

位相コントラスト X 線イメージング

百 生 敦

X 線を用いれば目に見えない物体内部を透視することができる。これは X 線の最も特徴的な性質であり、医療分野を中心に広く利用されている。このときの画像コントラストは X 線の透過量（逆にいえば吸収量）の大小によることはいうまでもない。

しかし、X 線をあまり吸収しない被写体に対しては十分なコントラストが得られないという問題がある。たとえば、人体の X 線画像では比較的 X 線をよく吸収する骨は捉えやすいものの、軟部組織の構造は捉えにくい。これは原子番号の大きい重い元素は大きい X 線吸収係数をもつが、逆に軽元素ではその値が小さいことに起因している。水素、炭素、窒素、および、酸素が主体で構成されている生体軟部組織は X 線に対して比較的透明で、吸収による画像の濃淡が現れにくいのである。

ここで述べる位相コントラスト X 線イメージングはこのような問題を解決する手段として大変魅力的である。軽元素による X 線位相シフトの相互作用断面積は吸収のそれに比べて約千倍大きく、位相シフトから画像の濃淡（位相コントラスト）を形成することができれば、吸収コントラストを用いる場合に比べて格段に感度が改善できることがわかっている¹⁾。すなわち、生体軟部組織や有機材料等の軽元素からなる物体内の構造を見ることができるようである。同時に、高感度であるという特長は X 線照射量を軽減できるという利点にも通じ、特に生体観察を考える場合には非常に魅力的である。

最近の X 線源や X 線光学素子の発達により X 線領域での位相計測が可能となり、位相コントラスト X 線イメージングの研究が活発になってきている。いくつかの方式で

位相情報の画像形成への利用が試みられているが、それらは大雑把に (a) 干渉計を用いる方法、(b) フレネル回折に基づく方法、(c) プラッグ回折に基づく方法、および (d) ゴンプレートをを用いる方法、に分類できるであろう。本稿では、1 章で位相コントラスト法の利点を定量的に示した後、2 章で X 線領域で試みられているこれらの方式について簡単に解説する。3 章では 3 次元観察手法への展開として筆者らが X 線干渉計を用いて進めている研究を紹介し、4 章で今後の展開を考える。

1. X 線位相コントラストの利点

X 線が物質中を透過する際に感じる複素屈折率は

$$\begin{aligned} n &= 1 - \delta - i\beta, \\ \delta &= \frac{r_e \lambda^2}{2\pi} \sum_k N_k (Z_k + f_k'), \\ \beta &= \frac{\lambda}{4\pi} \sum_k N_k \mu_k^a \end{aligned} \quad (1)$$

と表現できる。ここで r_e , λ は古典電子半径, X 線の波長であり, N_k , Z_k , f_k' および μ_k^a は元素 k の原子密度, 原子番号, 原子散乱因子異常項の実数部, および原子吸収係数である。いうまでもなく δ が位相シフト, β が減衰に関係した量である*。これらの値は表 1 に示した例のように小さく, X 線の透過性・直進性が高いことに対応するが, ここで注目していただきたい点はそれらの比である。一般に δ は β よりかなり大きく, 特に軽元素から構成される物質では硬 X 線領域で $\delta/\beta \sim 1000$ である。すなわち, 生体軟部組織や有機材料等の観察において, 通常の X 線透視画像に比べて格段の感度改善が位相コントラ

東京大学大学院工学系研究科物理学専攻 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1)
E-mail: momose@exp.t.u-tokyo.ac.jp

*X 線の減衰は光電効果による成分と散乱による見かけ上のものがあるので, 両者の効果を盛り込んでいる原子吸収係数を β の定義に用いた。

表1 20 keV の X 線に対する δ と β の値.

	δ	β
ポリエチレン	5.0×10^{-7}	3.2×10^{-10}
水	5.8×10^{-7}	6.0×10^{-10}
ガラス	1.3×10^{-6}	2.9×10^{-9}
シリコン	1.2×10^{-6}	4.9×10^{-9}
鉄	3.8×10^{-6}	9.7×10^{-8}

トを利用することにより実現できることが示唆される。
 z 軸方向に伝搬する X 線がある物体を透過したとき、
 位相シフト Φ 、光学密度 D は δ および β の投影

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

$$D(x, y) = \frac{4\pi}{\lambda} \int \beta(x, y, z) dz \quad (3)$$

に相当するので、式(1)を用いて

$$\Phi(x, y) = \int \sum_k N_k(x, y, z) p_k dz, \quad p_k \equiv r_e \lambda (Z_k + f'_k) \quad (4)$$

$$D(x, y) = \int \sum_k N_k(x, y, z) \mu_k^a dz \quad (5)$$

と書け、 Φ と D の違いは p と μ^a に帰着できることがわかる。これらは位相シフトおよび吸収の相互作用断面積に相当し、図1にそれらの値を横軸を原子番号としてプロットした。これを見ると、常に p が μ^a より大きく、特に原子番号が小さい元素ではその差が約千倍になっており、表1と一致する。このように、位相コントラスト法に期待できる高い感度は原子レベルの比較からも示唆される。

