

# DEVELOPMENT OF A LASER COMPTON SCATTERING X-RAY SOURCE ON THE BASIS OF THE S-BAND COMPACT LINAC FOR MEDICAL APPLICATIONS

Ryunosuke Kuroda<sup>1#</sup>, Hiroyuki Toyokawa<sup>1</sup>, Eriko Yamaguchi<sup>1</sup>, Eisuke Miura<sup>1</sup>, Masafumi Kumaki,<sup>2</sup> Masato Yasumoto<sup>1</sup>, Hiromi Ikeura-Sekiguchi<sup>1</sup>, Masaki Koike<sup>1</sup>, Koichi Mori<sup>3</sup>, Hideo Tsurushima<sup>4</sup>, Kawakatsu Yamada<sup>1</sup>,

<sup>1</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

1-1-1 Umezono, Tsukuba, Ibaraki, 305-8568, Japan

<sup>2</sup>RISE, Waseda University,

3-4-1 Okubo, Shinjuku-ku, Tokyo, 169-8555, Japan

<sup>3</sup>Ibaraki Prefectural University of Health Sciences,

4669-2, Ami, Inashiki, Ibaraki 300-0394, Japan

<sup>4</sup>Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

1-1-1 tennodai, Tsukuba, Ibaraki, 305-8575, Japan

## Abstract

A laser Compton scattering (LCS) X-ray source has been developed on the basis of the compact 40-MeV electron linac at AIST. The K-edge absorption imaging and the in-line phase-contrast imaging with biological samples for future medical applications have been successfully demonstrated using the LCS X-ray source with the single collision mode. We have also developed the multi-bunch electron beam generation and the regenerative-type laser cavity for the multi-collision LCS in order to increase X-ray intensity up to  $10^9$  photons/s. In this paper, we describe the upgrade status and experimental results for the medical applications.

## Sバンド小型リニアックを用いた レーザーコンプトン散乱X線源の開発と医療応用の現状

### 1. はじめに

現在、独立行政法人産業技術総合研究所（産総研：AIST）では、Sバンド小型リニアックをベースとした、レーザーコンプトン散乱<sup>[1]</sup>やコヒーレントテラヘルツ光源<sup>[2]</sup>といった新たな量子光源開発を行っている。レーザーコンプトン散乱X線発生装置の開発では、特に硬X線領域での医療応用を目的とした応用研究を行っている。本装置は、加速管や電磁石、マイクロ波源やレーザー装置等、全てのコンポーネントを1つの中規模実験室（10m×10m）に設置しており、図1のように、Sバンド（2856MHz）レーザーフォトカソードRF電子銃とUVレーザーによって約4MeV、1nC/bunchの電子ビームを生成し、1.5mの $\pi/2$ モードSバンド定在波加速管（APS型）2本により約40MeVまで加速、アクロマティックアーク部によって90度偏向し、Qトリプレットにより衝突点に収束させている。シングル衝突モードのレーザーコンプトン散乱に用いている衝突用のレーザーは、Ti:Sa発振器からのモードロックレーザーをストレッチャー、再生増幅器、プリアンプ、及びメインアンプにて、チャープパルス増幅を行い、パルスコンプレッサーにてフェムト秒まで圧縮した後、電子ビームと集光衝突させている。生成したX線は、イメージングブースにて医療応用（特にイメージング）を目指した応用研究に利用している。また、X線収量

を増加させるためのマルチ衝突レーザーコンプトン散乱を実現するための要素技術開発として、マルチバンチ電子ビーム生成と再生増幅器型レーザー共振器の開発等を行っている。

