

Talbot 効果を利用した X 線位相イメージング

百生 敦 東京大学大学院新領域創成科学研究科 〒277-8561 千葉県柏市柏の葉 5-1-5

要旨 シンクロトロン放射光の発展とデジタル画像取得・解析技術の進歩が相まって、1990年代前半以降、X 線位相情報を利用する高感度 X 線撮像法 (X 線位相イメージング) に関する研究が盛んになった。弱吸収物体である高分子材料や生体軟組織の観察が可能となるため、その発展状況は注目されている。ここでは、これまで開発されている X 線位相イメージング手法を概観し、最近注目される X 線 Talbot 干渉計を用いる方法について詳しく解説する。この方法は、X 線透過格子を使った比較的単純な構成を持ち、様々な形態での応用に使えるという特徴を持つ。通常の X 線源による動作も可能であり、実用面での期待感も膨らんでいる。

1. はじめに

透視撮影は X 線のもっとも基本的な用途のひとつであり、X 線の発見直後から数々の応用が繰り返されている。医用画像分野、セキュリティ分野、非破壊検査、さらには X 線顕微鏡など、関連する分野は広い。直進性が高いという X 線の性質が功を奏してコンピュータ断層撮影法 (Computed Tomography: CT)¹⁾ がコンピュータの発達と同期して発展し、切らずに断面を観察する方法、さらには物質の三次元構造を観察する方法として、今日ではその地位を確固たるものとしている。

しかし、X 線透視撮影法には欠点がある。生体軟組織や高分子材料などは X 線に対して比較的透明であり、X 線透視画像において十分なコントラストが得られないという問題である。X 線の質量吸収係数は物質の構成元素の原子番号の 4 乗にはほぼ依存し、すなわち軽元素になると X 線吸収が極端に小さくなるためである。可能な場合、重元素による造影・染色といった手立てはあるが、X 線透視撮影法における原理的欠点として長く甘受されてきた。

X 線位相イメージングはこの欠点を克服しうる技術として各方面からその発展が期待されている。シンクロトロン放射光の発展はもちろんこの動向に大いに影響をもたらしてきた。加えてデジタル X 線画像検出器の発展も相俟って、1990年代より様々な X 線位相イメージング研究が繰り返されている²⁻⁴⁾。本稿ではこれまで開発されている手法を概観し、特に筆者が最近開発に力を入れている X 線 Talbot 干渉計による位相イメージング^{5,6)} について少々踏み込んで解説する。

2. X 線の位相シフト

2.1 位相シフトと物質との関係

X 線の波が物体を透過する際、Fig. 1 に描くように波面が変形する。物質中で X 線の波の速さ (位相速度) が変わるために生ずる効果である。波面が進行方向にずれる量を位相シフトと呼び、そのずれが波長に等しいとき、位相シフトは 2π である。位相シフトが場所によって異なると、結果として波面が傾く。X 線の進行方向が波面に垂直な方向であることに注意すると、位相シフトが X 線の進行方向を曲げることを意味する。これが屈折である。Fig. 1 では強調して描かれているが、X 線が屈折で曲げられる角度は小さく、大きくても $10 \mu\text{rad}$ 程度である。のちに再度触れるが、位相シフトの空間微分は屈折によって X 線が曲げられる角度を与える。位相シフトと屈折は表裏一体の現象である。

位相シフトは物体の屈折率を知ることにより記述できる。逆にいえば、位相シフトを計測することにより、物体

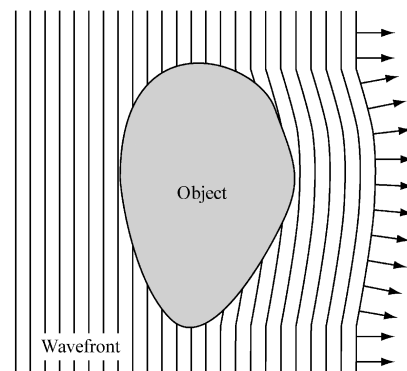


Fig. 1 Wavefront deformation and refraction caused by phase shift.

の屈折率に関する情報が得られる。X 線領域では複素屈折率 n を

$$n(x, y, z) = 1 - \delta(x, y, z) + i\beta(x, y, z) \quad (1)$$

で表記するのが一般的である。このとき、X 線が z 軸方向に伝播しているとして、位相シフト $\Phi(x, y)$ は

$$\Phi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x, y, z) dz \quad (2)$$

と書ける。 λ は X 線の波長である。積分は物体が存在する範囲で行うが、その積分範囲内では X 線は直進すると近似している。一方、 $\beta(x, y, z)$ は X 線の減衰に関係しており、X 線振幅透過率 $|T(x, y)|$ とは

$$-\ln |T(x, y)| = \frac{2\pi}{\lambda} \int \beta(x, y, z) dz \quad (3)$$

の関係がある。強度透過率は $|T(x, y)|^2$ で与えられる。物質による X 線の吸収を表すためによく使われる線吸収係数 $\mu(x, y, z)$ とは

$$\mu(x, y, z) = \frac{4\pi}{\lambda} \beta(x, y, z) \quad (4)$$

の関係で結ばれる。

さて、 $\delta(x, y, z)$ および $\beta(x, y, z)$ はそれぞれ

$$\delta(x, y, z) = \frac{r_e \lambda^2}{2\pi} \sum_k N_k(x, y, z) (Z_k + f'_k) \quad (5)$$

$$\beta(x, y, z) = \frac{r_e \lambda^2}{2\pi} \sum_k N_k(x, y, z) f''_k \quad (6)$$

と書ける。 N_k, Z_k および $f'_k + if''_k$ は元素 k の原子数密度、原子番号および原子散乱因子異常項である。 r_e は古典電子半径である。原子数密度は両者において同じように寄与し、 δ と β の違いは $Z_k + f'_k$ と f''_k の違いに帰着されることが分かる。

2.2 位相シフト利用の利点

Fig. 2 に水、ポリスチレン、PMMA、シリコンについて公開されているテーブル⁷⁾に基づいて δ および δ/β をプロットした。軽元素からなる物質について、 δ/β が 1,000 を超えている。ここに X 線位相情報利用の利点があり、 δ が関与して変化する位相シフトで画像コントラストが形成できれば、弱吸収物体に対して高感度な撮影が可能となることを示唆している。

位相コントラスト画像を単純に撮影するだけでなく、デ

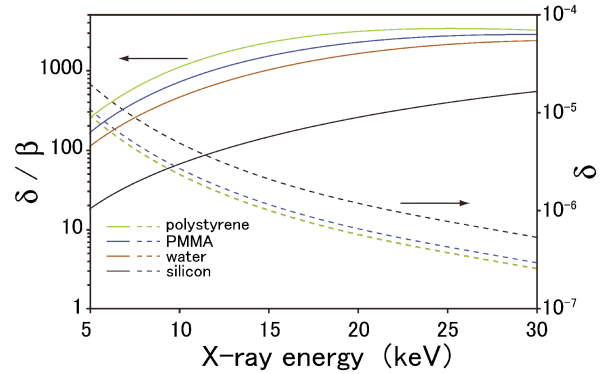


Fig. 2 δ and δ/β of water, polystyrene, PMMA, and silicon as functions of X-ray energy.

