

# MONOCHROMATIC X-RAY IMAGING WITH SHORT EXPOSURE USING PARAMETRIC X-RAY SOURCE

Yasushi Hayakawa\*<sup>A)</sup>, Ken Hayakawa<sup>A)</sup>, Manabu Inagaki<sup>A)</sup>, Takao Kuwada<sup>B)</sup>, Keisuke Nakao<sup>A)</sup>,  
Kyoko Nogami<sup>A)</sup>, Toshiro Sakae<sup>B)</sup>, Isamu Sato<sup>C)</sup>, Yumiko Takahashi<sup>D)</sup>, Toshinari Tanaka<sup>A)</sup>

<sup>A)</sup>Laboratory for Electron Beam Research and Application (LEBRA), Nihon University,  
Narashinodai 7-24-1, Funabashi 274-8501

<sup>B)</sup>Department of Histology, Nihon University School of Dentistry at Matsudo,  
Sakaecho-Nishi 2-870-1, Matsudo 271-8587

<sup>C)</sup>Advanced Research Institute for the Sciences and Humanities, Nihon University,  
Goban-cho 12-5, Chiyoda-ku, Tokyo 102-8251

<sup>D)</sup>High Energy Accelerator Research Organization, KEK, Oho 1-1, Tsukuba 305-0801

## Abstract

Monochromatic X-ray imaging has been performed using parametric X-ray radiation (PXR) at the Laboratory for Electron Beam Research and Application (LEBRA). The recent improvement due to the use of a wedge-shaped target for the PXR production has allowed the suppression of the problems on imaging and the reduction of the exposure time. In the case of ordinary imaging, some absorption-contrast images have actually been obtained with shorter exposures than 10 s, which corresponds to 50 shots of the PXR macropulse, using a flat-panel detector (FPD). Although the problems such as the dark noise of the detector still remain, the results demonstrate good prospects for semi-realtime X-ray imaging, of which frame is synchronized with a linac macropulse.

## パラメトリック X線源による短時間単色 X線イメージング

### 1. はじめに

日本大学電子線利用研究施設 (LEBRA: Laboratory for Electron Beam Research and Application) では 125 MeV 電子リニアックを利用し、パラメトリック X線放射 (PXR: parametric X-ray radiation) と呼ばれる現象を発生原理とした単色 X線源を運用している<sup>[1,2]</sup>。PXR は、周期ポテンシャルを持つ結晶をターゲットとして相対論的な電子ビームを照射することによって発生し、結晶を回転させて電子の入射角度を調整することにより連続的にエネルギーを変えることができる<sup>[3,4]</sup>。日大の PXR 線源は放射源となるターゲット結晶と X線ビーム輸送用の第 2 結晶で構成されており、X線のエネルギーを変えても同じポートから取り出して利用することが可能となっている<sup>[5]</sup>。2011 年現在、放射源及び輸送用の結晶として Si(111) 面あるいは Si(220) 面の完全結晶が用られており、4~34 keV の範囲で X線ビームの供給が可能である<sup>[6]</sup>。表 1 に LEBRA-PXR 線源の典型的なパラメータを示す。

PXR ビームは相対論的電子を起因とする他の放射現象と同様、 $1/\gamma$  の円錐状の広がりを持つため、照射野が比較的大きくなり、その大きさは線源となるターゲット結晶上の電子ビームスポットから距離 7.3 m の X線取り出し窓で直径 100 mm となる。そのため、照射野の大きさを有効利用した X線イメージングが主な応用となっている<sup>[7,8]</sup>。特に、発生原理に起因する空間コヒーレントな特性を利用した回折型の位相コントラストイメージングが可能なのは、PXR 線源の特徴の一つとなっている<sup>[9,10,11]</sup>。これは同じように中小規模の加速器を用いる

表 1: 現在の LEBRA-PXR 線源の主なパラメータ。

Typical electron energy	100 MeV
Accelerating frequency	2856 MHz
Macropulse beam current	120 – 135 mA
Macropulse duration	4 – 10 $\mu$ s
Macropulse repetition rate	2–5 pps
Average beam current	1 – 3 $\mu$ A
X-ray energy range	
Si(111) target:	4 – 21 keV
Si(220) target:	6.5 – 34 keV
Irradiation field size@X-ray exit	100 mm in dia.
Total photon rate@X-ray exit	$10^6$ – $10^8$ /s