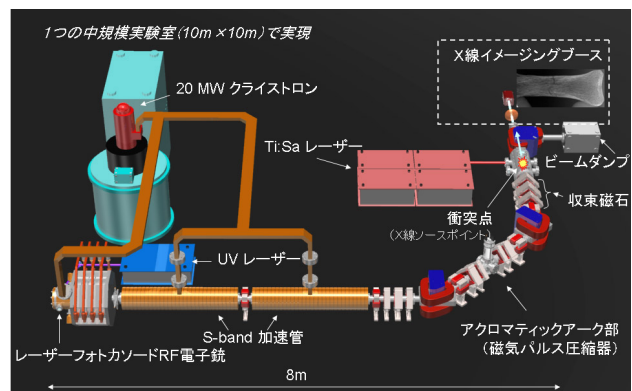


図1: Sバンド小型リニアックを用いた  
レーザーコンプトン散乱X線発生装置

### 2. マルチ衝突レーザーコンプトン散乱

現在、レーザーコンプトン散乱X線の弱点とも言えるX線収量の増強のため、マルチバンチ電子ビー

# ryu-kuroda@aist.go.jp

ムと再生増幅器型レーザー共振器を用いたマルチ衝突レーザーコンプトン散乱 (Multi-LCS) 研究を行っている。図2にその概念図を示す。各要素技術開発については以下に説明する。

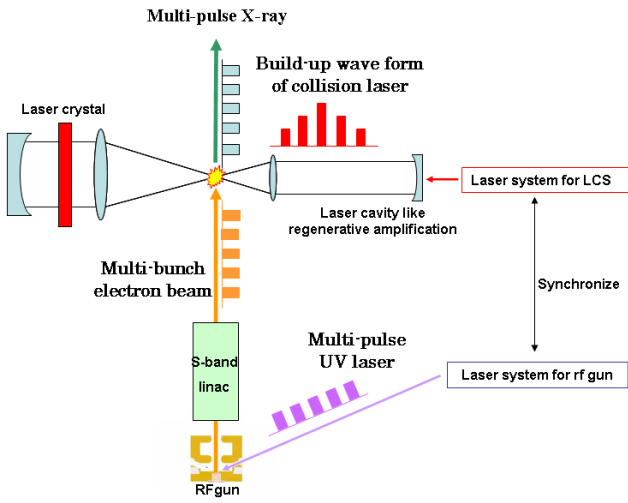


図2: マルチ衝突レーザーコンプトン散乱(Multi-LCS)の概念図

### 2.1 マルチバンチ電子ビーム生成

Sバンド小型リニアックのインジェクターであるレーザーフォトカソードRF電子銃に関して、高エネルギー加速器研究機構(KEK)の協力のもと、空洞Q値の向上、及びカソード量子効率の向上を目指した開発を行ってきた<sup>[3-5]</sup>。現在は、小型の蒸着チェンバーを導入することで蒸着からビーム出しまでの一連の作業を行うことができ、これまでに量子効率としては1%程度を達成している。

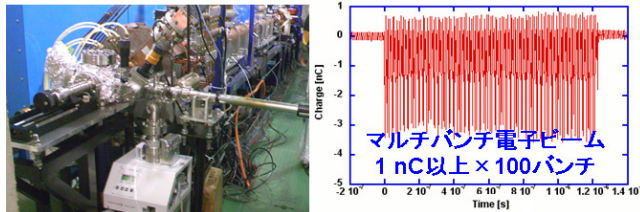


図3: Cs-TeレーザーフォトカソードRF電子銃とマルチバンチ電子ビーム生成

マルチ衝突レーザーコンプトン散乱のためのマルチバンチ電子ビームを生成するため、小型マルチパルス全固体UVレーザーの開発を行ってきた。これまで、約1m×0.7mに収まる規模の小型全固体UVレーザーを開発した。このマルチパルスレーザーは、79.33 MHzのNd:YVO<sub>4</sub>発振器、LD励起Nd:YAGプリアンプ、AO変調器、LD励起Nd:YAGメインアンプ、波長変換結晶を用いて約10 μJ/pulse×100 pulseのマル

チパルスUVレーザーを実現している<sup>[6]</sup>。上記マルチパルスUVレーザーを、Cs-TeレーザーフォトカソードRF電子銃へ導入することで、図3のように約1.0 nC/bunch 以上 × 100 bunchのマルチバンチ電子ビーム生成に成功している(図3では3nC/bunch)。

