

研究

物体の領域制限効果を用いたインライン X線ホログラムからの像再生

児玉 巖*・山口 雅浩*・大山 永昭*・本田 捷夫**・篠原 邦夫***
伊藤 敦***・松村 達也****・木下 勝之****

* 東京工業大学像情報工学研究施設 〒226 横浜市緑区長津田町 4259

** 千葉大学工学部画像工学科 〒263 千葉市稲毛区弥生町 1-33

*** 東京都臨床医学総合研究所 〒113 東京都文京区本駒込 3-18-22

**** 浜松ホトニクス(株) 〒438-01 静岡県磐田郡豊岡村下神増 314-5

(1994年3月30日受付, 1995年1月24日受理)

Image Reconstruction from In-Line X-Ray Hologram with Object Space Constraint

Iwao KODAMA,* Masahiro YAMAGUCHI,* Nagaaki OHYAMA,* Toshio HONDA,**
Kunio SHINOHARA,*** Atsushi ITO,*** Tatsuya MATSUMURA****
and Katsuyuki KINOSHITA****

* Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology,
4259, Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 226

** Department of Image Science, Faculty of Engineering, Chiba University,
1-33, Yayoi, Inage-ku, Chiba 263

*** The Tokyo Metropolitan Institute of Medical Science,
3-18-22, Honkomagome, Bunkyo-ku, Tokyo 113

**** Hamamatsu Photonics K.K., 314-5, Shimokanzo, Toyooka,
Iwata-gun, Shizuoka 438-01

(Received March 30, 1994; Accepted January 24, 1995)

An image reconstruction from an in-line soft X-ray hologram is investigated. An effect to introduce a constraint of a finite object space is analyzed by the method of generalized analytic reconstruction from discrete samples (GRADS), and the improvement of the reconstructed image quality is discussed. Results from the computer simulation using Fresnel phase-retrieval algorithm on the condition of the space constraint show that noise caused by the unneeded diffraction orders is eliminated and that the space constraint by object support is effective for improving the quality of the image reconstruction. An experimental image evaluation of HeLa cells using 4.5 nm X-ray source is also demonstrated to show the availability of the space constraint.

1. はじめに

X線顕微鏡は、試料を光学顕微鏡とは異なったコントラストの画像として高い分解能で観察できることや、電子顕微鏡では不可能な生体計測が可能であるという特徴をもっている¹⁾。しかし、結合型X線顕微鏡や走査型X線顕微鏡では、用いられているX線ゾーンプレートの性

能によってその能力が制限を受けてしまうことが知られている。また、X線波長領域ではレンズ等の光学素子の製作が困難なため、試料を幾何学的に投影して像を拡大する投影型X線顕微鏡や、試料を乾板に接触させて撮影し光学的に拡大する密着型X線顕微鏡等では、回折によるボケが観測像に生じてしまう場合がある。このようなことから、X線光学素子を必要としないホログラフィ技

術を用いて、高倍率、高分解能のX線顕微鏡を実現することが考えられており、X線ホログラフィック顕微鏡の生物学分野への応用が期待されている²⁾。さらに、X線ホログラフィック顕微鏡は試料の3次元的な観察の可能性¹⁻³⁾をもっており、光学系の幾何学的配置がシンプルであり、X線源の特性や検出器に対する条件が比較的ゆい、Gabor型インラインホログラム⁴⁾を用いることでX線ホログラフィック顕微鏡を実現できると考えられる。

X線ホログラフィを用いて試料を観察するには、ホログラムから像を再生する必要があるため、インラインX線ホログラムをX線と可視光の波長の比だけ拡大し、光学的に再生する方法^{5,6)}などが提案されている。しかし、これらの方法では必要な回折次数以外の光が再生像に重なることやスペckルの問題により十分な画質を得ることはできない。さらに、可視光のようにホログラム記録時と異なる波長を用いて再生を行う場合には、光学系の収差の影響を強く受けるため、高分解能な再生像を得ることは困難である。

