

結晶 X 線干渉計を用いた Z_{eff} イメージング法の開発

米山明男

株式会社製作所研究開発グループ 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪 1-280

馬場理香

株式会社製作所研究開発グループ 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪 1-280

竹谷 敏

産業技術総合研究所 物質計測標準研究部門 精密結晶構造解析グループ

〒305-8565 茨城県つくば市東 1-1-1 中央第五

兵藤一行

高エネルギー加速器研究機構物質構造科学研究所 〒305-8565 茨城県つくば市大穂 1-1

武田 徹

北里大学医療衛生学部 〒252-0373 神奈川県相模原市南区北里 1-15-1

要旨

結晶 X 線干渉計を用いて測定した位相と吸収コントラスト像から、被写体の平均的な原子番号（実効原子番号：effective atomic number, Z_{eff} ）を可視化する Z_{eff} イメージング法を開発した。単色放射光を用いてアルミ、鉄、ニッケル、及び銅の各金属箔を対象とした試用観察を行った結果、各金属の原子番号に対応した濃淡を示す Z_{eff} コントラスト像の取得に成功した。また、ニッケル及び銅の Z_{eff} 値は誤差 5% 以内で各原子番号と一致し、単一元素で構成された被写体であれば、元素の種類を同定可能であることがわかった。

1. はじめに

X 線の大きな特徴の一つは、電子線や可視光に比べて物質に対する透過能が極めて高いことである。この特徴を活かして、レントゲンや X 線 CT は被写体内部を非破壊に観察する方法として、医療診断から製品検査まで様々な分野で幅広く利用されている。本法で得られる画像は被写体の線吸収係数に対応した濃淡を示し、外形や内部構造など吸収の異なる各領域を鮮明に可視化することができる。しかし、被写体がどのような元素で構成されているのか、元素組成に関する情報を得ることができず、蛍光 X 線分析等の他手法との併用が必要であった。

X 線は波長の短い電磁波であり、被写体を透過する際に吸収による振幅の変化に加えて、位相の変化（位相シフト）も生じる。前者は被写体の持つ複素屈折率の虚部に、後者は実部に比例した量であり、その比は各元素ごとに固有の値を持つ。したがって、吸収及び位相コントラスト像を計測し、被写体像上の同一位置における吸収と位相シフトの比を計算することによって、平均的な原子番号（実効原子番号：effective atomic number (Z_{eff})) を濃淡とする像 (Z_{eff} イメージング) を得ることができる。これまでに本原理に基づき、X 線用回折格子を用いたタルボ干渉計やマイクロビーム走査型 X 線顕微鏡を用いた測定が行わ

れ、各種ポリマーの実効原子番号像やその分布の可視化が行われている^{1,2)}。

硬 X 線領域において位相シフトを検出する方法として、上記タルボ干渉法³⁾や屈折コントラスト法⁴⁾に加えて、単結晶の X 線光学素子から構成された X 線干渉計を利用する X 線干渉法⁵⁾、波の伝搬によって形成されたフレネル干渉縞から求める伝搬法⁶⁾などが開発されている。このうち、X 線干渉法は位相シフトそのものを検出する唯一の方法であり、タルボ干渉法や屈折コントラスト法など位相シフトの空間微分量を検出している方法に比べて、数倍以上高い感度で位相シフトを検出することができる^{7,8)}。著者らはこの高感度な X 線干渉法に着目し、バイオメディカルやマテリアルイメージングへの適用を目的として、大視野で安定した撮像に資するイメージングシステムの開発を行ってきた^{9,10)}。現在、高エネルギー加速研究機構放射光施設 (KEK PF) のビームライン BL14C で最大観察視野 50 mm × 35 mm のシステムが稼働しており¹¹⁾、がんと正常組織の無造影での識別¹²⁾、アルツハイマー病モデルマウスから摘出した脳内に分布する β アミロイドの可視化と定量的な解析¹³⁾、低温下におけるメタンハイドレートの観察と自己保存効果の解明¹⁴⁾、リチウムイオンバッテリーのオペランド観察¹⁵⁾などを行っている。