ジタル画像検出とコンピュータ処理に基づいて、より高度な撮影を展開することも可能である。CT との融合はそういったアプローチの一つである。

X 線 CT は複数の投影画像から断層像を再構成する手法として広く使われている。X 線 CT では、(3)式の左辺に当たる量が複数の投影方向で計測され、 β すなわち μ の分布で断層像が生成される。(2)式を見てわかるように、位相シフト Φ と δ の間にも同様の関係があることがわかる。すなわち、位相シフトを複数の投影方向で計測すれば、 δ の分布で断層像を生成することができる⁸⁾。これを X 線位相 CT と呼んでいる。言うまでもなく、通常の X 線 CT に比べて X 線位相 CT で実現される感度は優れており、生体軟組織や高分子物質の高感度観察に適用されている。

(5)式でわかるように、 Z_k に比べて f'_k が十分に小さいと近似できると、 δ は $\sum_k N_k Z_k$ すなわち物質の電子密度に比例する。軽元素からなる物質については、電子密度はほぼ質量密度に比例するので、X 線位相 CT 像は密度分布を表わしていると解釈できる。実際の実験結果によれば、1 mg/cm³ のオーダーの密度感度が実現している⁹⁾。

3. X 線位相シフトによるコントラスト生成法

X 線の位相シフトに基づくコントラストを生成するためには何らかの光学的工夫が必要である。Fig. 3 に硬 X 線領域で実施されている手法をまとめた。大きく分類して、(a)参照波との干渉を利用する方法、(b) X 線の屈折を検出する方法、(c) X 線の伝播による回折を利用する方法、に分けられる。

3.1 参照波との干渉を利用する方法

物体を透過する X 線 (物体波) に対してコヒーレントな参照波を生成するためにシリコン単結晶で作る X 線干渉計¹⁰⁾が使われる (Fig. 3(a))。この方法については過去に本誌¹¹⁾でも紹介しているので詳細は省略するが、物体

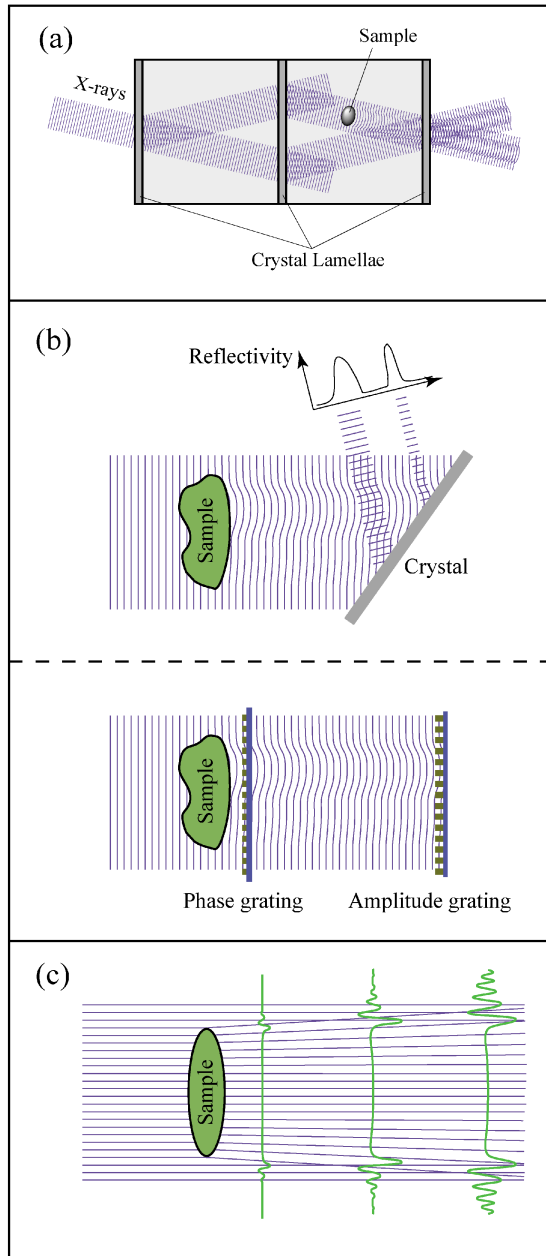


Fig. 3 Phase-contrast methods in the hard X-ray region: (a) two-beam interferometry, (b) analyzer-based method for detecting refraction, (c) propagation-based method for detecting Fresnel diffraction.

波と参照波の干渉により位相シフトの等高線に相当する干渉縞が得られる。位相シフト 2π 毎に縞が現れ、すなわち、 $\cos \Phi(x, y)$ に対応したコントラストが得られる。

上で述べた X 線位相 CT を行うためには $\Phi(x, y)$ を計測しなければならない。干渉像から $\Phi(x, y)$ を得るためには、参照波の位相を変化させて得られる複数の画像を演算処理する方法（縞走査法）¹²⁾ が利用できる。結晶製 X 線干渉計を用いて初めて X 線位相 CT が実現⁸⁾したが、現在でも最も感度の高い方法であり、これまで多くの観察結果が報告されている^{9,13-19)}。

結晶製 X 線干渉計を使う場合の空間分解能は、動力学的屈折で X 線が結晶中で広がる効果があるため、良くても $10 \mu\text{m}$ 程度に制限される。最近では、2枚のフレネルゾーンプレートやプリズムを組み合わせた顕微 X 線干渉計²⁰⁻²²⁾も開発され、空間分解能の大幅な改善が試みられている。

3.2 X 線の屈折を検出する方法

既に述べたように、X 線は波面に垂直な方向に進むので、位相シフトで波面が曲げられると進行方向も変わる。すなわち屈折される。屈折による X 線の伝播方向の角度変化 (θ_x, θ_y) は

$$(\theta_x, \theta_y) = \frac{\lambda}{2\pi} \nabla \Phi(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \left(\frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial x}, \frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial y} \right) \quad (7)$$

で与えられる。ここで述べる方法は、上式の方の成分（以降それを x 成分とする）に注目してコントラスト生成するものである。

結晶アナライザを用いる方法²³⁻²⁶⁾では、特定の大きさで屈折した X 線をブラッグ回折を用いて選別する原理に基づいている（**Fig. 3(b)**上段）。完全結晶のブラッグ回折角度幅は 10^{-5} rad 程度であり、条件を選ぶことによりさらに狭くすることが可能である。つまり、微妙な X 線の屈折であっても、試料の下流に置いた結晶アナライザへの X 線の入射角が変わり、回折強度が敏感に変化する。さらに、ブラッグ回折角周辺で結晶アナライザの角度を変えて複数の画像を取得すれば $\theta_x(x, y)$ を得ることができ、X 線位相 CT が可能となる^{27,28)}。ここで、 $\theta_x(x, y)$ を空間積分して $\Phi(x, y)$ を得て位相 CT を行ってもよいが、 θ_x から直接 δ を再構成するアルゴリズムもある²⁹⁾。

Fig. 3(b)下段の X 線透過格子を用いる方法については第 4 節以降詳しく説明するが、やはり θ_x が計測される。X 線位相 CT も同様に実現できる。結晶光学素子を用いないことがこの手法の重要な利点であり、それゆえに様々な応用が可能となる。

3.3 X 線の伝播による回折を利用する方法

X 線の透視画像を撮影する際、被写体と検出器の間をできるだけ近づけるのが一般的である。それは半影のために像がボケるのを避けるためであるが、波面がある程度そろった X 線（すなわち、空間的干渉性の高い X 線）を用いる際は、被写体と検出器の間を適当に空けることにより、フレネル回折（波の回り込み）現象による輪郭強調コントラストが観察される（**Fig. 3(c)**）^{30,31)}。回折は、物体の表面や内部構造の境界など、屈折率変化が激しいところで顕著に発生する。大雑把な近似では $\nabla^2 \Phi(x, y)$ に比例したコントラストが得られる。正確度を増した議論では、Transport-of-Intensity Equation (TIE)³²⁾

$$\frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial}{\partial z} I(x, y, z) = -\nabla_{\perp} \cdot [I(x, y, z) \nabla_{\perp} \Phi(x, y, z)] \quad (8)$$