上記のような問題点を解決するために、本論文ではGabor型ホログラムから数値的に像再生を行う手法⁷⁾を用いている。数値的な像再生では、X線ホログラムから像を再生する際に、共役像や直接透過像の影響を抑制するための拘束条件⁸⁾として、物体の存在領域や透過率などの物体に関する知識を導入することができる。このため本論文で用いる手法では、このような拘束条件を満足する解を反復処理により求めることでX線ホログラムから物体を推定する。

一般のイメージングシステムでは、物体の存在領域が限定されているという先験的な知識を用いることにより高分解能の再生像が得られることが明らかにされている⁹⁾。インラインホログラムでは、周知のように物体と共役像の成分を分離することは不可能であり、計算機で像再生を行ってもどちらも解として再生されてしまう。このとき物体の存在領域を考慮すると、正しい再生像は存在領域内に再生されるのに対し、共役像などの不要な回折成分は多くの場合、存在領域より拡がって再生される。したがって物体の存在領域を制限することで共役像の成分はこの制限との間で矛盾が生じて抑制され、物体の成分と共役像を分離できるようになる。このことから本論文では、インラインX線ホログラムの再生に物体の存在領域を制限することで再生像の不要な回折による像の抑制を図る手法を提案し、その効果を解析的に明らかにする。

一般的には、物体の存在領域を限定することは困難であるため、あらかじめ試料の周囲に開口マスクを設けてホログラムを記録して物体の存在領域を開口マスクの内側だけに制限する方法が考えられる。この方法では、開口マスクを設けることにより、照明光の一部が遮断されて回折パターンが生じ、これがホログラムに重なってしまうが、開口マスクを用いることによる影響と、物体の存在領域を制限して再生する手法の効果とを連続-離散モデル¹⁰⁾により検討し、解析的に物体の存在領域を制限することの効果とを明らかにする。また、フレネル反復法を用いた像再生法⁸⁾に対して上記の拘束条件を適用し、共役像などの影響を抑制して再生できることを示す。

2. X線ホログラフィのイメージング系の解析

2.1 モデル化

ここではまず、X線ホログラフィックイメージングシステムのモデル化を行う。物体やホログラムは本来連続系のものであるが、ディテクターで得られるホログラムはサンプリングされた離散データであるため、物体の再生には離散化されたX線ホログラムから連続物体を再構成する必要がある。議論を単純化するため1次元モデルを用いて説明する。 x, u をそれぞれ物体面およびホログラム面での1次元座標、 d をホログラム面でのサンプリング間隔、 $r'(x)$ を入射X線の複素振幅分布とする。このとき、物体によるX線の吸収は小さいものと仮定し、物体空間全体の振幅透過率 $T(x)$ を $T(x) = t_0(x) + t'(x)$ と書き表す。ここで $t_0(x)$ は振幅透過率の平均であり、 $t'(x)$ は $t_0(x)$ の変動成分である。よって、物体面を透過したX線は

$$r'(x)t_0(x) + r'(x)t'(x) = r(x) + a(x) \quad (1)$$

となる。ここで $r(x)$ は物体空間を透過したX線の複素振幅分布である。 $a(x)$ は物体による散乱波の複素振幅分布であり、再生すべき物体となる。また、物体による位相変調はなく、 $a(x)$ は実数値をとるものとする。さらに、連続系の物体面からホログラム面での k 番目のディテクターに寄与するフレネル積分を表すカーネル $\mathcal{F}_k(x)$ を式(2)で定義する。

$$\mathcal{F}_k(x) = \frac{1}{j\lambda z} \exp\left(j\frac{2\pi}{\lambda}z\right) \cdot \exp\left[j\frac{\pi}{\lambda z} \left\{\left(k - \frac{N}{2}\right)d - x\right\}^2\right] \quad (2)$$

なお、ここでディテクター数は N であり、 k 番目 ($0 \leq k \leq N-1$) のディテクターは位置 $u = (k - N/2)d$ にあるものとしている。

このとき、 k 番目のディテクターで観測されるフレネ

ル回折強度 I_k は次式で表される.

$$I_k = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \mathcal{F}_k(x) \cdot \{r(x) + a(x)\} dx \right|^2 \\ = |\langle \mathcal{F}_k, r \rangle|^2 + |\langle \mathcal{F}_k, a \rangle|^2 + 2\text{Re}[\langle \mathcal{F}_k^*, r \rangle \cdot \langle \mathcal{F}_k, a \rangle] \quad (3)$$

