



展 TENBO 望

実効原子番号 Z_{eff} を可視化する 新しい X 線イメージング法



米山 明男
Yoneyama Akio

((株)日立製作所中央研究所)



竹谷 敏
Takeya Satoshi

(産業総合技術研究所
計測フロンティア部門)



兵藤 一行
Hyodo Kazuyuki

(高エネルギー加速器研究
機構物質構造科学研究所)



武田 徹
Takeda Tohoru

(北里大学医療衛生学部)

1 はじめに

見ることのできない謎の光“X”から名付けられたX線は、物質との相互作用が小さく、物体を透過する能力が極めて高いことが大きな特徴である。レントゲンやX線CTはこの特徴を生かして、物体内部を非破壊に観察する方法として、医療診断から空港のセキュリティーチェックに至る様々な分野で幅広く利用されている。この方法で得られる画像は、被写体の密度と厚さを反映した濃淡を示し、形状や内部構造を鮮明に描出することができる。しかし、被写体がどのような元素（例えば、鉄なのかあるいは銅なのか）で構成されているか、その元素の種類を検出することはできなかった。

X線の強度を“100カウント”などと表現するように、一般にX線を粒子として扱うことが多いが、波長が極めて短い光（電磁波）でもあり、“波”としての性質も持ち合わせている。そして、波として捉えた場合、被写体を透過す

る時に波の大きさ（振幅あるいは強度）と、波の位置（位相）が同時に変化することになる。それぞれの変化量は被写体の屈折率（実部と虚部）と厚さの積に依存するが、両者の比率は元素の種類（原子番号 Z ）に依存した固有の値となる。したがって、両変化を検出することで、被写体が単一の元素で構成されている場合は元素の種類を、複数の元素で構成されている場合は平均的な原子番号（実効原子番号 Z_{eff} ）を求めることが可能になる^{1,2)}。

X線の位相変化（位相シフト）は直接的には検出することができないため、X線光学素子などを用いて強度に変換して検出する必要がある。変換方法として、単結晶のX線干渉計を用いるX線干渉法³⁾、X線回折を用いる屈折コントラスト法⁴⁾、フレネル回折を用いる伝搬法⁵⁾、タルボ干渉計を用いるタルボ干渉法⁶⁾などが開発されている。X線干渉法は位相シフトを直接強度に変換しており、位相シフトの空間微分を変換しているほかの方法に比べて感度が

高いという特徴がある。そこで、筆者らは本法に着目し、イメージングシステムの開発⁷⁾と、位相シフトを画像化する位相イメージング法への適用を進めてきた。位相シフトを与える散乱断面積は強度の変化を与える散乱断面積に比べて1,000倍以上大きいという特徴があり、軽元素で構成された生体軟部組織や有機材料でも高精細に描出できる。これまでに、小動物の各種臓器の無造影かつ高精細な三次元観察⁸⁾、アルツハイマー病モデルマウス脳内に蓄積した β アミロイドの無造影観察⁹⁾、及び南極古水中に含まれるエアハイドレートの低温下での観察¹⁰⁾などを行っている。

本研究では、前記の高感度なX線干渉法を利用して取得した吸収像と位相シフト像から、実効原子番号を算出する新しいX線イメージング法 (Z_{eff} イメージング法) の開発を行った¹¹⁾。以下、本法の原理、イメージングシステムの概要、金属箔を対象とした試用実験の結果について紹介する。

2 原理

図1に示すようにX線が被写体を透過すると、強度の減少 ΔI ($=I/I_0$)と位相のシフト p が同時に生じる。それぞれの変化量は、被写体の複素屈折率の虚部 δ 及び実部 β と、被写体の厚さ t の積で与えられるため、 ΔI あるいは p の像、すなわちレントゲン像や位相分布像だけでは厚さと密度を区別することができない。例えば、厚さ1 mmのアルミ板と、厚さ0.03 mmの銅板ではエネルギー20 keVのX線に対して同じ濃淡の吸収像となるので、両者を区別することができない。