に基づいて現象が理解されている。 $I(x, y, z)$ は X 線強度を示す。 ∇_{\perp} は (x, y) についての演算を示す。ここで $\Phi(x, y, z)$ は X 線波面の形状を表す。伝播に伴う回折により波面が変化する効果を考慮しているために引数に z が含まれている。被写体から複数の距離における画像を取得すれば TIE を利用して $\Phi(x, y, 0)$ が決定できる。これが(2)式で表した $\Phi(x, y)$ に相当する。Fig. 3 に示す他の手法では、試料から検出器までの伝播に伴う回折は無視している。したがって、本手法による位相計測は空間分解能に優れているという特徴がある。実際そうした位相回復手法に基づく高分解能 X 線位相 CT が実現している^{33,34)}。

国内では、本節で述べている方法によるコントラストが屈折コントラストと呼ばれることがあるが、上で述べた意味を持つので必ずしも正確な表現ではない。

X 線の空間的可干渉距離が試料サイズよりも大きくなると、試料からのコヒーレントな散乱によりスペックルと呼ばれるパターンが観察できるようになる。このパターンは試料の電子密度のフーリエ変換に対応している。スペックルを所定の条件で記録し、それを反復的位相回復処理を通して実空間の画像を作り出す回折顕微法と呼ばれる手法が最近注目されている。高い空間分解能で、究極的には分子一個のイメージングを可能とし得る方法として、XFEL の発展を見据えて研究が進められている。これについては、たとえば以前に本誌で掲載された解説³⁵⁾を参照いただきたい。

4. X 線透過格子を用いた位相イメージング

4.1 X 線 Talbot 干渉計とは

物体による X 線の屈折効果は小さい。屈折による X 線の横ずれは物体から L だけ下流で $L\theta_x$ になり、 $L=1\text{ m}$ としても、横ずれは数ミクロンかそれ以下である。ここで述べる X 線 Talbot 干渉計^{5,36)}はこの僅かな横ずれの分布をモアレ縞として検出する方法であるといえる。

ここで Fig. 4 を見てほしい。格子が光で照射されており、格子の影がその下流に現れているとする。格子のすぐ前に試料(位相物体)があり、光が屈折されるとすると、格子の影がその影響で変形するだろう (Fig. 4(b))。変形した影を調べれば位相物体の構造を知ることができるはずである。さらに、格子の影の位置に第 2 の格子を配置し、その周期長が第 1 格子の影の周期長とおおよそ同じにしておけば、変形の大きさに対応して第 2 格子を抜けてくる X 線の強度が変化する (Fig. 4(c))。格子の影が細くて一本一本が解像できない時でも、位相物体の様子はモアレ縞による模様として簡単に観察される (Fig. 4(d))。

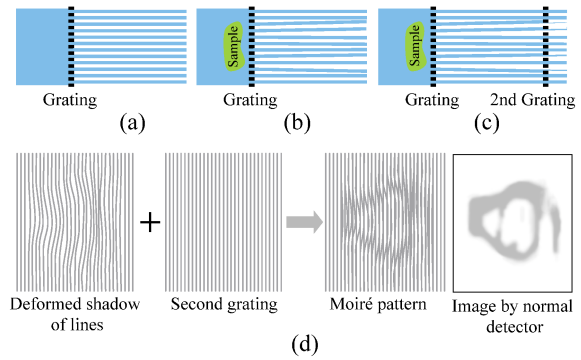


Fig. 4 Principle of refraction detection through moiré fringe deformation; Stripe field downstream from a grating (a) is deformed by a phase object (b) The second grating helps us to see the deformation as a moiré pattern (c), as illustrated in (d).

こうして得られる画像の空間分解能は、格子の周期長が小さい程高い。しかし、格子の周期長を小さくすると、今度は単純に格子の影が形成されるとは限らない。格子による回折(フレネル回折)の影響を考慮しなければならないからだ。3.3節で述べた効果が格子自体によって生じることには留意する必要がある。フレネル回折によって発生する回折縞の太さはおおよそ $(L\lambda)^{1/2}$ で与えられるが、格子の周期長がこれより十分に大きくない限りは以下に示す考察が必要となる。

ここで Talbot 効果³⁷⁾の理解が求められる。これは1836年に可視光領域で報告されたものであるが、格子などの周期的構造を持つ物体が、ある程度波面の揃った(空間的干渉性の高い)光で照射されたとき、格子から特定の距離だけ下流において、格子の周期構造に対応した強度分布像が観察される self imaging 現象を指す。このような強度画像を以降「自己像」と呼ぶことにする。自己像の形成は格子からのフレネル回折として理解でき、またあるいは、格子からの回折波の干渉としても解釈できる。周期長 d の格子により自己像が現れる距離 z_T は、平面波の場合

$$z_T = m \frac{d^2}{\lambda} \quad (9)$$

で与えられ、 m は格子の種類に依る。振幅格子では m は整数数であり、位相格子では m は半整数数である (π 位相格子の場合は特殊であり、 $1/8$ の奇数倍であればよい)。

小さい d を用いても、自己像が生じる位置に第 2 格子を配置すれば、Fig. 4(d) に示す原理でモアレ縞が観察できるようになる。これが Talbot 干渉計である。加えて、Talbot 干渉計では第 1 格子に位相格子が使えることにも留意してほしい。

なお、Talbot 効果が生じる条件として、格子に入射する光の空間的可干渉距離が格子周期長程度かそれより大き

い必要がある。空間的可干渉距離はおおよそ $\lambda R/a$ で与えられる。 R は光源までの距離であり、 a は光源の大きさである。 d を数 μm とすれば、第3世代シンクロトロン放射光を用いる場合、この条件は概ね満たされる。硬 X 線領域の Talbot 効果は ESRF でのデータで最初に報告³⁸⁾され、Spring-8 においても確認された⁵⁾。

以下、もう少し詳しく X 線 Talbot 干渉計によって得られる画像について述べる³⁹⁾。第1格子の複素振幅透過関数 $T(x)$ を

$$T(x) = \sum_n a_n \exp\left(2\pi i \frac{nx}{d}\right) \quad (10)$$

とフーリエ級数展開する。格子への入射波を $E_0(x, y)$ とし、この格子から z だけ下流では

$$E(x, y, z) = E_0(x, y) \sum_n b_n(z) \exp\left(2\pi i \frac{nx}{d}\right) \quad (11)$$

$$b_n(z) \equiv a_n \exp\left(-\pi i \lambda \frac{n^2}{d^2} z\right) \quad (12)$$

なる波動場が形成される。 $\pi/2$ 位相格子について下流に形成される波動場の強さを計算したものを Fig. 5 に示した。このように、光軸に沿って強度が変動し、特定の位置でコントラストの高い周期的強度分布(自己像)が形成される。なお、このシミュレーションではシンクロトロン放射光の空間的可干渉性を考慮しており、距離が大きくなると自己像がぼやけてゆくことも再現されている。

位相物体があると、その位相シフト(屈折)の影響を受けた波動場は θ_x を用いて

$$E'(x, y, z) = E_0(x, y) \sum_n b_n(z) \exp\left[2\pi i \frac{n}{d} (x + z\theta_x(x, y))\right] \quad (13)$$

と表現される。第2格子の強度透過率 $T_a(x)$ を

$$T_a(x) = \sum_n c_n \exp\left(2\pi i \frac{nx}{d}\right) \quad (14)$$

とフーリエ級数展開しておく、最終的に得られるモアレ画像は

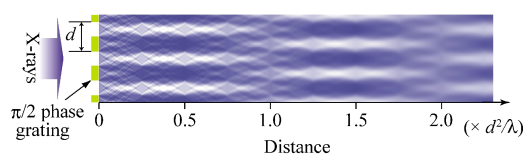


Fig. 5 Wave field strength downstream from $\pi/2$ phase grating.