以上、X 線位相コントラストの利点は生体軟部組織や有機材料などの X 線弱吸収物体を特別な造影処理なしに観察できることであるといえ、特に生体観察においては X 線照射ダメージを軽減できるという利点も見逃せない。

2. X 線領域の位相コントラスト法

現実問題としてわれわれが検出できるのは X 線の強度であるので、位相コントラスト X 線イメージングとは X 線光学系の工夫により Φ の分布を強度分布に変換させて撮像するための手法であるといつてよい。図2に、X 線領域で「位相コントラスト法」として報告されている手法をそのコントラスト生成機構で分類して示した。

(a) 干渉計を用いる方法

図2(a)は X 線干渉計を利用する手法である。互いにコヒーレントな2つの波を生成し、それらが重なり合ったときに現れる干渉縞を調べることで位相情報を取得することができる。可視光の領域ではさまざまなタイプの干渉計が高度に発達している。X 線領域でも原理的に同様のシステムが可能であるが、X 線は波長が短く、互いにコヒ

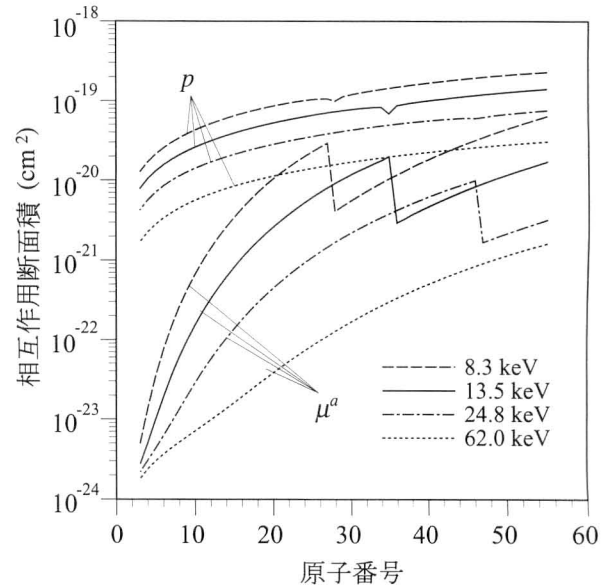


図1 各元素による位相シフトの相互作用断面積 p および吸収の相互作用断面積 (原子吸収係数) μ^a .

ーレントな2つの X 線を生成すること自体が容易ではない。X 線領域で利用される干渉計は結晶板によるラウエ回折を利用した X 線ビームスプリッターとハーフミラーを用いたマッハ・ツェンダー型のものが知られている²⁾。

(b) フレネル回折に基づく方法

一般に X 線源は干渉性に乏しく、フレネル回折やフラウンホーファー回折が観察されることはない。しかし、マイクロフォーカス X 線源 (ターゲットをよく絞った電子ビームで励起し、X 線発生点を $10 \mu\text{m}$ 以下にしたもの) や電子蓄積リングをエミッタンス数 $\text{nm} \cdot \text{rad}$ オーダーで運転して得られる第三世代放射光源を用いると被写体とスクリーンとの距離を適当に設定することにより回折パターンを観察することができる³⁾。

理想的な干渉性を有する X 線が利用できればそのような光学系はインラインホログラフィーのものにほかならない。エネルギー数百 eV の軟 X 線領域では実際にホログラフィーの研究が進められている⁴⁻⁷⁾。10 keV ほどの硬 X 線領域ではホログラフィー的な画像解析を行うには X 線源の干渉性は十分とはいえないが、フレネル縞が試料の輪郭や内部構造の境界で強く現れる輪郭強調画像としてその利用が検討されている⁸⁻¹⁰⁾。また、X 線導波路を用いてきわめて細い仮想的 X 線源を形成し、そこから得られる発散 X 線ビームを用いる例も報告されている¹¹⁾。