本稿では本 X 線干渉法を用いて位相シフトを検出する Z_{eff} イメージング法について、その原理と X 線干渉計を用いたイメージングシステムについて概説した後、金属箔を対象として本イメージング法を試用した結果¹⁶⁾について紹介する。

2. Z_{eff} イメージングの原理

従来の吸収イメージング法は被写体の形態観察には優れているが、構成元素に関する情報を得ることはできない。この問題を解決する方法として、異なるエネルギーの X 線で取得した複数の画像から計算によって元素情報を得るデュアルエネルギー X 線 CT と、位相と吸収の画像から情報を得る Z_{eff} イメージング法が現在開発されている。前者は X 線の各エネルギーに対して吸収係数の変化率が元素毎に異なることを利用する方法で、医療用 CT やセキュリティチェック用検査装置への適用が進められている。これまでにエネルギーの変更方法として、X 線管に印加する電圧を高速にスイッチングする方法などが開発され、造影剤であるヨウ素を強調した画像などが取得されている。一方、後者は位相シフトと吸収係数の比が元素毎に固有の値を持つことを利用する方法で、同一の X 線エネルギーを用いて計測を行うことができる。以下、本法の原理について概説する。

X 線に対する被写体の複素屈折率を

$$n = 1 + \delta + i\beta \quad (1)$$

として実部 δ と虚部 β を用いて表した場合、被写体を透過する際に吸収によって生じる X 線の強度変化 $\ln(I/I_0)$ は

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu t = -\frac{4\pi}{\lambda}\beta t \quad (2)$$

で与えられる。ここで、 I_0 と I はそれぞれ入射 X 線及び被写体を透過した X 線の強度、 t は被写体の厚さ、 λ は X 線の波長、 μ は線吸収係数である。一方、被写体によって生じる位相シフト Δp は

$$\Delta p = \frac{2\pi\delta t}{\lambda} \quad (3)$$

で与えられる。このため、両式を用いて強度変化と位相シフトの比 r を計算すると

$$r = \frac{2\Delta p}{\ln(I/I_0)} = \frac{\delta}{\beta} \quad (4)$$

となり、厚さや波長の項が打ち消されて、屈折率の虚部と実部の単純な比になる。

実部 δ と虚部 β は、原子番号 Z 、原子散乱因子の異常分散項の実部 f' と虚部 f'' 、古典電子半径 r_e 、単位体積中に含まれる i 種元素の数 n_i を用いて

$$\begin{aligned} \delta &= \frac{\lambda^2 r_e}{2\pi} \sum_i n_i (Z_i + f'_i) \\ \beta &= \frac{\lambda^2 r_e}{2\pi} \sum_i n_i (-f''_i) \end{aligned} \quad (5)$$

と表すことができる。したがって、最終的に比 r は (4) と (5) 式から

$$r = \frac{\delta}{\beta} = \frac{\sum_i n_i (Z_i + f'_i)}{\sum_i n_i (-f''_i)} \quad (6)$$

となる。ここで、 Z 、 f' 及び f'' とともに各元素に固有の値を持つので、その比 r も元素の種類に依存した固有の値となる。すなわち、吸収と位相イメージングで得られた像の同一位置における比 r を計算することによって、元素に関する情報を得ることができる。

Fig. 1 は X 線のエネルギー 17.8, 35, 50 keV において、各原子番号 Z に対する比 r を計算した結果である。吸収端を跨がない領域では原子番号 Z と比 r が 1:1 に対応し、 r から一意に原子番号を算出可能なことがわかる。原子番号 Z と r の関係を指数関数