ここで, * は複素共役を, $\langle \rangle$ は内積を表す. 式(3)は, このイメージングシステムが非線形な特性をもつことを示しているが, 第1項は物体に依存しない値であるため, 第2項が十分小さい場合 (物体の吸収率が小さい場合に相当する) には, 線形に近似することができる¹¹⁾. このとき, イメージング系を記述するには式(3)の第3項のみを考えればよい. 次式で記述される線形イメージングシステムを考える.

$$G_k = \text{Re}[\langle \mathcal{F}_k^*, r \rangle \cdot \langle \mathcal{F}_k, a \rangle] \\ = \frac{1}{\lambda z} \int_{-\infty}^{\infty} \left[C_k \cdot \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right. \\ \left. + S_k \cdot \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right] a(x) dx \quad (4)$$

ここで

$$C_k = \frac{1}{\lambda z} \int_{-\infty}^{\infty} \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \cdot r(x) dx \quad (5)$$

$$S_k = \frac{1}{\lambda z} \int_{-\infty}^{\infty} \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \cdot r(x) dx \quad (6)$$

である.

2.2 連続-離散モデルによる解析

連続-離散モデルにおける線形逆問題として, 離散データから連続物体を解析的に推定する有効な手法に GARDS (generalized analytic reconstruction from discrete samples)¹⁰⁾ がある. 式(4)の線形システムに関し物体の存在領域を制限して再生する効果を GARDS の手法を用いて解析的に明らかにする. k 番目のディテクターに寄与するフレネル変換の積の実数成分をとる式(4)の変換を表すカーネル $h_k(x)$ を

$$h_k(x) = \frac{1}{\lambda z} \left[C_k \cdot \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right. \\ \left. + S_k \cdot \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right] \quad (7)$$

と定義し, このカーネル $h_k(x)$ によって構成される演算子 \mathbf{H} を用いると観測データは式(4)の G_k を各要素にもつ列ベクトル \mathbf{G} として式(8)で記述できる.

$$\mathbf{G} = \mathbf{H} \{a(x)\} \quad (8)$$

さらに観測された離散データから物体空間への投影を表す \mathbf{H} の逆投影演算子を \mathbf{H}^\dagger と定義すると, 再構成像 $a_e(x)$ は次式で得ることができる.

$$a_e(x) = \mathbf{H}^\dagger \{(\mathbf{H}\mathbf{H}^\dagger)^{-1} \mathbf{G}\} \quad (9)$$

ここで肩字の + は疑似逆行列を表す. \mathbf{G} の要素数が N 個の場合, $\mathbf{H}\mathbf{H}^\dagger$ という演算子は $N \times N$ の行列となり GARDS マトリクスと呼ばれる. この GARDS マトリクスの特異値スペクトル¹²⁾等を調べることにより, このイメージングシステムの特徴を解析することができる.

2.3 物体領域制限の定式化と特異値分解による解析

再構成における物体の存在領域の制限は, GARDS を用いて解析的に導入することができる. すなわち式(4)の積分範囲を物体の存在する有限の領域に限ることで, イメージング系を定式化すればよい. したがって物体の存在領域を考慮した場合の GARDS マトリクス $\mathbf{H}\mathbf{H}^\dagger$ のエレメント $(\mathbf{H}\mathbf{H}^\dagger)_{ij}$ は,

$$(\mathbf{H}\mathbf{H}^\dagger)_{ij} = \left(\frac{1}{\lambda z} \right)^2 \int_{-A}^A \left[C_i \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(i - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right. \\ \left. + S_i \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(i - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right] \\ \cdot \left[C_j \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(j - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right. \\ \left. + S_j \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(j - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \right] dx \quad (10)$$

となる. ここで物体の存在領域は $-A \leq x \leq A$ とした. 物体の存在領域を制限しない場合は $A \rightarrow \infty$ の極限をとればよい.