(c) ブラッグ回折に基づく方法

フレネル回折は物体によって X 線がわずかに屈折されるために発生する。この方法は X 線の屈折の大きさを結晶によるブラッグ回折を用いて選別する方式である。フレネ

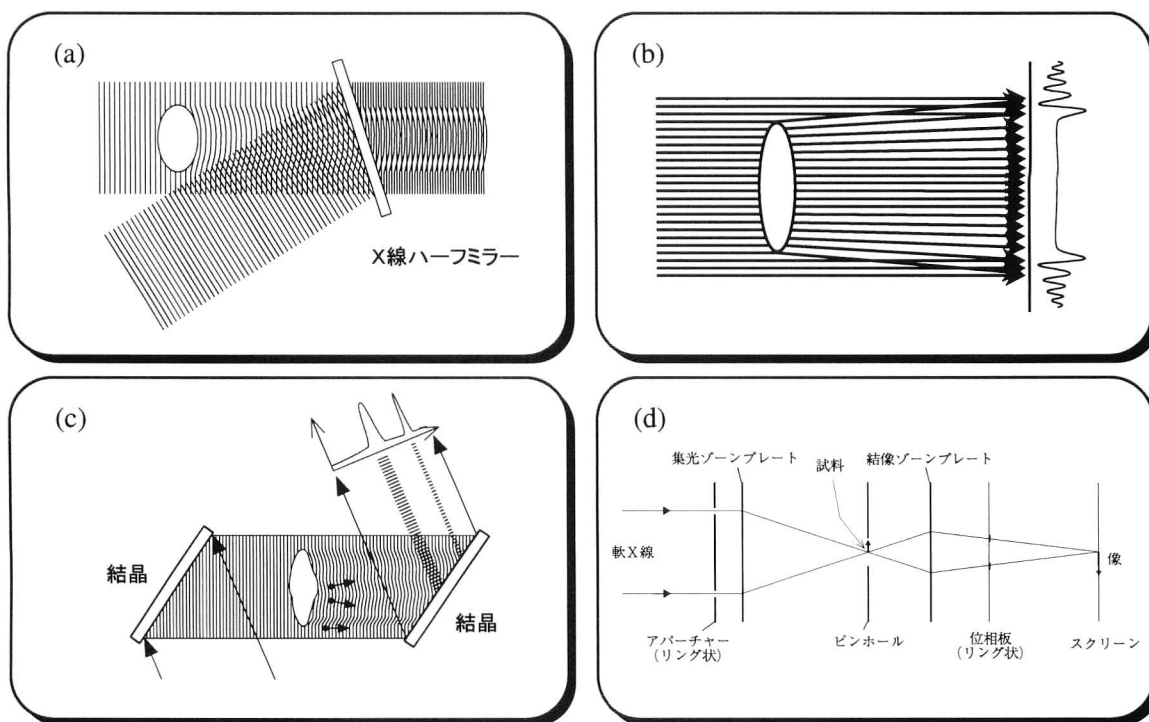


図2 X線領域で位相コントラスト法として報告されている手法。(a) X線干渉計を用いる方法, (b) フレネル回折に基づく方法, (c) ブラッグ回折に基づく方法, および (d) レンズ作用を有するゾーンプレートを用いる方法。

表2 図2に示した各手法の特徴。コントラストは弱吸収弱位相物体としての近似。

	(a)	(b)	(c)	(d)
エネルギー領域	硬 X 線	軟 X 線	硬 X 線	硬 X 線
コントラスト	$\cos \Phi$	ホログラム	$\nabla^2 \Phi$	$\partial \Phi / \partial x$
空間分解能	10 μm	数十 nm	1 μm	数 μm
視野	2 cm	数 μm	数 cm	数 μm
使用デバイス	X 線干渉計	高干渉性 X 線源	結晶角度 アナライザー	ゾーンプレート
位相マップ計測	○	○	△	△

ル回折が得られるほどの干渉性を有する X 線源を用いなくてもコントラストを形成することができる。結晶によるブラッグ回折はきわめて狭い角度範囲で発生するので、図 2(c) のように試料を透過した X 線を試料背後に配置した結晶で回折させると、回折条件を満たす入射角に一致するように屈折された成分のみが結晶を反射し、その結果特定の部位のみを強調した画像が得られる。また、結晶の配置角度を変化させると、別の部位を強調した画像を得ることができる。この原理によるイメージングも位相コントラスト法として報告されている¹²⁻¹⁴⁾。

(d) ゾーンプレートを用いる方法

軟 X 線 (数百 eV) に対してレンズ作用を有する素子として、最近はかなり良質なゾーンプレートが作製されており、それを用いた位相差顕微鏡が実現されている¹⁵⁾。光学系の構成は可視光を用いた位相差顕微鏡と同じであり、集光ゾーンプレートの直前にリング状アパーチャーが置か

れ、一次光の焦点位置にリング状の位相板が配置される (図 2(d))。

これらの方法の特徴を大雑把に表 2 にまとめた。硬 X 線領域では (a), (b), (c) の各手法が研究されているわけだが、感度的には X 線干渉計を用いる方法が最も優れているといえそうである。これは X 線が曲げられる角度が小さいほど発生する干渉縞の間隔が広がり観察しやすくなるのに対し、残りの方法では X 線の曲がり角が大きいが検出しやすいからである。一方、手法の簡便性からいえば、(b) が優れている。発光点サイズの小さい X 線源が必要という条件がつくが、特別な光学素子を必要としない。(c) は X 線源にそのような条件を課さないが、それを結晶によるブラッグ回折で補う手法といえる。軟 X 線領域ではホログラフィーと位相差顕微鏡がある。ホログラフィーではフーリエ変換型も試みられているが⁵⁾、軟 X 線位相差顕微鏡の完成度が注目される。

3. 位相コントラストによる3次元観察

吸収コントラスト法・位相コントラスト法にかかわらず、透過X線画像を観察する限り光軸に沿った方向の構造は重なり合うため、必ずしも満足な画像が得られるとは限らない。したがって、光軸方向の構造を解像する技術は重要な意味をもって来る。