$$Z = ar^{-b} \quad (7)$$

で近似すると X 線の各エネルギーにおける定数は Table 1 のようになり、誤差 1% 以下で r から Z を求めることがで

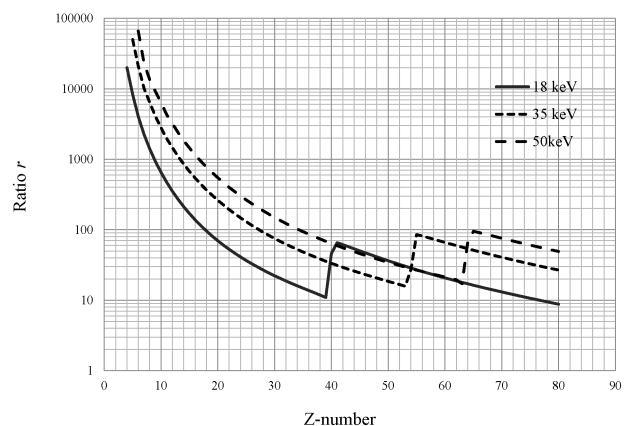


Fig. 1 Calculated ratios r of each atomic number (Z) for 18-, 35-, and 50 keV X-rays. Z -number can be obtained uniquely from r in energy region lower than absorption edge.

Table 1 Each constant of approximation

X-ray energy	a	b
17.8 keV	88.42	-0.347
35 keV	121.33	-0.322
50 keV	142.88	-0.311

きる。

被写体が混合物や化合物など複数の元素から構成されている場合には、上記によって比 r から得られる値は被写体に含まれている物質の平均的な原子番号として

$$Z_{\text{eff}} = 2.94 \sqrt{\sum_i f_i Z_i^{2.94}} \quad (8)$$

で定義される実効原子番号 Z_{eff} が得られる¹⁷⁾。ここで、 f_i は各元素の原子数、 Z_i は各元素の原子番号である。このため、主構成元素が未知の場合、本法では元素の種類までは同定することができない。しかし、錆びの進行など酸化の状態や、構成元素の変化を伴う劣化の経時的な変化や空間的な分布を可視化することは可能であり、組成元素の変化という全く新しい指標に基づく各種の評価法として期待できる。

3. 結晶 X 線干渉計を用いたイメージングシステム

結晶 X 線干渉計は、単結晶から切り出した X 線光学素子の X 線回折を利用して、入射 X 線の分割・反射・結合を行うマッハ・ツェンダー型の振幅分割の干渉計である。初期の干渉計は全ての光学素子が 1 個の結晶ブロック上に形成された構造（一体型干渉計）であったが（Fig. 2(a)）、大視野化と試料スペース拡大のために現在は Fig. 2(b) に示

すような 2 個の結晶ブロックから構成された分離型干渉計が利用されている。入射 X 線は結晶ブロック 1 の 1 枚目の歯（スプリッター）でラウエケースの X 線回折により物体波と参照波に分割され、ブロック 1 の 2 枚目の歯（ミラー 1）、及びブロック 2 の 1 枚目の歯（ミラー 2）で同様の X 線回折により向きを変え、ブロック 2 の 2 枚目の歯（アナライザ）で重ね合わされて 2 本の干渉ビームを形成する。物体波の光路中に被写体を設置すると、被写体によって生じた位相シフトが波の重ね合わせによって出射される干渉ビームの強度変動となって現れる。このため、干渉ビームの強度変化から逆に被写体によって生じた位相シフトを求めることができる。なお、分離型 X 線干渉計を動作させるためには、X 線の波長オーダーで光学素子である結晶ブロック間の位置を安定化する必要がある。

Fig. 2(b) に示した構成では、ブロック間の相対的な回転（ θ 回転）を 0.01 nrad という極めて高い精度で保持する必要がある。このため、以下に概説するイメージングシステムでは様々な機構を採用することによって、この安定性を実現している。

Fig. 3 に上記分離型 X 線干渉計を用いたイメージングシステムの模式図を示す。本システムは、ビーム拡大用非対称結晶、X 線干渉計、同干渉計用位置決めステージ、サンプルステージ、位相板ステージ、画像検出器、及びフィードバック機構から主に構成されている。現在、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 に常設されており、垂直ウィグラーから放射された縦に広がった X 線を 2 結晶分光器で単色化し、非対称結晶により横方向に 5~10 倍（エネルギーに依存）に拡大した後、干渉計に入射している。干渉計で形成された 2 本の干渉ビームのうち、像鮮明度（Visibility）の高いビームは測定用の画像検出器で検出し、他方は後述するフィードバック機構で干渉計の安定化に利用している。