次に, 物体面に開口を用いてホログラムを撮影する場合のシステムの特性を GARDS マトリクスを用いて解析する. 開口を用いる影響は式(5), (6)の $r(x)$ に開口関数を与えることにより定式化できる. 開口がなく入射X線が均一である場合には, C_k, S_k は一定値となり, 例えば矩形開口を用いる場合は $r(x)$ を矩形関数とすることで開口の影響を表現できる. ここで開口の影響を

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} C_0 S_0 & & & 0 \\ & C_1 S_1 & & \\ & & \ddots & \\ 0 & & & C_{N-1} S_{N-1} \end{pmatrix} \quad (11)$$

のような対角行列として表すと, 式(8)の演算子 \mathbf{H} は,

$$\mathbf{H} = \mathbf{R}\mathbf{F} \quad (12)$$

と書き直すことができる. ここで, 演算子 \mathbf{F} は式(13), (14)で定義されるカーネルによって構成される.

$$F_{2k} = \{\mathbf{F}_{2k}\} = \frac{1}{\lambda z} \cos \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \quad (13)$$

$$F_{2k+1} = \{\mathbf{F}_{2k+1}\} = \frac{1}{\lambda z} \sin \frac{\pi}{\lambda z} \left\{ \left(k - \frac{N}{2} \right) d - x \right\}^2 \quad (14)$$

また \mathbf{R} は開口の回折パターンの実数部と虚数部をそれぞれ対角成分にもつ行列となっている. ここで開口を設けない場合および開口を設ける場合の順方向の演算子を

それぞれ H_n , H_a とすると,

$$H_n = C_r F \quad (15)$$

$$H_a = R F \quad (16)$$

と書くことができる. ここで C_r は定数マトリクスを示す. 次に, GARDS マトリクスのランクを調べることで, システムの伝達特性を比較する. GARDS マトリクスのランクは, 推定される解空間を記述する基底ベクトルの個数を示しており, システムの伝達特性を表す^{10,12)}. 式(15), (16)から明らかに

$$\begin{aligned} \text{Rank}[H_a H_a^+] &= \text{Rank}[R F F^+ R^+] \\ &\leq \text{Rank}[F F^+] = \text{Rank}[H_n H_n^+] \end{aligned} \quad (17)$$

となるため, 開口マスクを設ける影響で再生に寄与するランクは減少する可能性があり, 再生像の画質が向上することはありえない. また, 行列 R は開口の回折パターンを対角成分にもつ行列であり式(5), (6)の C_k, S_k が値0をもつとき対角する成分が観測に寄与しなくなるため再生像の画質は劣化することが予想される. このことから開口を用いる場合には, その回折パターンがディテクター面にできるだけ分布しないように考慮すべきであることがわかる.

ここで上記の影響を具体的に調べるため, 実際のX線ホログラムの系を想定して GARDS マトリクスの特性の解析と再構成像の比較を行った. このシミュレーションではX線の波長 4.5 nm, 物体-ディテクター間の距離 10.0 mm, 物体の大きさ 30.0 μm , 入射X線強度 1.0, 入射X線に対する物体の吸収率 -0.001 , ディテクター観測領域 40.0 μm , ディテクターの数 128 とした. ここでは, 物体領域の制限の効果を比較するため, 領域の大きさが 144.0 μm と 40.0 μm である二つの場合について計算した. また開口マスクの大きさは 40.0 μm とした.

はじめに GARDS マトリクスの特異値スペクトルを比較した. Fig. 1 は特異値スペクトルを大きさの順番に並べ, 再生に寄与する order i の項数を比較したものである. このシミュレーションでは, Fig. 1 (a) は領域の大きさが 144.0 μm と非常に大きく, 物体領域を制限しない場合に相当しており, このために特異値スペクトルはすべて一定値をとっている. また Fig. 1 (b) では 72 番目以上より, Fig. 1 (c) では 64 番目以上より特異値の値が急激に小さくなっていることがわかる. ここで, 特異値スペクトルが 10^3 以上である order i の項が再生に寄与すると考えると, Fig. 1 (b), (c) の領域の大きさは Fig. 1 (a) の物体領域に対して $1/3.6$ 以下の大き