$$I(x, y, z) = |E_0(x, y)|^2 \sum_n b_{-n}(z) c_n \exp\left[2\pi i \frac{n}{d} z\theta_x(x, y)\right] \quad (15)$$

で与えられる。 $z=z_T$ に第2格子を置くのが理想的であるが、Fig. 5 を見て推測できるとおり、その位置から多少ずれても十分にモアレ縞は観察できる。

4.2 X 線 Talbot 干渉計による位相計測

試料の情報は $\theta_x(x, y)$ に含まれるので、モアレ画像 $I(x, y, z)$ から $\theta_x(x, y)$ を決定したい。それには縞走査法¹²⁾とフーリエ変換法⁴⁰⁾が適用できる。まずは縞走査法の適用方法⁵⁾について説明しよう。

格子の一方を x 軸方向に並進させる。並進量を kd/M とすれば

$$I^{(k)}(x, y, z) = |E_0(x, y)|^2 \sum_n b_{-n}(z) c_n \times \exp\left[2\pi i \frac{n}{d} \left\{z\theta_x(x, y) + \frac{kd}{M}\right\}\right] \quad (k=0, 1, \dots, M-1) \quad (16)$$

で表される複数のモアレ画像が観察できる。高次の成分が十分小さいとすれば、それらから

$$\theta_x(x, y) \approx \frac{d}{2\pi z} \arg\left[\sum_{k=0}^{M-1} I^{(k)}(x, y, z) \exp\left(-2\pi i \frac{k}{M}\right)\right] \quad (17)$$

の関係で $\theta_x(x, y)$ が計算できる。 M は取得する画像の枚数を表す整数であり、高次項が完全に無視できれば3以上であればよい。また、高次項が無視できない場合であっても、 M を5や9などの大きい値に設定すれば高次項による誤差を軽減できる⁶⁾。試料を回転させてこの計測を繰り返せば位相 CT が可能である。

この縞走査法に基づく X 線位相 CT のデータの流れを Fig. 6 に示した。被写体(ポリマー球)によりモアレ縞が曲がっている((a)→(b))。ここではわかりやすいように格子の一方を z 軸回りに少し傾けて回転モアレを生じさせている。(17)式の演算によって得られた $\theta_x(x, y)$ に対応する画像(微分位相像)が Fig. 6(c)である。これを繰り返して再構成した位相 CT 像を Fig. 6(d)に示した。なお、CT では試料の回転軸に垂直な方向において、視野内に試料の像がおさまっていることを要求する。すなわち、画像の端は常に試料が無い部分にあたり、境界条件としてここでは位相シフト(すなわち屈折)が無いとする。上では $\theta_y(x, y)$ を計測していないが、この境界条件が使えるので $\Phi(x, y)$ が一義的に決定でき、CT 画像再構成が可能であることに注意してほしい。

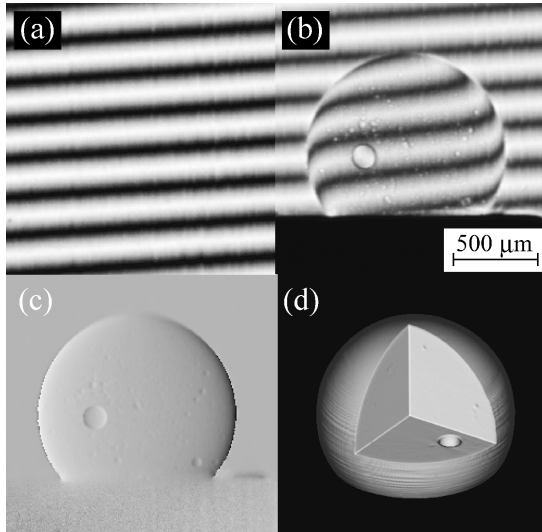


Fig. 6 Image processing flow of the fringe-scanning method: (a) moiré fringe pattern, (b) fringe pattern deformed by sample, (c) differential phase image, (d) phase tomogram.

縞走査法の他にフーリエ変換法⁴⁰⁾を使う場合もある。この方法では一枚の画像取得で微分位相像を得ることができる。Fig. 7(a)のように、回転モアレにより y 軸方向に周期を持つ細かい縞（キャリアフリンジ）が生成されているとする。このときのモアレ画像は

$$I(x, y; z) = \sum_n \alpha_n(x, y; z) \exp [2\pi i n f_0 y] \quad (18)$$

$$\alpha_n(x, y; z) \equiv |E_0(x, y)|^2 b_{-n}(z) c_n \exp \left[2\pi i \frac{nz}{d} \theta_x(x, y) \right] \quad (19)$$

と書けるであろう。ここで f_0 はキャリア周波数であり、キャリアフリンジの周期長は $1/f_0$ である。回転モアレを生成するために傾けた格子の角度を ϕ ($\ll 1$) とすると、 $f_0 = \phi/d$ である。この画像を y についてフーリエ変換すると

$$I^F(x, f; z) = \sum_n \alpha_n^F(x, f + n f_0; z) \quad (20)$$

が得られる (Fig. 7(b))。添え字 F は (18) 式の各項のフーリエ変換を示す。 $\theta_x(x, y)$ の y 方向の空間変化が十分緩やかであれば (20) 式右辺の各項は f 軸上で十分に分離する。そこで、1 次の項に対応するピークのみを取り出す。その後、それを原点に移動すれば $\alpha_1^F(x, f; z)$ が得られるので (Fig. 7(c))、次にこれをフーリエ逆変換して $\alpha_1(x, y; z)$ を計算し、さらにその偏角を演算すると $\theta_x(x, y)$ が得られる (Fig. 7(d))。試料を回転して複数の投影方向でこれを繰り返せば、Fig. 7(e) に示す位相 CT 像が再構成できる。

フーリエ変換法によって得られる画像の空間分解能はキ

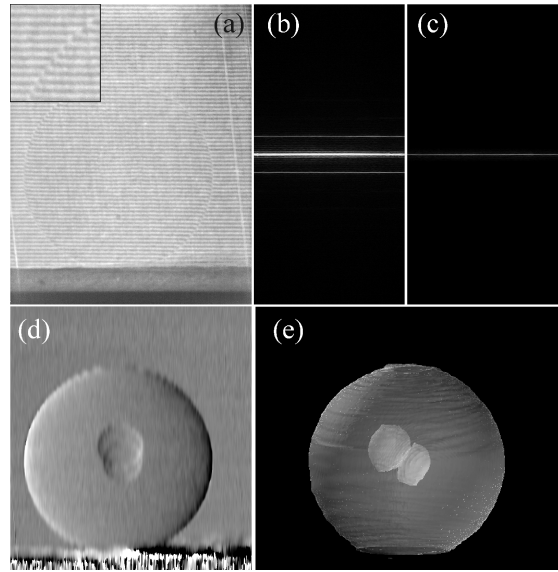


Fig. 7 Image processing flow of the Fourier-transform method: (a) fine moiré fringe pattern with magnified inset, (b) Fourier transform of (a), (c) Extraction of the 1st order, (d) argument of the inverse Fourier transform of (c), (e) phase tomogram.