上でX線ホログラフィーの研究例に触れたが、これによる3次元観察はどうか？可視光で記録されたホログラムから立体構造を認識できることから、X線ホログラフィーでもそれが実現すれば同じように3次元画像が再生されるように思われやすい。しかし、注意すべき点がある。ホログラムからの再生像が3次元的に見える理由は異なる方向からの散乱光がホログラム上に同時に記録されているからである。しかし、X線が物体によって散乱される場合、散乱角が大きくなるに従い、急激に散乱強度が減少する。すなわち、記録できる情報は実質的に前方散乱成分によるものだけとなる。したがって、ワンショットのX線ホログラムが理想的な状態で取得できたとしても、それから再生される画像の奥行き方向の空間分解能は横方向空間分解能に比べて極端に悪くなり、実質的に2次元画像と変わらないものになってしまう¹⁶⁾。したがって、3次元観察にはX線CT (computed tomography) の技術が必要となる。以下、位相コントラスト法をX線CTと組み合わせた例を紹介する。

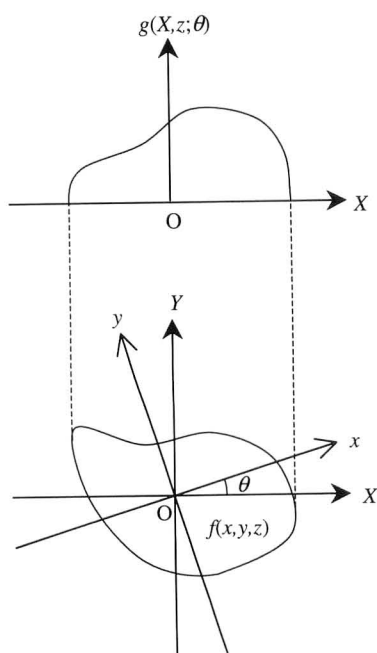


図3 X線CTにおける物体 f と投影像 g の関係。Y軸はX線光軸方向、z軸は紙面に垂直方向。

3.1 位相マップからのCT像再生

X線CTは複数の投影方向から取得される画像からコンピュータを用いて断層像を再構成する技術である。X線CTでは計測データ g が

$$g(X, z; \theta) = \int f(x, y, z) dY \quad (6)$$

のように、物体内の構造分布を示す $f(x, y, z)$ の投影で表されるとき(図3参照)、 θ を変化させて得られる複数の投影像から $f(x, y, z)$ が再構成される。吸収コントラストに頼る従来法では式(3)の関係が式(6)に相当し、光学密度 D から吸収係数の3次元分布として画像が再構成されることになる。位相型X線CTでは式(2)がこれに相当し、位相マップ ϕ から δ の分布として画像が再構成される。したがって、位相マップの測定が位相型X線CTを実現するための必要条件である。図2に示した各手法では ϕ に関連したコントラストが発生するが、 ϕ そのものが計測されているわけではない。位相マップを得るためにはもうひと工夫が必要であり、以下にX線干渉計を用いた位相マップ計測方法を紹介する。

3.2 X線干渉計

まず、X線干渉計について簡単に紹介する。BonseとHartは1つのシリコン単結晶から干渉計全体を一体で切り出すことにより、実際に機能するX線干渉計を作製した²⁾。図4にあるように直方体の結晶に2つの溝を形成することで3枚の結晶板が形成される。結晶板は表面に垂直な方向の格子面に対してブラッグ回折条件を満たすX線を2本に分割する。すなわちビームスプリッターとして機能する。なお、X線はブラッグ回折条件を満たす必要があるため、エネルギーフィルターとしての機能も有する。3枚の結晶板は一体であるため、結晶板間の相対位置が結晶格子レベルで安定化されることになる。第一の結晶板で分割されたX線はそのまま第二の結晶板で回折され、内側へ進む2本のビームが第三の結晶板により結合される。

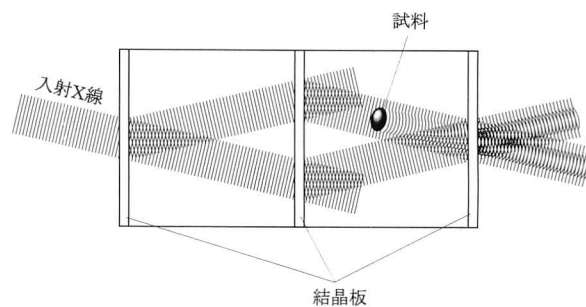


図4 X線干渉計とマッハ・ツェンダー型のビームパス。X線干渉計はブラッグ回折によりビームを2本に分離する結晶板からなっている。全体が一体で、幾何学的調整が不要。

一方のビームパスに試料を配置すれば、第三の結晶板から出射するビームに干渉図形をみることができる^{1,17,18)}。

図5(a)にラットの小脳スライス(1mm厚)による干渉像を示す¹⁾。白質、灰白質(分子層と顆粒層)が明瞭なコントラストで捉えられている。比較のために同じスライスを吸収コントラスト法で観察した結果を図5(b)に示した。そちらには何ら内部構造が捉えられておらず、干渉法の感度の良さがおわかりいただけるであろう。

3.3 位相計測

干渉法で観察できる画像 $I(x, y)$ は一般に $I(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos\{\Phi(x, y) + \Delta(x, y)\}$ (7) と書ける。ここで a は平均強度、 b は干渉縞の振幅を示す。 Δ は干渉計の歪み等による見かけ上の位相シフトである。理想的に作られた干渉計を用いれば Δ は一様(あるいは0)であるが、実際のX線干渉計では加工歪や結晶格子間隔の不均一性のために Δ が空間的に一様でなく、試料がない状態($\Phi=0$)でも干渉縞が発生する。