### 2.2 マルチ衝突用再生増幅器型レーザー共振器の開発

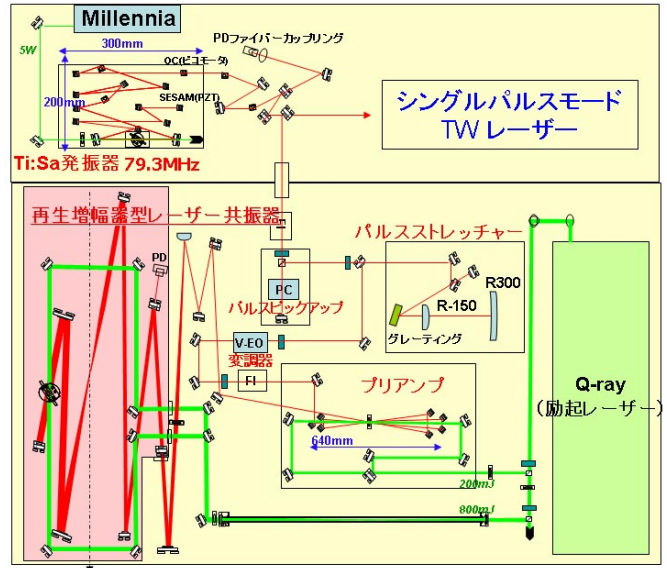


図4: マルチ衝突レーザーコンプトン散乱のための再生増幅器型レーザー共振器開発のレイアウト

マルチ衝突レーザーコンプトン散乱X線のための衝突レーザー開発としては、再生増幅器型レーザー共振器の設計・製作を行っている<sup>[6]</sup>。これは、Ti:Saレーザー発振器からのモードロックレーザーを数パルス切り出し、ストレッチャーにより約10ps程度まで広げ、それをSeed光として、再生増幅器型の共振器で増幅しながら、そのビルドアップ波形とマルチバンチ電子ビームを衝突させるものである。シングル衝突モード用のTWレーザーの発振器からのモードロックレーザーを分岐し、新しく増設したクリーンハット内に導入し、各コンポーネントの開発を行っている。プロトタイプの開発概念図を図4に示した。現在は3.8mの共振器長を持つ再生増幅器型レーザーに変調した2本シード光を導入したビルドアップ増幅に成功している(図5)。開発の詳細は今年会での報告を参照されたい<sup>[7]</sup>。このレーザー共振器により平均100 mJ/pulse×100 pulse、約10 Jの蓄積を目指している。マルチパルスX線生成の予備的な実験としては、外部共振器から取り出した数パルスのレーザーを用いて、これまで数パルスのマルチパルスX線生成に成功している<sup>[8]</sup>。内部共振器タイプの再生増幅器型レーザー共振器での衝突を実現することで、X線収量としては現状の100倍となる10<sup>9</sup> photons/sec以上が可能となる。

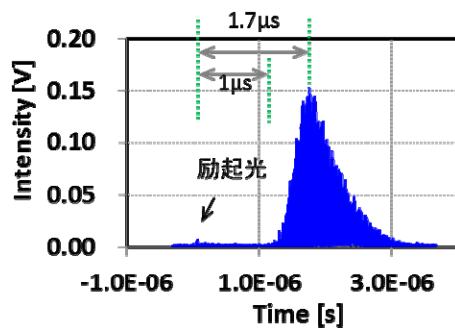


図5:再生増幅器型レーザー共振器におけるビルドアップ増幅波形 (共振器長3.8m、種光2本)

### 3. LCS- X線発生装置の医療応用の現状

本研究におけるレーザーコンプトン散乱X線発生装置では、これまで位相コントラスト法や吸収端を利用した医用イメージングへの応用展開を行ってきた。生成可能なX線のエネルギーは、電子ビームのエネルギーを20~42MeVまで変化させることにより、10~40keVの変変準単色のX線が生成可能である。X線収量としては、イメージング用の165度衝突時に約 $10^7$  photons/sec程度である。測定可能な試料の大きさは、X線取り出し窓 (Be窓) や検出器の位置で制限されるが、3cm~5cm程度である。現状のセットアップでは、衝突点の下流約2m地点に約3cmφのベリリウム窓を設置している。分解能は検出器 (X線CCDカメラやImaging Plate) のスペックに制限されるため60~80μm程度であるが、光源サイズは約30~40 μmであり、分解能のポテンシャルは更に高いと言える。