この問題の解決方法として、両者の比 ($r = -2p/\ln(\Delta I)$) について着目すると、厚さ t は打ち消されて、複素屈折率の実部 δ と虚部 β だけの関数

$$r = \frac{\delta}{\beta} = -\frac{2p}{\ln(\Delta I)} \quad (1)$$

となり、さらに比 r は元素ごとに固有の値を持つ。図2はX線のエネルギー17.8, 35, 及び52 keVにおける各元素の比 r を計算した結果である。吸収が急激に変化する元素より小さい原子番号の元素 (例えばエネルギー17.8 keVに対しては原子番号40以下) では、比 r は原子番号と1:1に対応しており、指数関数の近似式

$$Z = a \times r^b \quad (2)$$

により比 r から原子番号 Z を一意に算出可能なことが分かる。ここで a と b はX線のエネルギーに依存した定数であり、17.8 keVの場合

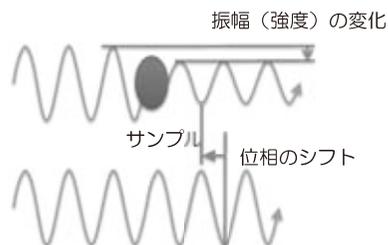


図1 被写体によるX線の変化
X線は波長の短い電磁波であり、振幅(強度)の減少に加えて位相もシフトする

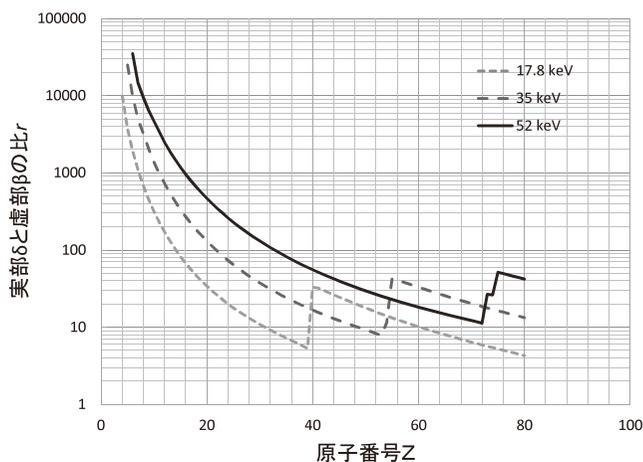


図2 X線の各エネルギーにおける原子番号と比 r の関係
原子番号 Z と比 r は1:1に対応しており、 r から Z を一意に求めることができる

$a=88.4$, $b=-0.347$ となる。また、被写体が化合物や混合物で、複数の元素で構成されている場合は、前記近似式により

$$Z = a \times Z_{\text{eff}} = {}^{2.94} \sqrt{\sum_i f_i Z_i} \quad (3)$$

で定義される平均的な原子番号(実効原子番号)¹²⁾を求めることになる(f_i はサンプルを構成する元素の電子総和に対する*i*番目の元素の電子数比であり、 Z_i は*i*番目の元素の原子番号である)。以上が Z_{eff} イメージング法の原理である。

3 イメージング装置

図3にSkew-symmetric結晶分離型X線干渉計¹³⁾と呼ばれるX線干渉計の模式図を示す。本干渉計は、2枚の薄い結晶歯を持った2個の結晶ブロックから構成されており、可視光領域のマッハツェンダー型干渉計と同様に機能する。S歯に入射したX線はラウエケースと呼ばれるX線回折により、透過(参照波)と回折(物体波)の2本のビームに分割される。それぞれのビームはM1歯及びM2歯で再度回折された後、A歯で重ね合わされ、2本の干渉ビームを形成する。物体波の光路に設置した被写体によって生じた位相シフトは、波の重ね合わせにより干渉ビームの強度変化となって現れる。したがって、干渉ビームの強度変化から、位相シフトを求めることができる。また、参照波の光路を鉛などの遮蔽板によって遮蔽すると、A歯における干渉現象はなくなり、物体波だけ、すなわち被写体のレントゲン像だけがA歯から出射されることになる。このため、遮蔽板の有無だけで Z_{eff} イメージング法で必要な吸収と位相の像を取得することができる。