しかし干渉光学系に適当な変調を与え、そのとき見られる干渉縞の変化を解析することにより Φ を決定する方法が可視光の領域で開発されている¹⁹⁾。いくつかの方式の中から縞走査法がX線干渉計を用いる系に適用している。

可変の位相板を用いて $2\pi/M$ ずつ参照波の位相を変化させ、 M 枚の干渉図形が得られたとする。このとき干渉縞は逐次変化し、その様子は Φ に一義的に依存している。したがって、これを手がかりとして Φ を決定する手法が縞走査法である。それぞれの干渉図形は

$$I_k(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos\{\Phi(x, y) + \Delta(x, y) + 2\pi k/M\}$$

$$k=1, 2, \dots, M \quad (8)$$

と書ける。ここで

$$S(x, y) \equiv \sum_{k=1}^M I_k(x, y) \exp[-2\pi i k/M]$$

$$= \frac{M}{2} b(x, y) \exp[i\{\Phi(x, y) + \Delta(x, y)\}] \quad (9)$$

であるので、

$$\Phi(x, y) + \Delta(x, y) = \tan^{-1}[\text{Im}\{S(x, y)\}/\text{Re}\{S(x, y)\}] \quad (10)$$

から試料による位相シフト $\Phi(x, y)$ が決定できる。すなわち、縞走査によって得られる各々の干渉図形をそのとき参照波に与えた位相差に相当する位相因子を重みとして足し合わせ、その偏角が位相シフトに相当することを示している。 $\Delta(x, y)$ は被写体がないとき($\Phi(x, y)=0$)にあらかじめ求めておく。

それでは上記縞走査法で得られる Φ はノイズに対して

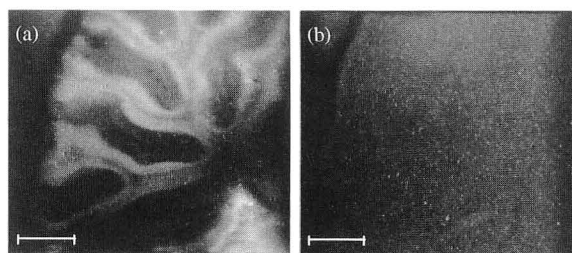


図5 ラット小脳スライス(1mm厚)の観察例。(a)干渉像、(b)吸収像。X線エネルギーは13.5 keV。スケールは1mm。

どのように影響されるであろうか。ここでは測定器系は理想的であるとして光子数による影響を考える。まず、被写体に照射される1画素あたりのX線光子数 N のゆらぎ ΔN に起因する $\Delta\Phi$ は文献19)の議論に基づき式(8)で用いた変数を使って

$$\langle(\Delta\Phi)^2\rangle = 2(2\Delta N')^2/Mb^2 \quad (11)$$

となる。 $\Delta N'$ は干渉図形1枚あたりのものであり、 N が十分大きいとして、 $(\Delta N')^2 = (\Delta N)^2/M$ に注意し、また干渉計が理想的であるとすると $b=4N/M$ であるので、

$$\langle(\Delta\Phi)^2\rangle \approx 1/2N \quad (12)$$

が得られる。一方、 ΔD は

$$\langle(\Delta D)^2\rangle = (\Delta N)^2/N^2 \approx 1/N \quad (13)$$

とできる。すなわち、同じ光子数を試料に照射して撮像する場合 $\langle(\Delta D)^2\rangle > \langle(\Delta\Phi)^2\rangle$ であり、干渉計が理想的ではないとしても図1が示唆するとおり本手法により千倍の感度改善が見込めることになる。

また、図2(b)の方法に基づく位相マップ計測も報告されている^{20,21)}。すでに述べたように現在の硬X線源の干渉性は決して十分ではないが、試料と画像検出器との距離を変えて観察される複数の画像から繰り返し演算により位相マップが導出されている。ただし、その方法で達成できる $\langle(\Delta\Phi)^2\rangle$ に関しては検討されておらず、吸収コントラスト法に対する定量的優位性はまだ明らかになっていない。

3.4 装置構成

このようにX線干渉計を用いて縞走査法とX線CTを組み合わせることで、位相コントラストに基づいた3次元観察手法(位相型X線CT^{22,23)})が実現できる。

図6に筆者らが行った位相型X線CTの実験配置²⁴⁾の概略を示す。実験は物質構造科学研究所、放射光実験施設(BL-14B)で行われた。まず、2枚の結晶からなる単色器を通して所望のエネルギーのX線を取り出し、ビームを太くするために非対称カット結晶*を反射させて干渉計ま

*結晶表面とブラッグ回折を起こす格子面を傾ければ、X線ビームの太さを変えられる。

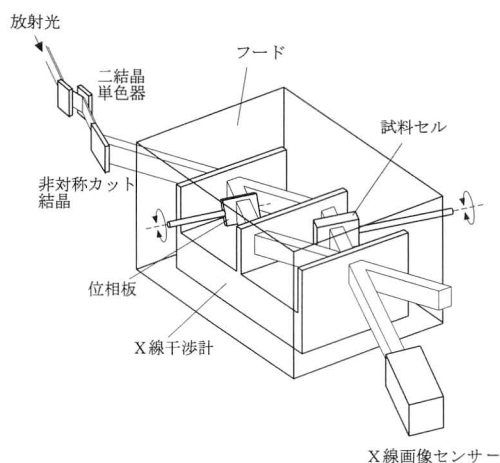


図6 放射光を用いた位相型 X 線 CT の実験配置. X 線干渉計の結晶板厚は 1 mm, 間隔は 34 mm.