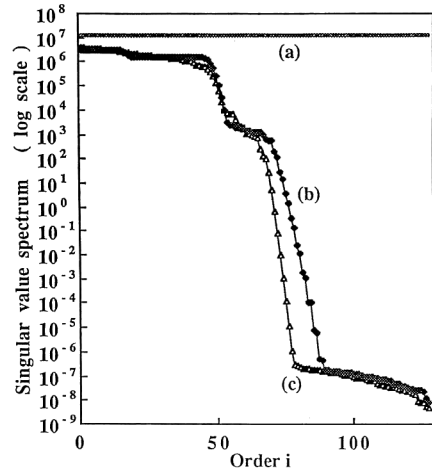


Fig. 1 Singular value spectrum of GARDS matrix. Order i is number of singular value. (a) No aperture mask is used, and the width of the object space is 144 μm . (b) No aperture mask is used, and the width of the object space is 40 μm . (c) An aperture mask of 40 μm width is used and the width of the object space is 40 μm .

さになっているが, 再生に寄与すると考えられる特異値スペクトルの数はそれぞれが 72/128, 64/128 とどちらも半分以上存在している. したがって物体の存在領域を制限して再生を行うことにより, 注目領域に対する自由度が向上し, より微細な構造までも再生可能となる可能性があることがわかる¹³⁾. 一方, 開口マスクを設けた場合 (Fig. 1 (c)) は開口を設けない場合 (Fig. 1 (b)) と比較して特異値は小さくなり, 再生に寄与する特異値スペクトルの数が若干減少している. これによって再生像は劣化すると考えられるが, 特異値の差は小さく, Fig. 1 (a) と比較しても領域制限の効果があることがわかる.

Fig. 2 に GARDS の手法を用いて再構成を行った結果を示す. ここでは非線形的性質は無視し, 式(9)に従って再構成を行った. Fig. 2 (d) は原物体を示している. Fig. 2 (b) に示す開口マスクを設けず領域制限を行って再生した場合に最も良好な結果が得られているが, Fig. 2 (c) に示す開口マスクを用いた場合でも再構成像の劣化の程度は小さく, Fig. 2 (a) に示す領域サイズが大きい場合と比較すると再生像の画質が十分向上していることが確認できる.

これらの結果から, X線インラインホログラムから再生を行うシステムでは, 物体の存在領域を限定して再生を行うことで再生像の画質を向上させる効果があり, 開口マスクを用いる影響による再生像の劣化は小さく, 再生像の画質向上が可能であることがわかる. これはイン