レーザコンプトン散乱 (LCS: laser compton scattering) X線源と比べても優位な点といえる<sup>[12]</sup>。LEBRA-PXR 線源を用いたイメージング実験に関しては、加速器安定性向上や結晶の幾何条件の工夫などにより高品質な X線像が短時間で取得可能となった<sup>[13,14]</sup>。特に、楔形ターゲット結晶の導入は効果的で、マシンタイムの時間内に位相コントラストによるコンピュータ・トモグラフィ (CT) 像の取得が可能な程度には撮像時間を短縮することができるようになった<sup>[15,16]</sup>。

基礎研究としては PXR による位相コントラストイメージングの成果はインパクトのあるものではあるが、単色 X線源としての医療応用の可能性という観点では、単純にどの程度短時間で X線像の取得が可能かというところにも興味を持たれる<sup>[17]</sup>。LCS 線源などでも、ピ

\*E-mail: yahayak@lebra.nihon-u.ac.jp

表 2: 使用した FPD(C9728DK-10) の仕様。

シンチレータ	直接蒸着 CsI
光センサ	CMOS
ピクセルサイズ	50 $\mu\text{m}$ $\times$ 50 $\mu\text{m}$
有効画素数	1032 $\times$ 1032
読み出し回路	アクティブピクセル読み出し
ビデオ出力	USB2.0, 14bit
フレームレート	0.1 – 3 frames/s
解像度	10 line pairs/mm
最適 X 線エネルギー	18 keV

コ秒 X 線パルスによるシングルショット撮像を試みた例がある [18]。こうした背景から、現状の PXR 線源を用いた場合に、10 秒以下の撮像時間でどの程度の X 線像が得られるか検証することにした。

## 2. フラットパネル検出器

今回の短時間 X 線イメージング実験において、X 線イメージセンサとしては間接型フラットパネル検出器 (FPD: flat panel detector) を用いた。型式は浜松ホトニクス製の C9728DK-10(表 2) で、CMOS の光センサに CsI シンチレータを直接蒸着した構造となっている。有効な受光面の大きさがおよそ 50 mm 四方であるため、LEBRA-PXR の照射野を全てカバーすることはできないが、CCD と同様なリアルタイムイメージセンサとしては比較的大面積で低価格な製品である [19]。

フォトダイオードを原理とする CMOS センサをシンチレーション光の検出に用いているため、量子効率の面では優位性を持った検出器であるが、非冷却の素子であるためダークノイズが非常に大きいという問題がある。図 1 はこの FPD のダークノイズのレベルをプロットしたものであり、撮像時間に比例する成分とオフセットとなる成分で構成されていることがわかる。前者は熱ノイズに起因し、後者は読み出しノイズによるものと考えられる。検出器の温度が一定ならば、熱ノイズよりも読み出しノイズの方が読み出し毎の変動が大きい。そのため、ノイズの除算処理をする際の影響が相対的に強く、特に短時間での撮像において問題になると思われ

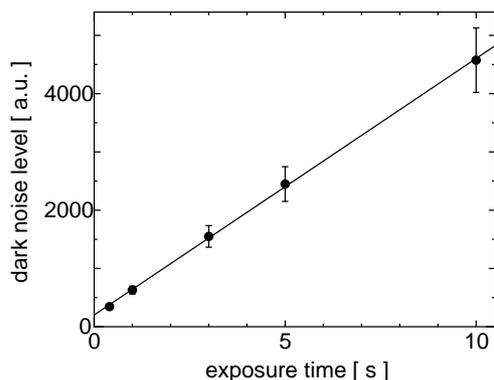


図 1: FPD のダークノイズの振舞い。読み出しノイズと露光時間に比例する熱ノイズの寄与が見られる。

る。一方、熱ノイズについては FPD 自体の温度変動が問題となる。実際に FPD の温度は外気温や自身の発熱に影響されるため、熱ノイズのレベルもそれにつれてドリフトしてしまう。撮像時間が 5~10 秒 (フレームレート: 0.2~0.1) くらいになると、この熱ノイズの時間変化がノイズ処理の大きな障害となるため、温度が平衡になった状態で測定を行う必要がある。