でビームを導いた。プラグ回折条件を満たすように X 線干渉計を調整すると 2 本のビームパスが形成される。一方のビームパスに試料を配置するのであるが、濡れた生体試料を計測するために水で満たした試料セルを準備し、その中に試料を設置した。また、CT 計測のために複数の投影方向から画像を取得する必要があるため、試料はセルの中で回転可能となっている。参照波側には前述の縞走査法を適用するための回転式のプラスチック製位相板 (0.5 mm 厚) を配置した。位相板を回転することにより 2 本のビーム間の位相差が変化し、式 (9) で処理できる複数の干渉図形を取得することができる。このプロセスを各投影方向について繰り返し、像再生用のデータセットが取得される。なお、X 線干渉図形は X 線用サチコンカメラ²⁵⁾を用いて取得された。

3.5 観察例

図 7 は悪性腫瘍を含む人間の腎臓 (固定標本) 切片に対して 17.7 keV のシンクロトロン放射光を用いて計測された位相型 X 線 CT 像である²⁶⁾。試料は 0.9° ステップで 180° 回転され、各投影方向で参照波の位相を 5 段階で変化させ位相マップが計測された。まったく造影処理をしていない試料であるが、正常部位と腫瘍が明瞭なコントラストで識別できることがわかる。さらに、腫瘍を取り囲む繊維組織も確認できる。

4. 今後の展望

このように、位相コントラスト法の特徴が生かされる観察対象はやはり軽元素からなる物質ということになるであろう。しかし、位相コントラスト X 線イメージングはまだ黎明期にある技術であり、どんな構造が描出できるかについても今後の研究により理解を深める必要がある。同時

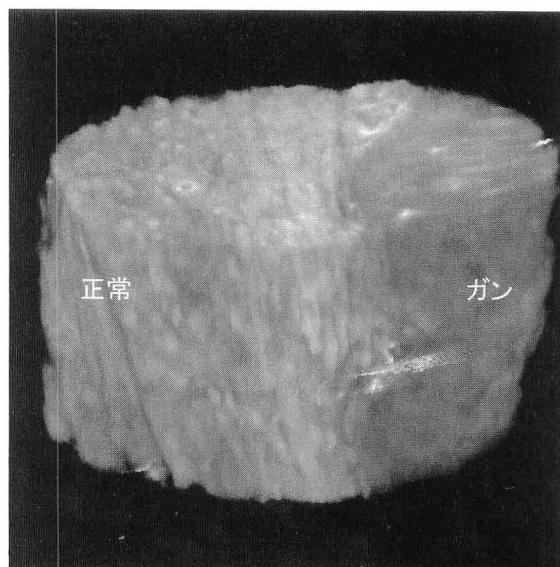


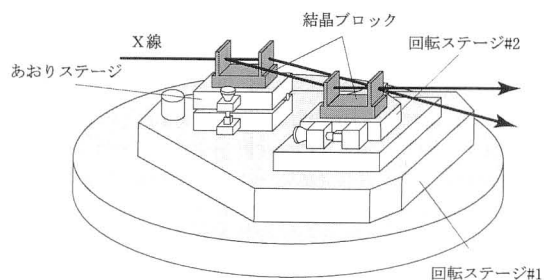
図7 位相型 X 線 CT による人間腎臓組織片の観察例 (3 次元表示). 試料は円柱状で直径約 5 mm. 使用した X 線エネルギーは 17.7 keV.

に、技術的にも以下に示す課題に取り組むことによって、位相コントラスト X 線イメージングの応用が広く展開されるであろう。

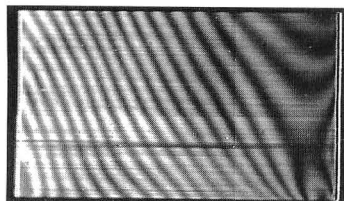
コントラストの意味づけについてやや掘り下げてみよう。式 (1) より、 f' が Z より十分小さいとして無視できるとき、すなわち X 線のエネルギーが構成原子の吸収端近傍にないとき、 δ は電子密度に比例することがわかる。したがって、位相型 X 線 CT の画像コントラストは電子密度分布を表していると解釈でき、近似的にはそれを密度分布と考えることもよい。実際に得られた位相型 X 線 CT 画像の S/N 比から換算して、10 mg/cm³ 以下の密度ゆらぎまで画像化されていることがわかっている。したがって、位相コントラストによって何が観察できるかを予測する際に、この点がひとつの判断基準となろう。また、 f' の寄与を積極的に利用することも今後の検討課題である。吸収端近傍では f' が大きく変化し、かつ化学結合状態も反映するので、これを利用すれば元素分布や化学状態分布を位相コントラストで見ることができるとは思われる。