前記干渉計を利用したイメージングシステム

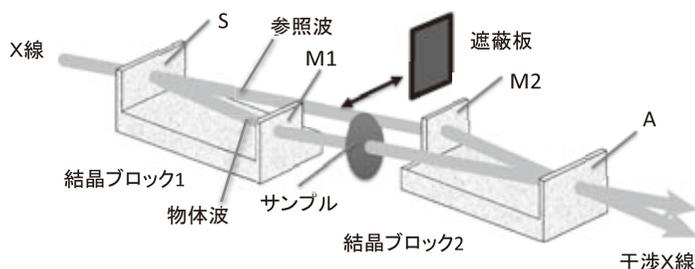


図3 結晶分離型X線干渉計
各結晶歯はX線に対してハーフミラーとして機能し、干渉計を構成している

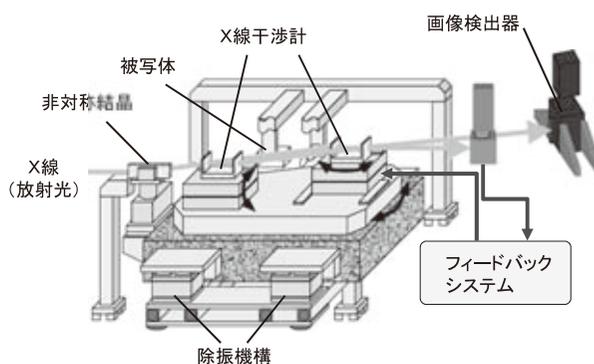


図4 位相コントラストイメージングシステム
除振機構やフィードバックシステムにより、サブnradの安定性を確保し、高感度な位相イメージングを実現している

表1 イメージングシステムの主な仕様

| | |
|----------|--|
| X線のエネルギー | 17~35 keV |
| 観察視野 | 60×40 mm at 17 keV 35×40 mm at 35 keV |
| 空間分解能 | 約40 μm |
| 測定時間 | 投影像: 10秒 三次元像: 5分~3時間 |
| 密度分解能 | 約0.7 mg/cm ³ (測定時間3時間) |

の概要を図4に、主な仕様を表1に示す。本システムに入射したX線は、干渉計の上流に配置した非対称結晶により横方向に数倍拡大された後、X線干渉計に入射する。干渉計によって形成された干渉ビームの一方は画像検出器で検出され、他方は干渉計の結晶ブロック間の位置

調整を行うフィードバック機構の検出器で検出される。X線干渉計を機能させるためには、X線の波長オーダー（0.1 nm 以下）の精度で各結晶歯の位置、すなわち結晶ブロック間の位置を安定化する必要がある。このため、干渉計を搭載するステージには、固体滑り機構を採用して機械的な剛性の向上を図ると同時に、除振機構や防音フード等により外部環境からの影響を遮断している。また、駆動機構として圧電素子を使用し、0.1 nm 以下の位置決め精度を実現している。さらに、フィードバック機構により、数時間以上にわたる温度ドリフトを抑制し、長時間にわたる安定性（角度安定性 0.05 nrad、光路差で 5 pm に相当）を確保している¹⁴⁾。画像検出器には、蛍光板で変換された可視光をレンズ系により CCD 撮像素子上に集光するレンズカップリング式の検出器を用いた。蛍光板は厚さ 30 μm の $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ 、CCD は画素数 4,096 \times 4,096、画素細部 9 μm の冷却 CCD である。

現在、本システムは茨城県つくば市の高エネルギー加速器研究機構放射光施設のビームライン BL14C に常設されている。本ビームラインの光源は世界で唯一の縦型ウイグラーであり、縦方向に発散した非常に強い高いエネルギーの X 線（放射光）を利用することができる。本システムはこの縦発散という特徴を最大限活用することによって前記の極めて高い精度の安定性を確保し、世界最高レベルの高感度なイメージングを実現している。