干渉計の安定した動作に不可欠な 0.01 nrad の回転位置決め精度は、(1)ステージ群を可能な限りシンプルな構成に

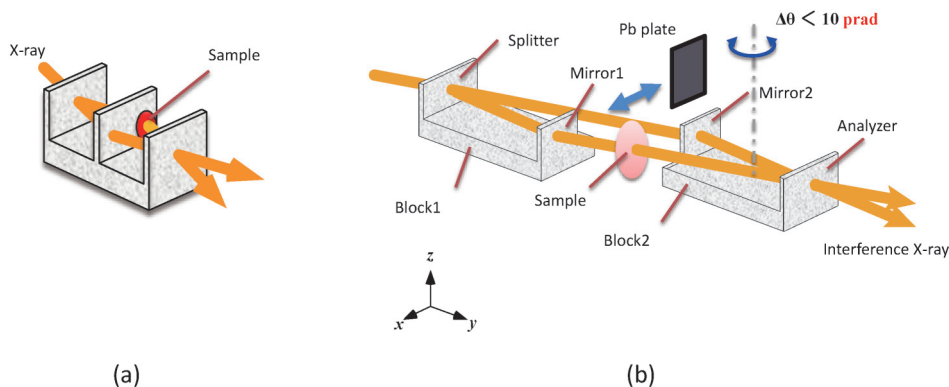


Fig. 2 (Color online) Schematic view of monolithic (a) and two-crystal X-ray interferometer (b). Large field of view can be obtained by using two-crystal interferometer, however, 0.01 nrad rotational accuracy between blocks is required for operation.

することで可動部を少なくして機械的な剛性を向上し、(2) 固体滑り機構と圧電素子を採用することで極微小な回転制御を行い、(3) アクティブサスペンションの除振機構により床からの振動を低減し、(4) 二重の防音フードを設けることで音による振動を減少させることにより実現している。また、長時間にわたる安定性を確保するために、フィードバック機構を設けている。本機構では、結晶ブロック間の θ 回転が干渉像に現れている縞の動きとなって現れることを利用して、その動きを打ち消すように θ 回転用圧電素子の電圧を制御している。以上の対策により、本システムにおける位相の変動は $\pi/20$ (角度換算 30 prad) 以下という極めて高い精度で安定化できている^{18,19)}。

放射光は一般的に横方向に発散したビームであり、縦方向にも大きな視野を確保するためには非対称結晶等により X 線を上下方向に拡大する必要がある。この場合、後段の X 線干渉計の配置も視野を確保するためには Fig. 3 から 90 度回転した構成にする必要があり、精密な回転位置決めが必要な軸が水平方向を向くことになってしまう。この場合、重力の影響が大きく、 0.01 prad の位置決め安定性の確保は非常に困難になる。一方、本イメージングシステムが常設されている BL14C の光源は世界で唯一の垂直ウィグラーであり、出射されるビームは縦方向に発散している。このため、Fig. 3 のように X 線を水平面内で展開することが可能で、干渉計の回転軸も重力の影響を受けない垂直方向とすることができ、 10 prad の極めて高い安定性を実現できている。

4. 金属膜の観察結果

上記システムを用いて、アルミや銅など各種の金属箔を対象とした試用観察を行った。X 線のエネルギーは 17.8 keV とし、非対称結晶にはオフセット角 6 度の Si 結晶

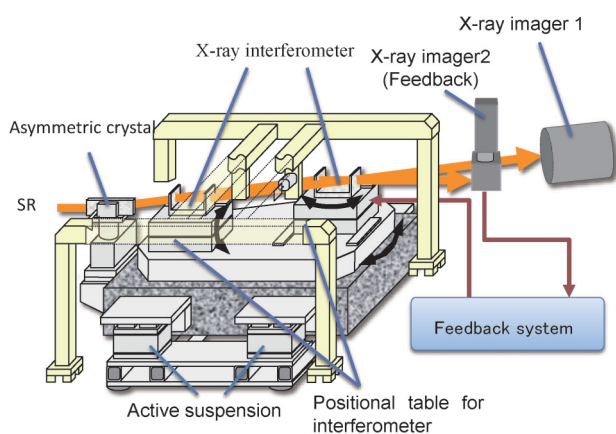


Fig. 3 (Color online) Schematic view of imaging system fitted with two-crystal X-ray interferometer. 0.01 nrad accuracy was achieved by increasing mechanical rigidity, feedback system suppressing drift rotation, and active air suspension.