## 3. 単色 X 線イメージング

上記の FPD を LEBRA-PXR の出力窓からおおよそ 30 cm のところに設置し、通常の吸収コントラストイメージングを行った。図 2 は、ステンレス製の IC ゲージを試料とし FPD に密着して貼り付けて撮像した結果である。ここでは、PXR のエネルギーが 12 keV, 17.5 keV,

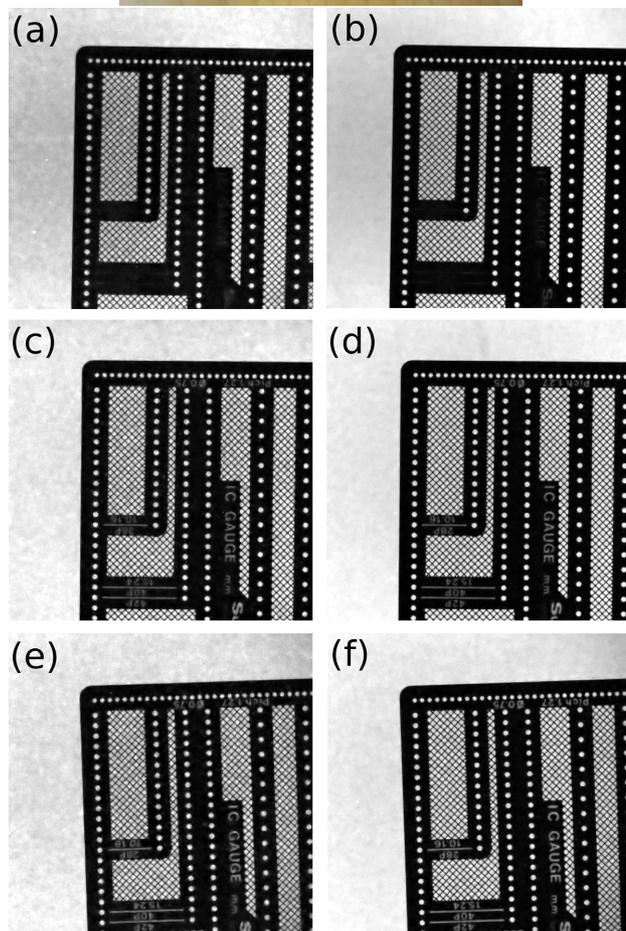


図 2: ステンレス製 IC ゲージの X 線吸収像 (線形ポジ像)。PXR エネルギー 12 keV: 撮像時間 (a) 3 s, (b) 10 s; 17.5 keV: (c) 3 s, (d) 10 s; 20 keV: (e) 3 s, (f) 10 s。

20 keV、撮像時間が3秒と10秒のものを選んで示した。画像は明度に関して線形なポジ画像で、ダークノイズ除算処理とデジタルノイズ低減処理が施されている<sup>[20]</sup>。この時のリニアックのマクロパルスの条件は、幅4~4.5  $\mu$ s、電流125~135 mA、繰り返し5 Hzであり、平均電流は2.5~3  $\mu$ Aであった。撮像時間3秒と10秒は、マクロパルスのショット数に換算すると、それぞれ15ショット、50ショットとなる。当然のことながら、撮像時間10秒の方が画質が良いが、3秒でも網線(幅0.13 mm)が認識できる可視性が得られている。また、X線のエネルギーが高く透過力が強くなるにつれて、刻印文字が視認しやすくなっているのもわかる。