ャリア周波数方向についてはキャリアフリンジの周期長で制限される。したがって、速い撮影にはフーリエ変換法が適しているが、空間分解能を重視するときは縞走査法が使われる。4.3.3 節で紹介する実験ではフーリエ変換法を用いたが、その他の実験では縞走査法を用いている。

4.3 シンクロトロン放射光を用いた実験

4.3.1 X 線 Talbot 干渉計の構築

X 線 Talbot 干渉計の第 2 格子は、原理的に振幅格子でなければならない。ただし、透過力の高い硬 X 線に対して機能する振幅格子の製作は容易ではない。すなわち、十分な厚さを持つ膜にスリット構造を形成する必要があり、比較的吸収係数の大きい金を使ったとしても、数十 μm の厚さが必要となる。一方、格子の周期長は空間的可干渉距離と同等以下である必要があり、シンクロトロン放射光の典型値を鑑みると、周期長は数 μm でなければならない。すなわち、極めてアスペクト比の高いスリット構造が要求される。

その製作のために、X 線リソグラフィと金メッキを使用した。NewSUBARU の LIGA 用ビームラインにおいて、厚さ約 0.2 mm の Si ウエハ上に塗布したレジスト (SU8) に格子パターンを形成し、そのパターンの隙間に金をメッキ成長させた⁴¹⁾。金の高さは約 30 μm であり、下記の位相 CT 実験で使った X 線のエネルギーにおいては十分な大きさである。

第 1 格子には $\pi/2$ 位相格子を用いたが、吸収格子と同様に金で製作した。ただし、そのパターンの高さは低くてよく、使用する X 線に対して位相シフト $\pi/2$ を与えるよ

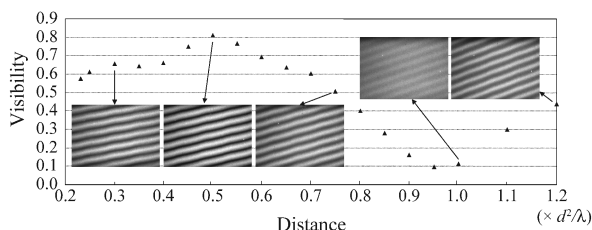


Fig. 8 Operation of Talbot interferometer with hard X-rays, showing moiré fringe visibility as a function of the distance between the gratings.

うに設計したものである。

$\pi/2$ 位相格子と振幅格子で Talbot 干渉計を構成して観察されたモアレ画像を **Fig. 8** に示す。周期長 $8\ \mu\text{m}$ の格子を波長 $0.065\ \text{nm}$ の X 線で使用した。格子間の距離が $d^2/2\lambda$ のときにモアレ縞の visibility が高くなり、 d^2/λ で低下し、さらに増加に転じる理論通り (9式参照) の変動を示した⁶⁾。

4.3.2 生体試料の X 線位相 CT

X 線 Talbot 干渉計を用いた生体組織の観察例⁶⁾をふたつ紹介しよう。**Fig. 9(a, b)**はウサギの肝臓組織である。波長 $0.1\ \text{nm}$ の放射光を用いて測定した。試料には癌 (VX2) の腫瘍が一部含まれており、X 線位相 CT では正常肝組織と腫瘍が明瞭に区別できている。腫瘍内部には壊死した領域が白く見えている。同じ試料はかつて結晶干渉計を用いた位相 CT (3.1節参照) で計測したことがあるが⁹⁾、それとほぼ同様な構造が描出できている。**Fig. 9(c, d)**は、 $0.07\ \text{nm}$ の放射光で測定したマウス尻尾の位相 CT データから、関節 (骨と骨の間) の領域を表示したものである。椎間板の軟骨組織が描出され、靭帯、筋肉、皮膚組織なども捉えられている。なお、両測定では周期長 $8\ \mu\text{m}$ の位相格子と振幅格子を用い、蛍光体と CCD をレンズカップルした画像検出器 (実効画素サイズ $4.34\ \mu\text{m}$) を用いた。

4.3.3 4D 位相 CT

X 線 Talbot 干渉計は広いバンド幅の X 線に対して機能するという特徴を持つ。これは X 線格子をほぼ前方散乱で使用しているためであり、 $\Delta E/E < 1/8$ であれば単色 X 線を用いる場合とほぼ同等な画像が得られる⁶⁾。バンド幅がこれより広くても、多少の画質の低下はあるが、十分に位相イメージングが可能である。一般的な結晶分光器を通した単色 X 線で $\Delta E/E \sim 10^{-3}$ であるので、X 線 Talbot 干渉計を用いる実験においては、必要以上に単色化されて X 線強度を失っていると言える。

そこで、白色放射光を直接 Talbot 干渉計に入射すれば、極めて高速な位相イメージングが可能になると期待して実験を行い⁴²⁾、さらには 4D 位相 CT (すなわち、三次元画像の動画撮影) を試みた。なお、高速撮影には複数の

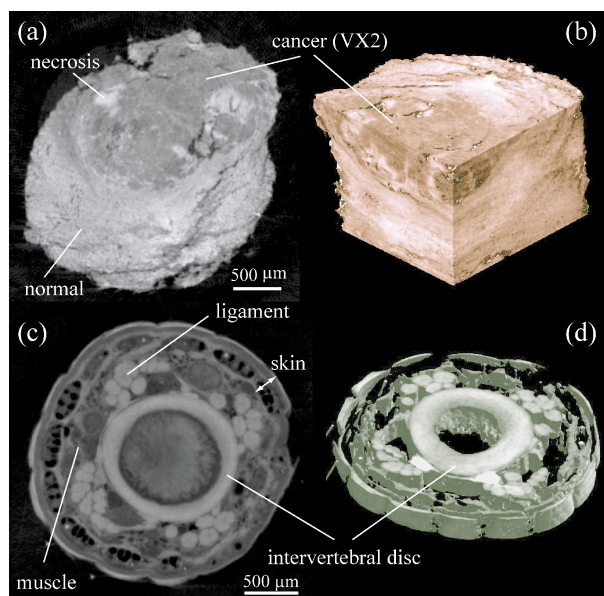


Fig. 9 X-ray phase tomography with Talbot interferometry and synchrotron radiation. (a, b) rabbit liver with VX2 cancer, (c, d) mouse tail (joint).



Fig. 10 Series of phase tomograms of a living red maggot (fishing worm) obtained with Talbot interferometry and white synchrotron radiation.

画像から一枚の微分位相像を生成する縞走査法は適さないため、この実験ではフーリエ変換法を用いた。試料を連続回転しながらモアレ動画を撮影し、これと同じフレームレートの微分位相動画を得た。X 線画像検出器は蛍光体 (P46) と CMOS カメラ (1280×1024 画素) をレンズカップルしたものをを用いた。実効ピクセルサイズは $12.7\ \mu\text{m}$ である。

Fig. 10 はアクリル管内に釣り餌である生きた紅サシ（キンバエの幼虫）を入れて観察した結果⁴³⁾である。周期長 $5.3 \mu\text{m}$ の位相格子と振幅格子を 25 keV の X 線に対して最適 ($m = 1/2$) となる 283 mm の間隔で配置し、回転モアレにより周期長 $76 \mu\text{m}$ のキャリアフリンジを導入して実験した。試料は毎秒 1 回転で回転し、カメラは 500 f/s で動作させた。**Fig. 10** には放射光照射直後から 1.5 秒毎の位相 CT 像を抜粋して掲載した。体内の管構造が描出されており、生きた生体の動きをとらえた初の 4D 位相 CT 像である。