#### 3.1 インライン位相コントラストイメージング

インライン位相コントラスト法は、微小光源で空間コヒーレンス性の高いX線を用いることで、サンプル中の境界における僅かな密度差による位相シフトを利用し、X線の粗密によるエッジ強調画像を得ることが出来る手法である。この手法は、吸収が少ない場合でもコントラストの高い画像が得られ、特に生体組織においては、組織と軟骨や空気の層などの境界を明確に可視化できる。現在産総研では、茨城県立医療大との共同研究において、この手法を用いた骨組織の高精細イメージングの研究を行っている。これまでにラットの腰椎を用いたマイクロフォーカスX線管との比較<sup>[9]</sup>や、基節骨折<sup>[10]</sup>、卵巣摘出マウスの後肢<sup>[11]</sup>などのイメージングに成功しており、将来の骨疾患の早期診断の実現を目指している。

#### 3.2 ヨウ素造影剤を用いた血管造影

レーザーコンプトン散乱X線では、その準単色性を利用し、ヨウ素造影剤のK殻吸収端にピンポイントに合わせた血管造影が実現できる。そのため、低侵襲でリアルタイムな高精細イメージングが可能と

なる。産総研では、国立循環器病センター研究所や東海大との共同で、例えば家兎の耳の血管造影をリアルタイムで撮影することに成功している<sup>[10]</sup>。500μm程度の血管造影を1フレーム/秒のリアルタイム動画撮影の場合、ピコ秒X線 (パルス幅約3ps(rms)) は、10パルス/秒で照射されるため、たかだか30ps程度の照射時間となる。X線収量増強後は、更に高精細な低侵襲リアルタイムイメージングの実現が期待される。

#### 3.3 標的指向性DDSを用いた撮影・照射効果の研究

放射線医療と化学療法の分野では、重金属を含む薬剤 (シスプラチン等) と放射線との相加的治療効果については、これまで様々な研究がなされてきた<sup>[12-13]</sup>。現在産総研でも筑波大との共同で、糖鎖修飾リポソームを用いた標的指向性DDS (ドラッグデリバリーシステム) によって重金属薬剤の集積度を飛躍的に高め、LCS-単色X線による病巣の可視化と最適な線量分布による照射効果の検証研究を行っている<sup>[14]</sup>。現在はシミュレーションによる線量分布の最適化を行っているが、LCS-X線の収量増強を達成後、実際に細胞照射実験を行う予定である。

### 4. まとめ

Sバンド小型リニアックを用いたレーザーコンプトン散乱X線発生装置では、準単色エネルギー可変、微小光源といった性質を利用し、インライン位相コントラストイメージングや吸収端を利用した血管造影など、医用イメージングへの応用展開を行ってきた。マルチ衝突レーザーコンプトン散乱を用いたX線収量増強研究では、再生増幅器型レーザー共振器のビルドアップ増幅まで成功しており、マルチバンチ電子ビームと衝突させる一步手前まで開発が進んでいる。今後は、レーザーの蓄積を最適化し、実際にマルチ衝突を実現することでX線収量を増強し、更に医療応用を促進させていく予定である。

### 参考文献

- [1] 黒田隆之助 他、加速器、5巻2号、137、2008
- [2] 熊木雅史 他、本年会 MOPS129
- [3] R. Kuroda et al., Int. J. Mod. Phys. B, 21, 488, 2007
- [4] N. Terunuma et al., Nucl. Instr. Meth. A, 613, 1, 2009
- [5] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 593, 91, 2008
- [6] R. Kuroda et al., Proceedings of EPAC'08, 1878, 2008
- [7] 山口映理子 他、本年会 MOPS117
- [8] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S28, 2009
- [9] H. Ikeura-Sekiguchi, R. Kuroda et al., Applied Physics Letters 92, 131107, 2008
- [10] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 637, S183, 2011
- [11] K. Yamada, R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S7, 2009
- [12] A. Chang et al., Cancer 57(1), 54, 1986
- [13] 上坂充、日本AEM学会誌18巻、1、2010
- [14] 鶴嶋英夫、黒田隆之助、応用物理80巻2号、120、2011