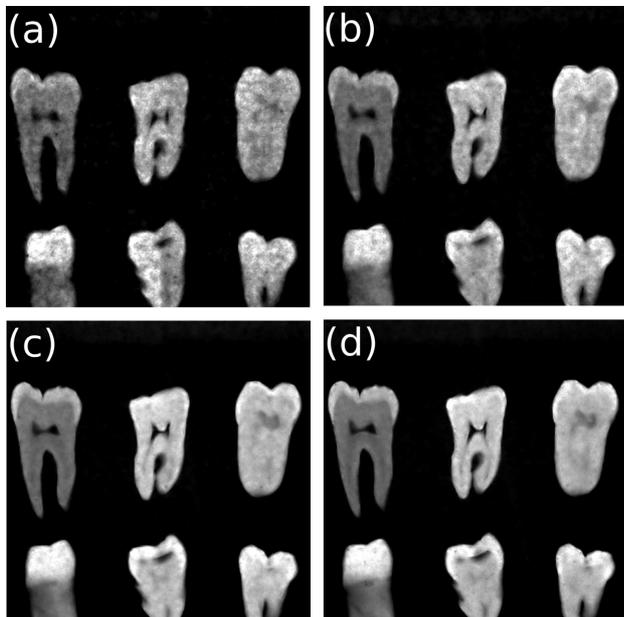


図3: 17.5 keV のPXRを用いたヒトの歯のスライスサンプル X線吸収像(対数ネガ像)。撮像時間: (a) 0.4 s (2 shots); (b) 1 s (5 shots); (c) 3 s (15 shots); (d) 5 s (25 shots)。

次の例として、X線エネルギー17.5 keVにおけるヒトの歯のスライスサンプルの像を図3に示す。撮像時間はそれぞれ0.4秒、1秒、3秒、5秒であり、医療現場のレントゲン写真でよく用いられる、明度について対数化したネガ像として表示している。撮像時間0.4秒の場合、光子数の不足による統計揺らぎに加え、読み出しノイズの変動が強く画質に影響している。しかしながら、象牙質とエナメル質の密度の違いが識別できる程度のコントラストは得られている。1秒の像では読み出しノイズの影響が相対的に弱くなっているが、X線量の不足は否めない。3秒と5秒の像では大きな差は感じなくなることから、撮像対象が用いるX線のエネルギーに対してコントラストが付きやすいものであるという条件ならば、現状でも3秒である程度のX線吸収像が取得可能である。

医療应用到類する試料として骨付き鶏もも肉(真空パックされた燻製)を用いたのが図4である。骨や肉の厚みが1 cm以上あるため、透過像を得るにはある程度高いX線エネルギーが必要となるが、19 keVでは10秒以下の撮像時間で骨を十分識別可能なコントラストの

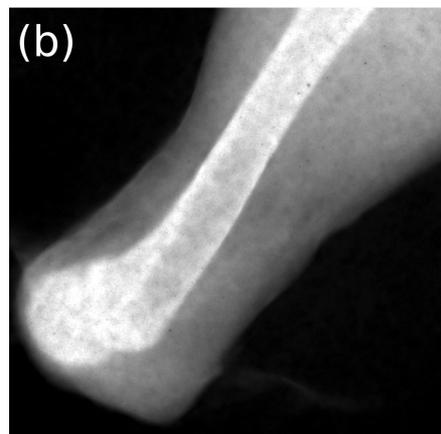
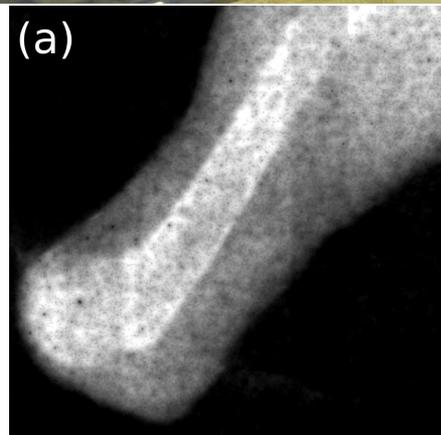


図4: 真空パックされた鶏のもも肉の燻製(写真)および19keVのPXRによるX線像(対数ネガ像)。撮像時間: (a) 1 s (5 shots); (b) 10 s (50 shots)。

画像が得られた。1秒ではダークノイズの影響が大きいことが窺えるが、ノイズの抑制が可能ならば、このような試料についても3秒程度の撮像時間である程度のコントラストの画像の取得が期待できる。