4.3.4 高分解能位相イメージング

X 線 Talbot 干渉計による位相イメージングで実現できる空間分解能は、縞走査法を用いても、格子の周期方向においてはその周期長で制限される。言うまでもなくより細かい構造が解像できることが望ましい。そこで、X 線 Talbot 干渉計と X 線結像顕微鏡を組み合わせ、拡大光学系によって空間分解能を改善することを考えた。その構成を **Fig. 11(a)** に示す⁴⁴⁾。フレネルゾーンプレート (FZP) を用いた単純な X 線結像顕微鏡において、画像検出器の直前に Talbot 干渉計を配置したものである。格子の間隔と周期長は、FZP の焦点位置を仮想的に点光源と考え、そこからの球面波に対して Talbot 干渉計の条件を満たすように決定した。球面波の場合は (9) 式が下記のように修正される。

$$z_T = m \frac{d_1^2}{\lambda} \frac{R}{R - md_1^2/\lambda} \quad (21)$$

ここで、 R は焦点位置から位相格子までの距離である。 d_1 は位相格子の周期長である。自己像が拡大されることを考

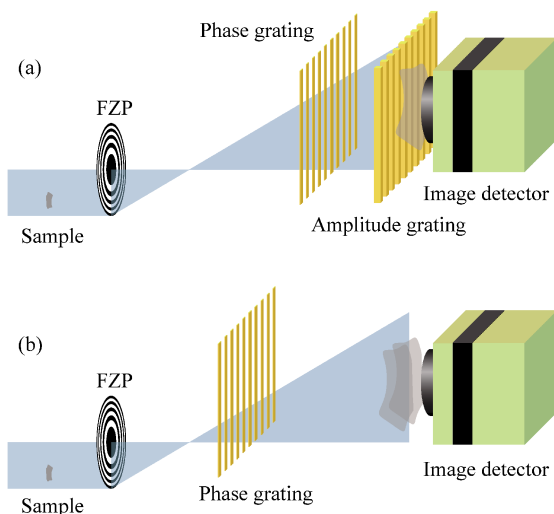


Fig. 11 Phase-sensitive X-ray microscopes developed by combining a normal X-ray imaging microscope with (a) an X-ray Talbot interferometer and (b) a single phase grating.

慮し、振幅格子の周期 d_2 が

$$d_1:d_2 = R:(R+z_T) \quad (22)$$

を満たしていれば、 $z_T = md_1d_2/\lambda$ とも表現できる。

9 keV の X 線に対して倍率約 20 倍の X 線顕微鏡を構築し、高分子ブレンド試料を測定して得た位相 CT 像⁴⁵⁾を **Fig. 12** に示す。試料はポリスチレン (PS)、PMMA およびポリブタジエン (PB) を混合したものであり、三者が細かく相分離している様子が位相情報を使うことによって描出された。

最近、**Fig. 11(b)** に示す位相格子一枚のみを使う構成⁴⁶⁾も検討している。顕微鏡の倍率を固定して、すなわち $R+z_T$ を一定に保って (21) 式と (22) 式を満たす条件を調べると、二つの解が存在することがわかる。実は **Fig. 11** がその両者に相当している。両者は R と z_T を入れ替えた関係になっている。**Fig. 11(b)** では位相格子の自己像が大きく拡大されるので、振幅格子を用いてモアレ縞を生成しなくても、**Fig. 13(a)** のような像が直接撮影できることに注目してほしい。ここで位相格子を並進させて縞走査法を用いると、**Fig. 13(b)** に示すように正負反転した位相像が一定量だけ互いにずれて重なり合った二重像が得られる。試料は厚さ $1 \mu\text{m}$ の Ta テストチャートである。ずれの大きさは、物

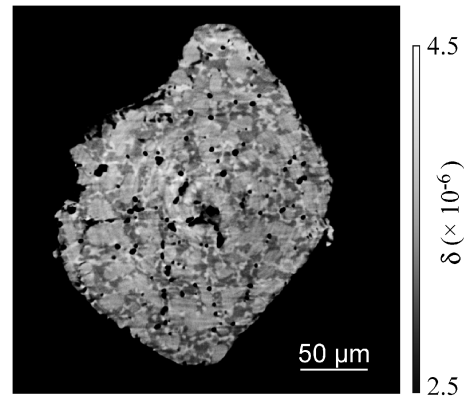


Fig. 12 Phase tomogram of PS/PMMA/PB polymer ternary blend obtained with the configuration of Fig. 11 (a). Phase separation structure is revealed. Black area in the sample corresponds to voids.

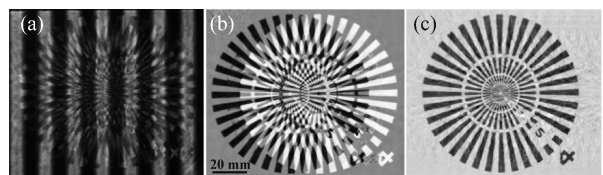


Fig. 13 Result obtained with the configuration of Fig. 11 (b). (a) magnified self-image, (b) twin-featured image obtained through the fringe-scanning method, and (c) phase image generated from (b). The sample is Siemens star pattern ($1 \mu\text{m}$ -thick Ta).

体面換算で $z_T \lambda / d_1$ に等しい。このずれが小さいときに観察されるものが微分位相像であり、今の場合このずれが非常に大きいと解釈すればよい。二重像の重なりは所定の演算⁴⁶⁾により解消され、**Fig. 13(c)**のように位相像を作り出すことができる。複雑な試料像に対してロバストな演算処理の開発が本アプローチの成否のカギとなるが、空間分解能や感度において Talbot 干渉計を単純に用いる場合より優れていることが分かっており、今後の展開が期待される。

4.4 コンパクトな X 線源との組み合わせ

X 線 Talbot 干渉計は白色の発散ビームを使っても効率よく動作させられるので、必ずしもシンクロトロン放射光を必要としないという特筆すべき特長がある。ただし、X 線 Talbot 干渉計の動作には入射 X 線にある程度の空間的可干渉性が求められるので、実験室で装置化する場合はマイクロフォーカス X 線を使う必要がある。非破壊検査目的である程度の露光時間を許す応用であればそれでよいが、医療応用目的ではマイクロフォーカス X 線の強度は不十分であり、実用的な撮影時間の実現が難しいという問題が残る。

そこで、X 線 Talbot-Lau 干渉計による位相イメージング⁴⁷⁾が注目されている。Talbot-Lau 干渉計⁴⁸⁾は **Fig. 14** に示すように 3 枚の格子からなるものであり、空間的可干渉性の無い光源を用いても Talbot 干渉計と同じ機能が発揮される。X 線 Talbot-Lau 干渉計が構築できれば、通常の X 線源が使えるようになり、現実的な露光時間で X 線位相イメージングが可能となる。

Talbot-Lau 干渉計では、Talbot 干渉計の構成に加えて X 線源の近くにマルチスリットを配置する。マルチスリットは仮想的に線光源の配列を作る。それぞれのスリット幅は下流の Talbot 干渉計に必要な空間的可干渉性を確保できるだけの細さがあるとす。隣り合うスリット間では干渉性が無くてもよい。ただし、それぞれのスリットを通った X 線が作る位相格子の自己像がちょうどその周期長の整数倍だけずれるように、マルチスリットの周期長を決めておく。こうすれば、各スリットからの X 線が、Talbot 干渉計を通して作るモアレ縞が強めあうように重なり合い、より多くの X 線を用いて Talbot 干渉計が機能することになる。マルチスリットは一種のコヒーレンスフィルターとしての働きを持つといえるだろう。こうして、通常の X 線源が使えるようにできる。空間分解能は X 線源の大きさに依存して妥協しなければならないが、微分位相像を取得するために必要な露光時間が僅か数十秒に短縮することが可能となった。目下、病院等で使用可能な撮影機器開発が進んでいる⁴⁹⁾。

4.5 visibility contrast

X 線 Talbot (-Lau) 干渉計を用いて位相イメージングを行う際、試料によっては、モアレ縞の visibility を低下さ

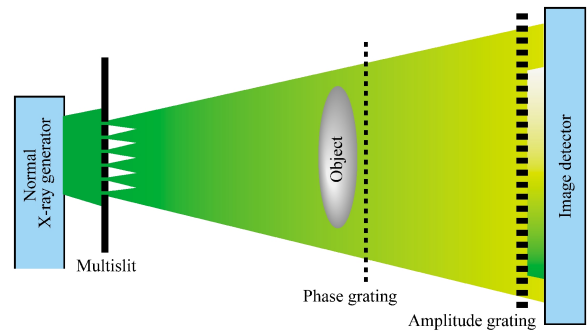


Fig. 14 X-ray Talbot-Lau interferometer, which functions with a normal X-ray generator.