(回折面 Si(220)) を用いた。また、干渉像の測定には、入射 X 線を蛍光体で可視光に変換し水冷の高感度 CCD で検出するレンズカップリング方式の X 線画像検出器を使用した。蛍光体は厚さ 30 ミクロン の GOS, CCD の画素サイズは 9 ミクロン , 画素数 4096×4096 , レンズ系の倍率は $1:1$ である。なお、本測定では 2×2 画素を 1 画素として取り扱う Binning を用いたので、画素サイズは 18 ミクロン になる。位相シフトの定量的な測定には、位相シフタ (Fig. 3) により位相を $2\pi/n$ ステップで走査し、得られた複数の干渉像から計算によって各画素における位相シフト量を求める縞走査法を用いた。本測定では走査ステップ数を 3 とし、各干渉像の露光時間を 5 秒とした。また、吸収像は厚さ 3 mm の鉛板で参照波を遮蔽し、露光時間 15 秒で測定した (Fig. 2(b) 参照)。参照波を鉛板等によって遮蔽すると、干渉ビームは形成されずに被写体を透過した物体波だけとなり、吸収像をそのまま測定することができる。このため、被写体や光学素子を移動することなく、同じ位置かつ同じ角度から投影した吸収像を得ることができる。

被写体には、厚さ 15 ミクロン のアルミ、厚さ 10 ミクロン の鉄、厚さ 5 ミクロン のニッケル、及び厚さ 5 ミクロン の銅を用いた。各箔のサイズは横 15 mm , 縦 5 mm で、縦方向に一列に並べて物体波の光路に設置した。また、Z 像では厚さ t が打ち消されることを確認するために、右端は折り曲げることにより厚さを 2 倍にした。

上記条件の測定で取得した位相像 (位相シフトの空間分布) と吸収像を Fig. 4(a) 及び (b) に示す²⁰⁾。上から鉄、ニッケル、銅、アルミの順であり、位相像ではアルミだけでなく銅やニッケルのような原子番号の大きな元素についても、吸収像よりも高感度に表面の凸凹などを可視化できていることがわかる。Fig. 4(c) は (a) と (b) の各画素について比 r を求め、さらに (7) 式により算出した実効原子番号を濃淡とした像 (Z_{eff} 像) である。各金属箔の濃淡が原子番

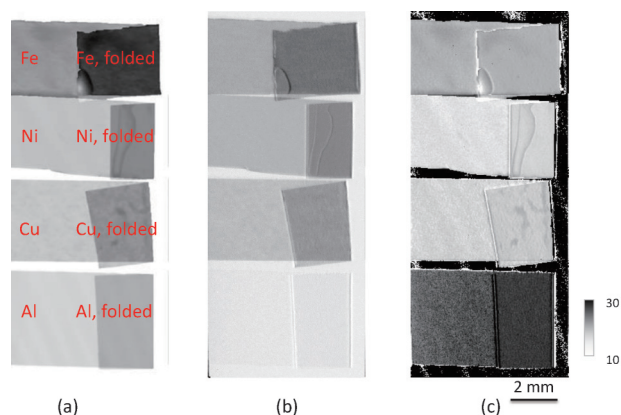


Fig. 4 (Color online) Obtained images of metal foils: (a) phase-map, (b) absorption map, and (c) Z_{eff} image. The average Z_{eff} values of nickel and copper foil agree with Z-number within 5%, which is high enough to identify elements.