今回使用したFPDセンサの画素サイズは50  $\mu$ m  $\times$  50  $\mu$ mであるが、LEBRA-PXRの照射野(直径100 mm)を400  $\times$  400の解像度で観測するならば、画素サイズは250  $\mu$ m  $\times$  250  $\mu$ mでよい。画素当たりの光量は25倍となり、シンチレータ厚の増強や光センサの低ノイズ化の可能性も考慮すると、マクロパルス1ショットでも今回の撮像時間5秒の画像と同等以上のコントラストが期待できる。このような解像度は静止画としては低い、動画としてはS-VHSビデオ相当である。リアルタイム観測用としてこのようなX線カメラが導入できれば、ある程度実用的な応用も可能と思われる。

## 4. DXAFS 測定

PXR ビームは完全に単色ではなく、線形なエネルギー分散 (空間チャープ) を持っているため、これを利用した分散型 X 線吸収微細構造 (XAFS: X-ray absorption fine structure) 測定が可能である [21]。そこで、モリブデン金属箔 (厚さ: 10  $\mu\text{m}$  t) を試料とした Mo-K 吸収端 (20.0 keV) 近傍の XAFS スペクトル測定を FPD を用いて試みた。撮像時間 10 秒の画像を 30 枚積算し、測定時間として計 300 秒かけて得られた結果を図 5 に示す。Si(111) 面を線源に用いた場合、20 keV の PXR ビームが持つ分散は検出器の位置で 26 eV/mm となり、強度が得られる条件でのスペクトル分解能は 10~20 eV 程度と見積られる。しかしながら、EXAFS(extended XAFS) 振動が実際に観測されており、最適化された試料さえ用意できれば、10 分程度の時間で EXAFS スペクトルの測定が可能である。

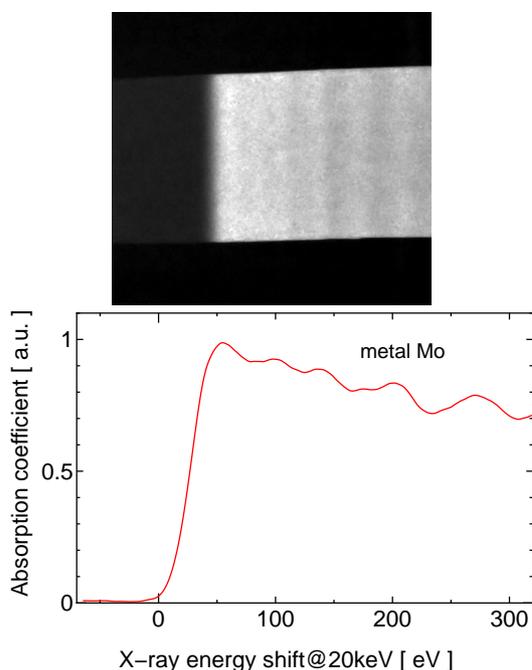


図 5: Mo 箔 (10  $\mu\text{m}$  t) の吸収像 (撮像時間: 300 s) と、それより得られた K 吸収端の XAFS スペクトル。

## 5. まとめ

FPD センサを用いることによって、条件を選べば数秒の撮像時間で PXR ビームによる単色 X 線イメージングが可能であることが確認できた。画像の解像度について妥協すれば、高効率低ノイズ検出器の導入によってリニアックのマクロパルスに同期したリアルタイム動画の取得が見込める。医療応用の観点では明るい展望を示す結果であり、マンモグラフィのような診断医療への応用ならば、PXR 線源専用の加速器として平均電流 20  $\mu\text{A}$  程度のリニアックの開発によって実用的な PXR 線源が実現できる。