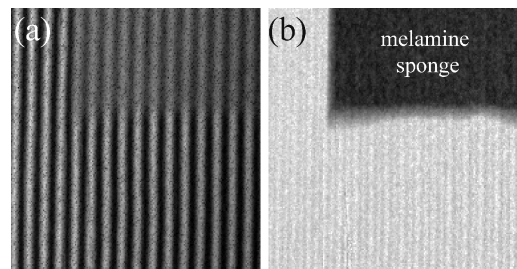


Fig. 15 Visibility reduction of moiré fringes by melamine sponge (a) and visibility image (b).

せる場合がある。visibility (V) とは縞プロファイルが最大値 I_{\max} と最小値 I_{\min} の間で変動していれば

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad (23)$$

で与えられる量である。visibility の低下は位相イメージングにとっては望ましくないが、その低下率で画像を形成することにより独特な情報を荷った魅力的な画像を得ることができる⁵⁰⁾。**Fig. 15(a)**にはメラミンスポンジを観察した際のモアレ画像を示した。X 線がスポンジを透過した場所では visibility が低下している事がわかる。縞走査法のために計測したデータからは、

$$V(x, y; z) = \frac{2 \left| \sum_{k=0}^{M-1} I^{(k)}(x, y; z) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right|}{\sum_{k=0}^{M-1} I^{(k)}(x, y; z)} \quad (24)$$

で visibility の空間分布 $V(x, y, z)$ が計算できる。格子の間隔 z を変えると visibility が変化するので、引数に z を加えた。なお、フーリエ変換法を用いる場合は

$$V(x, y; z) = \frac{2\alpha_1(x, y; z)}{\alpha_0(x, y; z)} \quad (25)$$

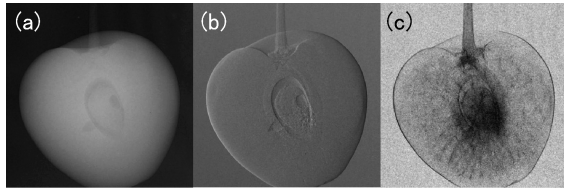


Fig. 16 Three-mode image generation from a fringe-scan data with an X-ray Talbot-Lau interferometer: (a) absorption image, (b) differential phase image (refraction image), and (c) visibility image of a cherry.

で $V(x, y, z)$ が計算できる。**Fig. 15 (b)**には visibility の低下率（試料が無いときの visibility で規格化した画像）を示した。このように、スポンジが存在する領域が明瞭に可視化される。

visibility が低下する原因は、試料における極小角散乱によるものであると考えられる⁵¹⁾。散乱される X 線はもはやモアレ縞形成に関与できず、その分だけ visibility 低下につながると理解できる。実験によれば、Talbot 干渉計による位相イメージングの空間分解能より少し小さい散乱体が visibility 低下に最も寄与していることがわかってきた。なお、これに類似した画像形成は他の X 線位相イメージング法においても報告されている^{52,53)}。

吸収像と微分位相像に加えて、この第三の画像を相補的に利用すれば、より高度なイメージング技術として発展できると期待される。**Fig. 16** にさくらんぼを病院仕様の X 線源と X 線 Talbot-Lau 干渉計で撮影した例⁴⁹⁾を示す。visibility 像 (**Fig. 16 (c)**) に吸収像や微分位相像には現れていない顕著な構造が捉えられている。おそらく極小角散乱を起こす程度の繊維質の構造がこのコントラストを形成しているものと考えられる。乳癌診断などへの応用の際は大変有効な画像コントラストになると期待されている。

5. おわりに

X 線透過格子を用いる X 線位相イメージング技術について紹介してきた。光学系としてはシンプルであり、様々な形態での実験が可能であることが特徴である。シンクロトロン放射光に限らず、通常の X 線源を用いた位相イメージングも可能となり、医療応用や非破壊検査などの実用面でも注目を集めている。紙面の関係でいくつかの話題を割愛せざるを得なかったが、本技術の応用範囲は広い。

X 線 Talbot (-Lau) 干渉計の構築には、高度な技術を駆使して高アスペクト比且つ大面積の X 線格子を製作する必要がある。そのための技術開発は着実に進捗しており、近い将来には比較的容易に X 線格子が入手できるようになることを期待したい。そして、Talbot (-Lau) 干渉計による位相イメージングが幅広く活用され、多くの分野で有益な成果をもたらすことを期待したい。

謝辞

Talbot 効果を利用した X 線位相イメージングの研究は、JST の先端計測分析技術・機器開発事業および文部科学省の科学研究費補助金により行っている。その際、X 線格子は兵庫県立大学の服部正教授により製作された。また、**Fig. 16** は株式会社ノルタエムジーにより撮影された。シンクロトロン放射光の実験では、SPring-8 の鈴木芳生氏、竹内晃久氏、梶原堅太郎氏、Photon Factory の兵藤一行氏をはじめ、多くの方々のご協力を頂いた。また、実験は矢代航助教をはじめとする東京大学百生研スタッフ・学生諸氏が精力的に行った。

参考文献

- 1) G. N. Hounsfield: Brit. J. Radiol. **46**, 1016 (1973).
- 2) R. Fitzgerald: Phys. Today, June **23** (2000).
- 3) A. Momose: Jpn. J. Appl. Phys. **44**, 6355 (2005).
- 4) K. A. Nugent: Adv. Phys. **59**, 1 (2010).
- 5) A. Momose, S. Kawamoto, I. Koyama, Y. Hamaishi, K. Takai and Y. Suzuki: Jpn. J. Appl. Phys. **42**, L866 (2003).
- 6) A. Momose, W. Yashiro, Y. Takeda, Y. Suzuki and T. Hattori: Jpn. J. Appl. Phys. **45**, 5254 (2006).
- 7) http://henke.lbl.gov/optical_constants/
- 8) A. Momose: Nucl. Instrum. Methods A **352**, 622 (1995).
- 9) A. Momose, T. Takeda, Y. Itai and K. Hirano: Nat. Med. **2**, 473 (1996).
- 10) U. Bonse and M. Hart: Appl. Phys. Lett. **6**, 155 (1965).
- 11) 百生 敦:「放射光」**10**, 273 (1997).
- 12) J. H. Bruning, D. R. Herriott, J. E. Gallagher, D. P. Rosenfeld, A. D. White and D. J. Brangaccio: Appl. Opt. **13**, 2693 (1974).
- 13) F. Beckmann, U. Bonse, F. Busch and O. Günnewig: J. Comput. Assist. Tomogr. **21**, 539 (1997).
- 14) T. Takeda, A. Momose, K. Hirano, S. Haraoka, T. Watanabe and Y. Itai: Radiology **214**, 298 (2000).
- 15) T. Takeda, A. Yoneyama, J. Wu, Thet Thet Lwin, Y. Tsuchiya and K. Hyodo: Jpn. J. Appl. Phys. **43**, L1144 (2004).
- 16) A. Momose, A. Fujii, H. Kadowaki and H. Jinnai: Macromolecules **38**, 7197 (2005).
- 17) K. Noda-Saita, A. Yoneyama, Y. Shitaka, Y. Hirai, K. Terai, J. Wu, T. Takeda, K. Hyodo, N. Osakabe, T. Yamaguchi and M. Okada: Neuroscience **138**, 1205 (2006).
- 18) M. Shinohara, T. Yamashita, H. Tawa, M. Takeda, N. Sasaki, T. Takaya, R. Toh, A. Takeuchi, T. Ohigashi, K. Shinohara, S. Kawashima, M. Yokoyama, K. Hirata and A. Momose: Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. **294**, H1094 (2008).
- 19) J. Wu, T. Takeda, Thet Thet Lwin, A. Momose, N. Sunaguchi, T. Fukami, T. Yuasa and T. Akatsuka: Kidney Int. **75**, 945 (2009).
- 20) T. Koyama, T. Tsuji, K. Yoshida, H. Takano, Y. Tsusaka and Y. Kagoshima: Jpn. J. Appl. Phys. **45**, L1159 (2006).
- 21) N. Watanabe, M. Hoshino, M. Sato, Y. Takeda, T. Namiki, S. Aoki, A. Takeuchi and Y. Suzuki: IPAP Conf. Ser. **7**, 372 (2006).
- 22) Y. Suzuki, A. Takeuchi and K. Harada: Jpn. J. Appl. Phys. **49**, 016601 (2010).
- 23) T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: Nature **373**, 595 (1995).
- 24) V. N. Ingal and E. A. Beliaevskaya: J. Phys. D **28**, 2314