Table 2 Measured Z_{eff} value and atomic number (Z) of each metal foil

	Measured (Z_{eff})	Atomic number
Aluminum	14.6	13
Iron	25.4	26
Nickel	27.9	28
Copper	28.8	29

号に正しく対応し、アルミ、鉄、ニッケル、銅の順に明るくなっていることがわかる。また、折り曲げて二重にした領域においても濃淡はほとんど変化していないことから、 Z_{eff} 値は理論通りに被写体の厚さに無関係になっていることがわかる。

Table 2 には各金属箔の測定値と理論値を示す。銅とニッケルに関して、測定値は理論値と誤差 5% 以内で一致しており、単一元素で構成された被写体であれば、元素の種類を同定可能な精度であることがわかる。なお、元素番号が小さいほど差が大きくなっているが、この原因としてアルミなどでは吸収が小さく、線吸収係数の検出誤差が大きいためと考えられる。

5. まとめと今後の展望

X 線干渉法を用いて計測した吸収と位相コントラスト像から、被写体の実効原子番号を可視化する Z_{eff} イメージング法を新たに開発した。KEK PF BL14C においてエネルギー 17.8 keV の単色放射光を用いて、金属箔を対象とした試用イメージングを行った結果、各元素の原子番号に対応した濃淡を示す Z_{eff} 像の取得に成功した。また、ニッケル及び銅の Z_{eff} 値は理論値と誤差 5% 以内で一致しており、被写体が単一元素で構成されている場合は元素の種類まで同定できる精度であることがわかった。今後は Computed Tomography と組み合わせた 3 次元観察への適用を進めると同時に、生体等を対象とした各種試料への応用を検討する予定である。本法により材料開発や病気の診断において、被写体の元素組成変化という全く新しい指標に基づく各種の評価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実験は、高エネルギー加速器研究機構放射光施設の G 型課題 2012G148, 及び 2013G584 のもとで実施した。

参考文献

- 1) Z. Qi, J. Zambelli and G.H. Chen: *Phys Med Biol.* **55**, 2669 (2010).
- 2) T. Mukaide, M. Watanabe, K. Takada, A. Iida, K. Fukuda and T. Noma: *Appl. Phys. Lett.* **98**, 111902 (2011).
- 3) A. Momose, S. Kawamoto, I. Koyama, Y. Hamaishi, K. Takai and Y. Suzuki: *Jpn. J. Appl. Phys.* **42**, L866 (2003).
- 4) A. Momose and J. Fukuda: *Med. Phys.* **22**, 375 (1995).
- 5) T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: *Nature* **373**, 595 (1995).
- 6) A. Snigirev, I. Snigirev, V. Kohn, S. Kuznetsov and I. Schelokov: *Rev. Sci. Instrum.* **66**, 5486 (1995).
- 7) A. Yoneyama, J. Wu, K. Hyodo and T. Takeda: *Med. Phys.* **35**, 4724 (2008).
- 8) A. Yoneyama, R. Baba, K. Hyodo and T. Takeda: *The European Congress of Radiology 2015*, C-0531.
- 9) A. Yoneyama, A. Momose, E. Seya, K. Hirano, T. Takeda and Y. Itai: *Rev. Sci. Instrum.* **70**, 4582 (1999).
- 10) A. Yoneyama, A. Momose, I. Koyama, E. Seya, T. Takeda, Y. Itai, K. Hirano and K. Hodo: *J. Synchrotron. Rad.* **9**, 277 (2002).
- 11) A. Yoneyama, T. Takeda, Y. Tsuchiya, J. Wu, T. T. Lwin, A. Koizumi, K. Hyodo and Y. Itai: *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **523**, 217 (2004).
- 12) A. Yoneyama, T. Takeda, Y. Tsuchiya, J. Wu, T. T. Lwin and K. Hyodo: *AIP Conference Proceedings* **705**, 1299 (2004).
- 13) 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).
- 14) S. Takeya, K. Honda, A. Yoneyama, K. Ueda, K. Hyodo, T. Takeda, H. Mimachi, M. Takahashi, T. Iwasaki, K. Sano, H. Yamawaki and Y. Gotoh: *J. Phys. Chem. C*, **115**, 16193 (2011).
- 15) 高松大郊, 米山明男, 平野辰巳: *KEK Proceedings 2014-9*, 31 (2014).
- 16) A. Yoneyama, K. Hyodo and T. Takeda: *Appl. Phys. Lett.* **103**, 204108 (2013).
- 17) F. W. Spiers: *Br. J. Radiol* **19**, 52 (1946).
- 18) 米山明男, 竹谷 敏, 兵藤一行, 上田和浩, 武田 徹: *顕微鏡* **46**, 71 (2011).
- 19) A. Yoneyama, A. Nambu, K. Ueda, S. Yamada, S. Takeya, K. Hyodo and T. Takeda: *J. Phys.: Conference Series* **425**, 192007 (2013).
- 20) 米山明男, 竹谷 敏, 兵藤一行, 武田 徹: *応用物理* **83**, 737 (2014).