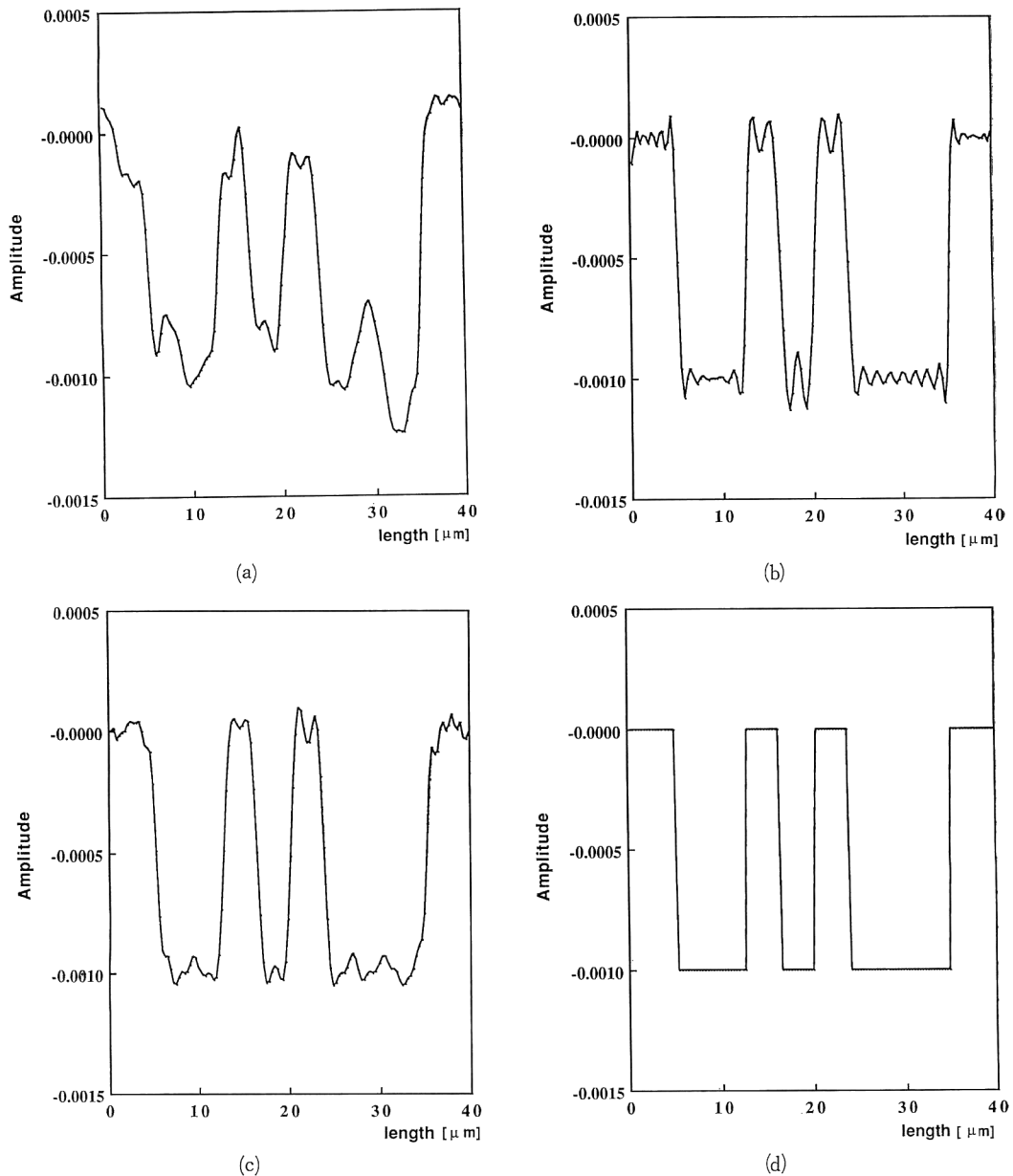


Fig. 2 The reconstructed images by GARDS method. Figs. (a), (b), (c) are reconstructed images respectively corresponding to Fig. 1, (d) is original object.

ラインホログラムで問題となる共役回折像は元の物体の存在領域よりも大きく拡がるため、領域を制限することで共役像が解ではなくになり、その影響が抑制されるためと考えられる。

3. フレネル反復法による再生⁸⁾

3.1 フレネル反復法アルゴリズム

これまでイメージングシステムを線形に近似したモデ

ルで解析を行いX線ホログラフの特性を明らかにしてきた。しかし実際にX線ホログラムから再生を行う場合には非線形性を考慮する必要があるため、ここではフレネル反復法¹⁴⁾を用いる。フレネル反復法では、まず測定されるホログラム面での強度分布の平方根を計算して、フレネル領域での振幅成分を計算する。次にフレネル面における位相が未知であるため、位相成分に対して適当な初期値を与え、測定された振幅成分と合わせてフレネ

ル逆変換することで物体の初期推定像を得る。得られた推定像を物体領域における拘束条件を満足させるように変化させた後フレネル変換を行う。このフレネル変換により得られた位相成分を再び測定された振幅成分と合わせ、フレネル面における複素振幅分布の推定像とする。この処理を繰り返し、フレネル面での推定像の振幅と観測されているフレネル回折パターンとの振幅との誤差が十分小さくなるまで反復処理を実行して再生像を求める。本手法は Fienup ら¹⁵⁾の位相回復法をフレネル回折へ拡張したものであり、収束性等についても同文献¹⁵⁾に議論されている。

3.2 フレネル反復法によるシミュレーション

2節で議論した物体の存在領域の制限と開口マスクの利用について、フレネル反復法で再生する際の効果を確認するため計算機シミュレーションを行った。このシミュレーションでは、X線波長 4.5 nm、物体面とホログラム面との距離 10.0 mm、ディテクター数 512×512 、ホログラム面でのディテクターのサンプリング間隔 $0.30 \mu\text{m}$ とし、イタレーションの初期推定位相は一定値とした。被写体は Fig. 3 (b) に示すような文字パターン“T”とし、その文字部分の透過率は 0.0、バックグラウンドの入射強度は一定値 1.0 とした。Fig. 3 (a) は円形の開口マスクを用いた場合の物体面での振幅分布を示す。また、Fig. 3 (c), (d) に示すインラインホログラムから再生し