- (1995).
- 25) D. Chapman, W. Thomlinson, R. E. Johnston, D. Washburn, E. Pisano, N. Gmür, Z. Zhong, R. Menk, F. Arfelli and D. Sayers: *Phys. Med. Biol.* **42**, 2015 (1997).
 - 26) M. Ando, H. Sugiyama, A. Maksimenko, W. Patanasiwisawa, K. Hyodo and X. Zhang: *Jpn. J. Appl. Phys.* **40**, L844 (2001).
 - 27) I. Koyama, A. Momose, J. Wu, Thet Thet Lwin and T. Takeda: *Jpn. J. Appl. Phys.* **44**, 8219 (2005).
 - 28) A. Maksimenko, M. Ando, H. Sugiyama and T. Yuasa: *Appl. Phys. Lett.* **86**, 124105 (2005).
 - 29) G. W. Faris and R. L. Byer: *Appl. Opt.* **27**, 5202 (1988).
 - 30) A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov and I. Schelokov: *Rev. Sci. Instrum.* **66**, 5486 (1995).
 - 31) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany and A. W. Stevenson: *Nature* **384**, 335 (1996).
 - 32) M. R. Teague: *J. Opt. Soc. Am.* **73**, 1434 (1983).
 - 33) P. Cloetens, W. Ludwig, J. Baruchel, D. Van Dyck, J. Van Landuyt, J. P. Guigay and M. Schlenker: *Appl. Phys. Lett.* **75**, 2912 (1999).
 - 34) S. C. Mayo, T. J. Davis, T. E. Gureyev, P. R. Miller, D. Paganin, A. Pogany, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: *Opt. Express* **11**, 2289 (2003).
 - 35) 西野吉則, 石川哲也: 「放射光」 **19**, 3 (2006).
 - 36) T. Weitkamp, B. Nöhammer, A. Diaz and C. David: *Appl. Phys. Lett.* **86**, 054101 (2005).
 - 37) H. F. Talbot: *Philos. Mag.* **9**, 401 (1836).
 - 38) P. Cloetens, J. P. Guigay, C. De Martino and J. Baruchel: *Opt. Lett.* **22**, 1059 (1997).
 - 39) A. Momose, W. Yashiro and Y. Takeda: in *Biomedical Mathematics: Promising Directions in Imaging, Therapy Planning, and Inverse Problems* (Eds. Y. Censor, M. Jiang, G. Wang), Medical Physics Publishing, Wisconsin, 2010, pp. 281–320.
 - 40) M. Takeda, H. Ina and S. Kobayashi: *J. Opt. Soc. Am.* **72**, 156 (1982).
 - 41) M. Matsumoto, K. Takiguchi, M. Tanaka, Y. Hunabiki, H. Takeda, A. Momose, Y. Utsumi and T. Hattori: *Microsyst. Technol.* **13**, 543 (2007).
 - 42) A. Momose, W. Yashiro, H. Maitake and Y. Takeda: *Opt. Express* **17**, 12540 (2009).
 - 43) A. Momose and W. Yashiro: *AIP Proc.* CP1236, 195 (2010).
 - 44) Y. Takeda, W. Yashiro, T. Hattori, A. Takeuchi, Y. Suzuki and A. Momose: *Appl. Phys. Express* **1**, 117002 (2008).
 - 45) A. Momose, Y. Takeda, A. Takeuchi and Y. Suzuki: *J. Phys: Conf. Ser.* **186**, 012044 (2009).
 - 46) W. Yashiro, Y. Takeda, A. Takeuchi, Y. Suzuki and A. Momose: *Phys. Rev. Lett.* **103**, 180801 (2009).
 - 47) F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk and C. David: *Nat. Phys.* **2**, 258 (2006).
 - 48) J. F. Clauser and M. W. Reinsch: *Appl. Phys. B* **54**, 380 (1992).
 - 49) 木戸一博, 卷瀧千穂, 清原淳子, 伊藤 司, 本田 凡: 「日本写真学会誌」 **72**, 393 (2009).
 - 50) F. Pfeiffer, M. Bech, O. Bunk, P. Kraft, E. F. Eikenberry, Ch. Bröennimann, C. Grünzweig and C. David: *Nat. Mater.* **7**, 134 (2008).
 - 51) W. Yashiro, Y. Terui, K. Kawabata and A. Momose: *Opt. Express* **18**, 16890 (2010).
 - 52) E. Pagot, P. Cloetens, S. Fiedler, A. Bravin, P. Coan, J. Baruchel, J. Härtwig and W. Thomlinson: *Appl. Phys. Lett.* **82**, 3421 (2003).
 - 53) A. Yoneyama, T. Takeda, Y. Tsuchiya, J. Wu, T. T. Lwin and K. Hyodo: *Appl. Opt.* **44**, 3258 (2005).

● 著者紹介 ●



百生 敦

東京大学大学院新領域創成科学研究科・准教授

E-mail: momose@mml.k.u-tokyo.ac.jp

専門: X線光学, X線画像科学

【略歴】

1987年, 東京大学大学院工学系研究科物理工学専攻修士課程修了。朝日製作所入社(基礎研究所)。1996年工学博士。1997–1998年 ESRF 客員研究員。1999年東京大学大学院工学系研究科物理工学専攻助教。2003年より現職。

X-ray phase imaging based on Talbot effect

Atsushi MOMOSE Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo
5-1-5 Kashiwanoha, Kashiwa, Chiba 277-8561, Japan

Abstract Thanks to the development of synchrotron radiation and digital imaging technology, the field of highly-sensitive X-ray imaging (X-ray phase imaging) based on X-ray phase information has been growing since the early 1990s. Because weakly X-ray absorbing objects, such as polymers and biological soft tissues, can be imaged, its progress has attracted attention. In this article, X-ray phase imaging methods are briefly introduced, and a novel method using an X-ray Talbot interferometry is intensively reviewed. This method is characteristic of its simple configuration consisting of transmission gratings, enabling various imaging applications. The possibility of its practical applications should be emphasized because the method can be implemented with a normal X-ray generator.