著者紹介



米山明男

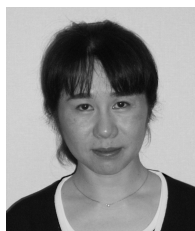
日立製作所研究開発グループ 主任研究員

E-mail: akio.yoneyama.bu@hitachi.com

専門：X線イメージング

【略歴】

1994年東京農工大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年日立製作所中央研究所に入社。2006年より現職。博士（学術）。



馬場理香

日立製作所研究開発グループ 主任研究員

E-mail: rika.baba.rh@hitachi.com

専門：医用画像処理学

【略歴】

1985年4月、京都大学農学部農業工学科入学。1989年3月、京都大学農学部農業工学科卒業。1991年3月、京都大学大学院農学研究科農業工学専攻修士課程修了。1991年4月、日立製作所中央研究所入所。2011年3月、東京工業大学大学院理工学研究科機械制御システム専攻博士課程修了。



竹谷 敏

国立研究開発法人産業技術総合研究所 物質計測標準研究部門 精密結晶構造解析グループ 主任研究員

E-mail: s.takeya@aist.go.jp

専門：X線回折

【略歴】

2000年北海道大学大学院地球環境科学研究科博士課程修了。同年より工業技術院・北海道工業技術研究所・資源エネルギー基礎工学部、研究員。2001年組織改編に伴い、産業界技術総合研究所・エネルギー利用研究部門、研究員。2004年、同研究所・計測フロンティア研究部門、研究員。2007年、同部門主任研究員。2015年より現職。2006年-2007年カナダ National Research Council Canada、客員研究員。



兵藤一行

高エネルギー加速器研究機構物質構造科学研究所 准教授

E-mail: kazuyuki.hyodo@kek.jp

専門：医学物理学

【略歴】

筑波大学大学院博士課程医学研究科修了後、高エネルギー物理学研究所勤務、組織改編を経て2012年より現職。



武田 徹

北里大学医療衛生学部 教授

E-mail: t.takeda@kitasato-u.ac.jp

専門：核医学

【略歴】

1985年筑波大学大学院医学研究科修了（医学博士）。同年筑波大学附属病院医員。1987年筑波大学臨床医学系講師。2004年筑波大学大学院人間総合科学研究科講師。2009年より現職。

Development of Z_{eff} imaging using X-ray crystal interferometer

Akio YONEYAMA Hitachi Ltd., 1-280 Higashikoigakubo, Kokubunji 185-8601, Tokyo, Japan

Rika BABA Hitachi Ltd., 1-280 Higashikoigakubo, Kokubunji 185-8601, Tokyo, Japan

Satoshi TAKEYA National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST),
Central 5, 1-1-1 Higashi, Tsukuba 305-8565, Japan

Kazuyuki HYODO High Energy Accelerator Research Organization,
1-1 Oho, Tsukuba 305-0801, Japan

Tohoru TAKEDA Allied Health Sciences and Graduate School of Medical Science, Kitasato University,
1-15-1 Kitasato, Minami-ku, Sagami-hara 252-0373, Japan

Abstract A novel elemental imaging using X-ray interferometry has been developed. An elemental map is calculable with the ratio of an absorption and phase-contrast image, since the atomic number of a single-element sample (effective atomic number (Z_{eff}) for a plural-element sample) corresponds to the ratio of the real to imaginary part of the complex refractive index. Several metal foils underwent feasibility observations by a imaging system fitted with two-crystal X-ray interferometer, providing accurate detection of intensity and phase-shift. The obtained Z_{eff} image shows that aluminum, iron, nickel, and copper foil were clearly distinguished, and nickel and copper's Z_{eff} coincide with ideal Z within 5%.