た結果を Fig. 3 (e), (f) に示す。Fig. 3 (e) は拘束条件として円形マスク内に物体が存在するという領域制限を行い、100 回の反復処理を実行して得られた再生像である。Fig. 3 (f) は物体の存在領域を制限しない場合の再生像であり、円形マスク内に物体の存在領域を制限することにより不要な回折像を抑制し、再生像の画質を向上させ得ることを確認できた。

4. インライン X 線ホログラムの再生

実験は篠原らが開発した方法¹⁶⁾で行った。波長は 4.5 nm、物体とディテクター距離 10.1 mm、X線源は高エネルギー物理研究所・放射光実験施設の BL-2A ビームライン放射光であり、ディテクターは X 線ズームング管 (浜松ホトニクス (株) 製) を用いた。

Fig. 4 (a) に HeLa 細胞の X 線ホログラムを示す。目視でも 10 本程度のフリンジが確認できる。画像サイズは $153 \times 153 \mu\text{m}$ 、ディテクター数は 512×512 である。Fig. 4 (b) はフレネル逆変換を行った再生像であり、直接透過光および共役像の不要な回折成分の影響を受けて再生されている。また、Fig. 4 (c) は開口マスク内に物体の存在領域を制限し、500 回の反復処理を行った再生像である。ここでは、ホログラム面での位相の初期値として、物体の存在しない開口のみのフレネル回折の位相成分を計算して用いた。この結果からアーティファクト

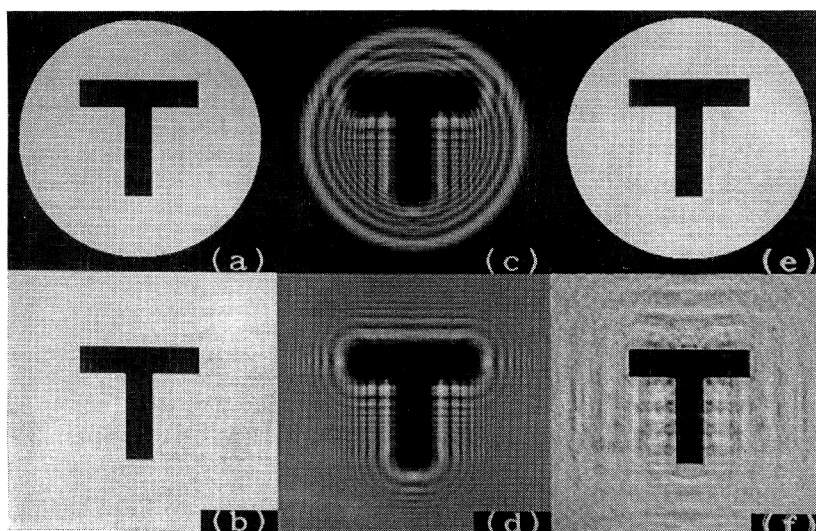


Fig. 3 (a) shows the two-dimensional original object with an aperture mask, (b) is the same object without aperture mask, (c) and (d) are the corresponding holograms, respectively. (e) shows the reconstructed image after 100 iterations using the constraint of the circular object space. (f) shows the reconstructed image after 100 iterations without the constraint of the object space. The dynamic ranges were linearly quantitized into 256 gray levels.

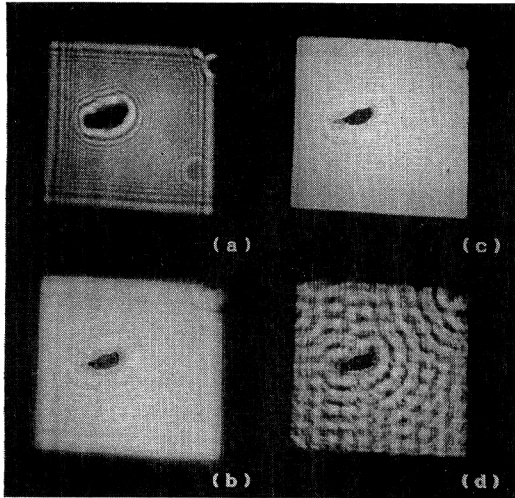


Fig. 4 (a) shows an X-ray hologram of HeLa cell. (b) is the reconstructed image by only the inverse Fresnel transform. (c) is the reconstructed image obtained after 500 iterations, using the constraint of the square object space. (d) shows the reconstructed image after 500 iterations without the object space constraint.

