by X-ray Talbot interferometry for biological imaging," Jpn. J. Appl. Phys., 45 (2006) 5254.
- 10) G. W. Faris and R. L. Byer: "Three-dimensional beamdeflection optical tomography of a supersonic jet," Appl. Opt., 27 (1988) 5202-5212.
- M. Matsumoto, K. Takiguchi, M. Tanaka, Y. Hunabiki, H. Takeda, A. Momose, Y. Utsumi and T Hattori: "Fabrication of diffraction grating for X-ray Talbot interferometer," Microsyst. Technol., 13 (2007) 543–546.
- 12) K. Wan, Y. Takeda, W. Yashiro and A. Momose: "Fabrication of multiple slit using stacked-sliced method for hard X-ray Talbot-Lau interferometer," Jpn. J. Appl. Phys., 47 (2008) 7412-7414.
- 13) A. Momose, W. Yashiro, H. Kuwabara and K. Kawabata: "Grating-based X-ray phase imaging using multiline X-ray source," Jpn. J. Appl. Phys., 48 (2009) 076512.
- 14) Y. Takeda, W. Yashiro, T. Hattori, A. Takeuchi, Y. Suzuki and A. Momose: "Differential phase X-ray imaging microscopy with X-ray Talbot interferometer," Appl. Phys. Express, 1 (2008) 117002.
- 15) A. Momose, W. Yashiro, N. Maikusa and Y. Takeda: "High-speed X-ray phase imaging and X-ray phase tomography with Talbot interferometer and white synchrotron radiation," Appl. Phys. Lett., 15 (2009) 12540-12545.

(2009年5月11日受理)