4 観察結果

エネルギー 17.8 keV の放射光を利用して、

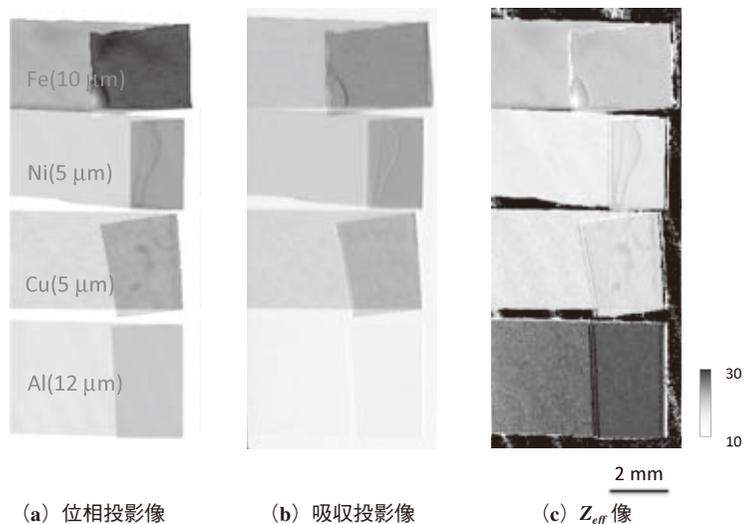


図 5 金属箔の観察結果

Z_{eff} 像の濃淡は原子番号に対応し、Ni と Cu に関しては、元素種を判定可能

前記システムにより金属箔を対象とした試用観察を行った結果を図 5 に示す¹⁵⁾。(a) が位相投影像、(b) が Pb 板により参照波の光路を遮蔽して取得した吸収投影像、(c) が両像から (1) 及び (2) 式を用いて算出した Z_{eff} 像である。また、金属箔の種類と厚さは上から厚さ 10 μm の鉄、5 μm のニッケル、5 μm の銅、12 μm のアルミの順である。(a) や (b) の像では、厚さと密度の違いを区別できないために、どの箔がどの金属であるか当然のことながら判別できない。一方、(c) の Z_{eff} 像でも濃淡が異なるが、原子番号 Z の濃淡を示すことから金属の種類が異なっていることが分かる。各箔における平均的な Z_{eff} 値はアルミ、鉄、ニッケル、銅の順にそれぞれ 16.4、25.4、27.9、28.8 であった。ニッケルと銅については、理論値 (28 と 29) の差は 5% 以内であり、元素の種類も同定可能なことが分かる。なお、折り曲げて厚さを 2 倍にした右端の領域においても 1 重の領域とほぼ同じ濃淡になっており、原理通りに厚さの影響が打ち消されていることが分かる。

5 まとめと今後の展望

高感度に位相シフトを検出可能な X 線干渉法を用いて実効原子番号を可視化する Z_{eff} イメージング法を開発した。金属箔を対象とした試用観察において、濃淡が原子番号に正しく対応した Z_{eff} 像を取得することができた。さらに、ニッケル及び銅の Z_{eff} 値は理論値と 5% 以内で一致し、元素の種類も同定可能であった。本技術により、各種材料の簡易的な組成分析や、酸化などの経時変化の動的な観察などが可能になると期待される。また、生体観察においては、各種病変部位において単に密度が変化しているのか、あるいは元素組成が変化しているのかを区別することが可能になると期待される。

【謝辞】

本研究における放射光を用いた測定は高エネルギー加速研究機構放射光施設の G 型課題 2012G148 及び 2013G584 の下で行った。

参考文献

- 1) Qi, Z., Zambelli, J., and Chen, G.H., *Phys Med Biol.*, **55**, 2669 (2010)
- 2) Mukaide, T., Watanabe, M., Takada, K., Iida, A., Fukuda, K., and Noma, T., *Appl. Phys. Lett.* **98**, 111902 (2011)
- 3) Momose, A. and Fukuda, J., *Med. Phys.*, **22**, 375 (1995)
- 4) Davis, T.J., Gao, D., Gureyev, T.E., Stevenson, A.W., and Wilkins, S.W., *Nature*, **373**, 595 (1995)
- 5) Snigirev, A., Snigirev, I., Kohn, V., Kuznetsov, S., and Schelokov, I., *Rev. Sci. Instrum.*, **66**, 5486 (1995)
- 6) Momose, A., Kawamoto, S., Koyama, I., Hamaishi, Y., Takai, K., and Suzuki, Y., *Jpn. J. Appl. Phys.*, **42**, L866 (2003)
- 7) Yoneyama, A., Takeda, T., Tsuchiya, Y., Wu, J., Lwin, T.T., Koizumi, A., Hyodo, K., and Itai, Y., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, **A 523**, 217 (2004)
- 8) Yoneyama, A., Takeda, T., Tsuchiya, Y., Wu, J., Lwin, T.T., and Hyodo, K., *AIP Conference Proceedings*, **705**, 1299 (2004)
- 9) Noda-Saita, K., Yoneyama, A., Shitaka, Y., Hirai, Y., Terai, K., Wu, J., Takeda, T., Hyodo, K., Osakabe, N., Yamaguchi, T., and Okada, M., *Neuroscience*, **138**, 1205 (2006)
- 10) Takeya, S., Honda, K., Yoneyama, A., Hirai, Y., Okuyama, J., Hondoh, T., Hyodo, K., and Takeda, T., *Rev. Sci. Instrum.*, **77**, 053705 (2006)
- 11) Yoneyama, A., Hyodo, K., and Takeda, T., *Appl. Phys. Lett.*, **103**, 204108 (2013)
- 12) Spiers, F.W., *Br. J. Radiol.*, **19**, 52 (1946)
- 13) Becker, P. and Bonse, U., *J. Appl. Cryst.*, **7**, 593 (1974)
- 14) Yoneyama, A., Nambu, A., Ueda, K., Yamada, S., Takeya, S., Hyodo, K., and Takeda, T., *J. Phys.: Conference Series*, **425**, 192007 (2013)
- 15) 米山明男, 竹谷敏, 兵藤一行, 武田徹, 応用物理, in press (2014)