がほとんどなくなり HeLa 細胞の構造が再生されていることがわかる。Fig. 4 (d) は物体の存在領域制限を行わずに再生した結果であり、HeLa 細胞の構造は再生されているが強いアーティファクトが現れている。

本実験により、開口マスクを用いて X 線ホログラムを撮影し、物体の存在領域を拘束条件として用いることにより、直接透過像や共役像の影響を抑制して良好な再生像が得られることを確認することができた。

5. ま と め

X 線ホログラムの再生は非線形逆問題であるが、物体の吸収率が小さい場合には線形システムとしてモデル化できることから、連続-離散モデルに基づく線形逆問題の解析手法を用いて物体の存在領域を制限して再生する手法の効果と物体面に開口マスクを用いる影響について検討を行った。その結果、開口マスクを用いることによる再生像の劣化は小さく、開口内に物体の存在領域を制

限することが像再生に対して有効であることが明らかになった。さらに、この拘束条件をフレネル反復法に適用することで、直接透過像や共役像の影響を抑制した良好な画像が得られることをシミュレーションおよび実験結果により示した。

文 献

- 1) 篠原邦夫: "軟 X 線顕微鏡の生物応用", 放射光, **6** (1993) 1-12.
- 2) 富江俊尚, 清水秀明, 眞島利和, 金山敏彦, 山田雅弘: "X 線顕微鏡とその応用", 応用物理, **61** (1992) 682-689.
- 3) 篠原邦夫: "レーザープラズマ X 線による生体の観察", レーザー研究, **20** (1992) 46-54.
- 4) D. Gabor: "A new microscopic principle," Nature (London), **161** (1948) 777-778.
- 5) 菊田惺志: "X 線ホログラフィ", 応用物理, **41** (1972) 1035-1038.
- 6) S. Aoki and S. Kikuta: "X-ray holographic microscopy," Jpn. J. Appl. Phys., **13** (1974) 1385-1392.
- 7) C. Jacobsen, M. Howells, J. Kirz and S. Rothman: "X-ray holographic microscopy using photoresists," J. Opt. Soc. Am. A, **7** (1990) 1847-1861.
- 8) I. Kodama, M. Yamaguchi, N. Ohyama, T. Honda, K. Shinohara, A. Ito, T. Matsumura, K. Kinoshita and K. Yada: "Image reconstruction from in-line X-ray hologram with intensity distribution constraint," submitted to Opt. Commun.
- 9) J.L. Haruis: "Diffraction and resolving power," J. Opt. Soc. Am., **54** (1964) 931-936.
- 10) N. Ohyama and H. H. Barrett: "A proposal of generalized analytic reconstruction from discrete samples," *Signal Recovery and Synthesis IV*, New Orleans, Louisiana (1992) pp. 105-107.
- 11) L. Onural and P. D. Scott: "Digital decoding of in-line holograms," Opt. Eng., **26** (1987) 1124-1132.
- 12) 大山永昭: "特異値分解手法による線形逆問題の解析", Med. Imaging Technol., **8** (1990) 544-548.
- 13) D. S. Gilliam, J. R. Lund and C. R. Vogel: "Quantifying information content for ill-posed problems," Inverse Probl., **6** (1990) 725-735.
- 14) G. Liu and P. D. Scott: "Phase retrieval and twin-image elimination for in-line Fresnel holograms," J. Opt. Soc. Am. A, **4** (1987) 159-165.
- 15) J. R. Fienup: "Phase retrieval algorithms: a comparison," Appl. Opt., **26** (1982) 2758-2770.
- 16) K. Shinohara, A. Ito, H. Nakano, I. Kodama, T. Honda, T. Matsumura and K. Kinoshita: "X-ray holographic microscopy of biological specimen with electronic zooming tube," manuscript under preparation.