空間分解能については図 2 に示した各手法について現状を表 2 に記した。一般的に軟 X 線領域では空間分解能が高く顕微鏡の応用が進んでいる。硬 X 線領域ではよくて 1 μ m であり、これはもっぱら光学素子の性能の問題によると考えてよいであろう。今後空間分解能の改善が進むと予想されるが、そのときコントラスト分解能が両立できるかについては注意を要するであろう。位相コントラスト法の高い感度はこの意味でも重要となってきそうである。

位相コントラスト法の特徴は必然的に医学応用を期待さ



(a)



(b)

図8 分離型 X 線干渉計 (a) とそれによる干渉図形 (b). 干渉計用ステージは滑り機構を有し、干渉縞モニターによる位相ロック制御により、換算 mrad 以下の回転制御を実現している²⁷⁾. 干渉図形は放射光 (17.7 keV) を用いて $2.5 \text{ cm} \times 1.5 \text{ cm}$ のサイズで鮮明度 38% である.

せる。この場合は大きい試料の観察を可能とする必要がある。放射光を用いる実験では一般に X 線ビームが細く、そのままでは生きた生体観察には不十分であるという問題がある。ビームを広げるために結晶の非対称反射が用いられ、 10 cm 角の放射光ビームを形成することは可能である。干渉計を用いるときはさらに干渉計を大型化する必要がある。Bonse と Hart による一体型のものではその大きさが母材となるシリコン結晶の大きさで決まり、現在入手できるシリコン単結晶では十分とはいえない。

筆者らはこれまでより大きい試料に対応できるように 2 つの結晶ブロックからなる X 線干渉計を検討している (図 8(a)). ただし、硬 X 線領域で、分離した 2 つのブロックで干渉計を組むことは非常に挑戦的な試みである。そもそも、図 4 に示した干渉計は一体であるがゆえに比較的容易に機能させることができることが特長であった。この利点をあえて捨てるわけである。X 線の波長が短いぶん、振動や温度変化の影響を受けやすくなり、放射光施設において分離型 X 線干渉計が実際に動作するかが当初疑問視された。筆者らは放射光を用いて実際に分離型 X 線干渉計を動作させ、図 8(b) に示す干渉図形 ($2.5 \text{ cm} \times 1.5 \text{ cm}$, 縞鮮明度 38%) が得られている²⁷⁾. なお、この干渉縞は結晶の歪み等によるもの、すなわち式 (7) の Δ によるものであるので、使用には差し支えない。

生きた生体の観察には撮像時間も重要となる。もちろんこれは X 線ビームの強度と画素サイズに依存する。X 線干渉計を用いる場合は干渉するビームのエネルギー幅が比較的狭く、かつ角度発散も抑えられているので露光時間が長くなる傾向にあるが、現在の放射光を用いれば位相コントラスト法による動画観察は可能であり、実際に試みられている。

また、位相コントラスト法の高感度特性は定性的には理解されているが、実際にどれくらいの X 線照射でどの構造が描出できるかはよく調べられていない。特に生物・医学応用では今後の重要な検討項目である。

X 線が発見されて百年以上が経過したが、X 線の位相差が画像計測されたのはごく最近のことである。シンクロトロン放射光、X 線光学素子、および X 線画像検出器の高性能化に依るところが大きい。その特長は、吸収コントラストに頼った従来法より高い感度が期待できることである。それに付随して、X 線照射量を軽減できることも見逃せない特長である。X 線干渉計を用いた X 線位相計測に基づく位相型 X 線 CT では、生体組織の屈折率の 3 次元分布が計測できる段階に達している。X 線の位相情報を利用したイメージング法の研究が注目されてからまだ日が浅く、今後ますます発展するであろう。また、イメージングに限らず、分光や加工技術にも X 線の位相制御・計測技術が応用され、物理、化学、生物学、医学、および工学等の広い分野で利用されるよう期待したい。

ここで紹介した画像は防衛医大福田潤先生、筑波大学臨床医学系の武田徹、板井悠二両先生、物質構造科学研究所の平野馨一氏、および、(株)日立製作所の米山明男氏との共同研究により取得したものである。また、一部は科学技術庁振興調整費の委託研究により得られたものである。

文 献

- 1) A. Momose and J. Fukuda: "Phase-contrast radiographs of nonstained rat cerebellar specimen," *Med. Phys.*, **22** (1995) 375-380.
- 2) U. Bonse and M. Hart: "An X-ray interferometer," *Appl. Phys. Lett.*, **6** (1965) 155-156.
- 3) A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov, and I. Schelokov: "On the possibility of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation," *Rev. Sci. Instrum.*, **66** (1995) 5486-5492.
- 4) S. Aoki and K. Kikuta: "X-ray holographic microscopy," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **13** (1974) 1385-1392.
- 5) I. McNulty, J. Kirz, C. Jacobsen, E. H. Anderson, M. R. Howells and D. P. Kern: "High-resolution imaging by Fourier-transform X-ray holography," *Science*, **256** (1992)