## Acknowledgments

本研究は科研費 (課題番号: 21686088) の助成を受けて行われた。一部は日本大学学術助成金 (総 09-024) の助成を受けた。

## 参考文献

- [1] 早川恭史, 加速器 **6** (2009) 166.
- [2] Y. Hayakawa, I. Sato, K. Hayakawa, T. Tanaka, K. Yokoyama, T. Kuwada, A. Mori, K. Nogami, T. Sakai, K. Kanno, K. Ishiwata, K. Nakao, 第 1 回日本加速器学会年会・第 29 回リニアック技術研究会 (2004) 60.
- [3] M. L. Ter-Mikaelian, *High-energy electromagnetic processes in condensed media* (Wiley-Interscience, New York, 1972).
- [4] V. G. Baryshevsky and I. D. Feranchuk, Nucl. Instrum. & Methods **228** (1985) 490.
- [5] Y. Hayakawa, I. Sato, K. Hayakawa and T. Tanaka, Nucl. Instrum. Methods B **227** (2005) 32.
- [6] Y. Hayakawa, K. Hayakawa, M. Inagaki, T. Kaneda, T. Kuwada, K. Nakao, K. Nogami, Y. Numata, T. Sakae, T. Sakai, I. Sato, K. Sekiya, M. Suemitsu, Y. Takahashi, T. Tanaka, H. Yamamoto, 第 6 回日本加速器学会年会 (2009) 748.
- [7] Y. Hayakawa, I. Sato, K. Hayakawa, T. Tanaka, A. Mori, T. Kuwada, T. Sakai, K. Nogami, K. Nakao and T. Sakae, Nucl. Instrum. & Methods B **252**, (2006) 102.
- [8] Y. Hayakawa, K. Hayakawa, M. Inagaki, T. Kuwada, K. Nakao, K. Nogami, T. Sakae, T. S. I. Sato, Y. Takahashi and T. Tanaka, Nucl. Instrum. & Methods B **266** (2008) 3758.
- [9] R. Fitzgerald, Phys. Today **53** (2000) 23.
- [10] T. Kuwada, Y. Hayakawa, K. Nogami, T. Sakai, T. Tanaka, K. Hayakawa and I. Sato, AIP Conference Proceedings **879** (2007) 1968.
- [11] Y. Takahashi, Y. Hayakawa, T. Kuwada, T. Sakai, K. Nakao, K. Nogami, M. Inagaki, T. Tanaka, K. Hayakawa, I. Sato, AIP Conference Proceedings **1221** (2010) 119.
- [12] R. Kuroda, H. Toyokawa, N. Sei, M. Yasumoto, H. Ogawa, M. Koike, K. Yamada, T. Nakajo, F. Sakai, and T. Yanagida, Int. J. Mod. Phys. B **21** (2007) 488.
- [13] 境武志, 非破壊検査 **57** (2008) 282.
- [14] Y. Hayakawa, K. Hayakawa, M. Inagaki, T. Kuwada, K. Nakao, K. Nogami, T. Sakai, I. Sato, Y. Takahashi and T. Tanaka, CHARGED AND NEUTRAL PARTICLES CHANNELING PHENOMENA Channeling 2008 (World Scientific, Singapore, 2010) 677.
- [15] Y. Hayakawa, K. Hayakawa, M. Inagaki, T. Kuwada, K. nakao, K. Nogami, I. Sato, Y. Takahashi, T. Tanaka, 第 7 回日本加速器学会年会 (2010) 788.
- [16] 高橋由美子, 早川恭史, 桑田隆生, 寒河江登志朗, 田中俊成, 早川建, 佐藤勇, 生体医工学 **48** No. 6 別冊 (2010) 566.
- [17] I. Sato et al., 第 6 回日本加速器学会年会 (2009) 752.
- [18] P. Oliva, M. Carpinelli, B. Golosio, P. Delogu, M. Endrizzi, J. Park, I. Pogorelsky, V. Yakimenko, O. Williams, and J. Rosenzweig, Appl. Phys. Lett. **97** (2010) 134104.
- [19] [http://jp.hamamatsu.com/products/sensor-ssd/pd185/pd401/C9728DK-10/index\\_ja.html](http://jp.hamamatsu.com/products/sensor-ssd/pd185/pd401/C9728DK-10/index_ja.html)
- [20] T. Sakae, Y. Hayakawa, Y. Takahashi, et al., J. Hard Tissue Biology **20** (2011) 31.
- [21] M. Inagaki, Y. Hayakawa, I. Sato, K. H. K. Nogami, K. Hayakawa, T. Tanaka, T. Sakai, K. Nakao and I. Sato, Jpn. J. Appl. Phys. **47** (2008) 8081.