- 1009-1012.
- 6) S. Lindaas, M. Howells, C. Jacobsen and A. Kalinovsky: "X-ray holographic microscopy by means of photoresist recording and atomic-force microscope readout," *J. Opt. Soc. Am. A*, **13** (1996) 1788-1800.
 - 7) K. Shinohara, A. Ito, H. Nakano, I. Kodama, T. Honda, T. Matsumura and K. Kinoshita: "X-ray holographic microscopy of biological specimens with an electric zooming tube," *J. Synchrotron Radiat.*, **3** (1996) 35-40.
 - 8) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany and A. W. Stevenson: "Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays," *Nature*, **384** (1996) 335-338.
 - 9) P. Cloetens, R. Barratt, J. Baruchel, J.-P. Guigay and M. Schlenker: "Phase objects in synchrotron radiation hard X-ray imaging," *J. Phys. D*, **29** (1996) 133-146.
 - 10) N. Yagi, Y. Suzuki, K. Umetani, K. Kohmura and K. Yamasaki: "Refraction-enhancement x-ray imaging of mouse lung using synchrotron radiation source," *Med. Phys.*, **26** (1999) 2190-2193.
 - 11) S. Di Fonzo, W. Jark, G. Soullié, A. Cedola, S. Lagomarsino, P. Cloetens and C. Riekkel: "Submicrometre resolution phase-contrast radiography with the beam from an x-ray waveguide," *J. Synchrotron Radiat.*, **5** (1998) 376-378.
 - 12) J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: "Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays," *Nature*, **373** (1995) 595-598.
 - 13) N. Ingal and E. A. Beliaevskaya: "X-ray plane-wave topography observation of the phase contrast from a non-crystalline object," *J. Phys. D*, **28** (1995) 2314-2317.
 - 14) D. Chapman, W. Thomlinson, R. E. Johnston, D. Washburn, E. Pisano, N. Gmür, Z. Zhong, R. Menk, F. Arfelli and D. Sayers: "Diffraction enhanced x-ray imaging," *Phys. Med. Biol.*, **42** (1997) 2015-2025.
 - 15) G. Schmahl, P. Gutmann, G. Schneider, B. Niemann, C. David, T. Wilhein, J. Thieme and D. Rudolph: "Phase contrast studies of hydrated specimens with the x-ray microscope at BESSY," *X-Ray Microscopy IV* (Bogorodskii Pechatnik, Chernogolovka, Moscow region, Russia, 1994) pp. 196-206.
 - 16) I. McNulty: "The future of x-ray holography," *Nucl. Instrum. Methods*, **A347** (1994) 170-176.
 - 17) U. Bonse and M. Hart: "An x-ray interferometer with long interfering beam paths," *Appl. Phys. Lett.*, **7** (1965) 99-101.
 - 18) M. Ando and S. Hosoya: "An attempt at x-ray phase-contrast microscopy," *Proceedings of the 6th International Conference on X-Ray Optics and Microanalysis* (University of Tokyo Press, 1972) pp. 63-68.
 - 19) 武田光夫: "サブプリンジ干渉計測基礎論", *光学*, **13** (1984) 55-65.
 - 20) T. E. Gureyev, C. Raven, A. Snigirev, I. Snigireva and S. W. Wilkins: "Hard x-ray quantitative non-interferometric phase-contrast microscopy," *J. Phys. D*, **32** (1999) 563-567.
 - 21) P. Cloetens, W. Ludwig, D. Van Dyck, J. P. Guigay, M. Schlenker and J. Baruchel: "Quantitative phase tomography by holographic reconstruction," *SPIE Proc.*, **3772** (1999) 279-290.
 - 22) A. Momose: "Demonstration of phase-contrast x-ray computed tomography using an x-ray interferometer," *Nucl. Instrum. Methods*, **A352** (1995) 622-628.
 - 23) A. Momose, T. Takeda, Y. Itai and K. Hirano: "Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues," *Natl. Med.*, **2** (1996) 473-475.
 - 24) A. Momose, T. Takeda, Y. Itai, A. Yoneyama and K. Hirano: "Phase-contrast tomographic imaging using an x-ray interferometer," *J. Synchrotron Radiat.*, **5** (1998) 309-314.
 - 25) Y. Suzuki, K. Hayakawa, K. Usami, T. Hirano, T. Endoh and Y. Okamura: "X-ray sensing pickup tube," *Rev. Sci. Instrum.*, **60** (1989) 2299-2302.
 - 26) A. Momose, T. Takeda, Y. Itai, J. Tu and K. Hirano: "Observation of human tissues with phase-contrast x-ray computed tomography," *SPIE Proc.*, **3659** (1999) 365-374.
 - 27) A. Yoneyama, A. Momose, E. Seya, K. Hirano, T. Takeda and Y. Itai: "Operation of a separated-type x-ray interferometer for phase-contrast x-ray imaging," *Rev. Sci. Instrum.*, **70** (1999) 4582-4586.

(2000年2月10日受理)