

Development of a compact, high-intense laser Compton scattering X-ray source for medical imaging

Ryunosuke Kuroda[#]

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

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

Abstract

A compact, high-intense quasi-monochromatic X-ray source via laser-Compton scattering (LCS) has been developed with a compact 40-MeV electron linac and a high power laser system. The in-line phase contrast imaging and K-edge imaging with biological specimens have been successfully demonstrated using this X-ray source for future medical imaging. We have also developed some components which are a high-Q rf cavity, a high-QE Cs-Te photocathode, a multi-pulse UV laser system and a regenerative-type laser cavity for Multi-collision LCS in order to increase x-ray intensity up to 10^9 photons/sec. We described imaging results and upgrade status of our X-ray source.

小型高輝度レーザーコンプトン散乱X線源の開発と 医用イメージングへの応用に関する研究

1. はじめに

レーザーコンプトン散乱は、高エネルギーの電子ビームとレーザー(低エネルギーの光子)を衝突させ、X線(高エネルギーの光子)として弾性散乱させる現象で、このX線は、エネルギー可変性、準単色性、短パルス性、微小光源性など優れた性質を持ち、装置規模も大型放射光施設と比べ、電子のエネルギーが 1/100 以下ですむため、装置のコンパクト性にも優れている。このような特徴から、レーザーコンプトン散乱X線源は、従来のX線画像診断装置に変わるイメージングツールの1つとして、将来、地域の病院に設置可能な高度医療診断装置への早期実用化が期待されている。

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、特に硬X線領域でのレーザーコンプトン散乱X線発生装置の開発と利用研究を行っている。本装置の前身は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)から委託を受けたフェムト秒テクノロジー研究機構(FESTA)と、産総研との共同プロジェクトにおいて、分散研のひとつである住友重機械工業(株)を中心として開発してきたものである^[1]。プロジェクト終了後、装置の実用化を達成するため、産総研へ移管、装置のアップグレード開発、及び医用イメージング応用研究を行っている^[2-3]。移管作業は、2005年10月から開始し、2006年2月27日付で放射線施設検査に合格、2006年度から本格的なビーム試験を開始している。この際、すべてのコンポーネントを1つの実験室に集約するため、レイアウトの変更、及びクライストロンパルス電源の小型化、導波管立体回路の変更等を行っている。

本装置は、上述のように加速管や電磁石、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)に設置している。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。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用イメージングへの応用研究に利用している。また、同時に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を行っており、詳細は以降に説明する。

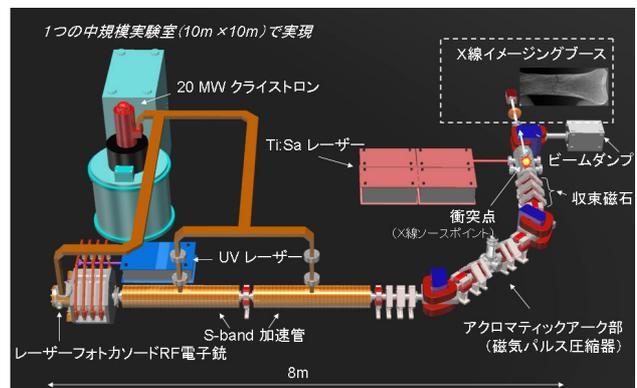


図1: Sバンド小型リニアックを用いたレーザーコンプトン散乱X線発生装置

[#] E-mail: ryu-kuroda@aist.go.jp

2. マルチ衝突レーザーコンプトン散乱のための要素技術開発

レーザーコンプトン散乱X線の弱点とも言える、X線収量増強のため、現在、マルチバンチ電子ビー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研究を行っている。以下に、各要素技術開発の概要を述べる。

2.1 Cs-TeレーザーフォトカソードRF電子銃開発

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。まず、RF空洞では、BNLタイプ1.6セル空洞の従来の端板とハーフセルをシールするヘリコフレックス構造を、ロウ付けに変更し、これまでフルセルにのみ設けていたチューナーをハーフセルにも設け、同時に、チューニング構造を穴にロッドを出し入れする機構から、壁面押し引きタイプに変更した。更に、レーザー入射ポートを削除し、垂直入射のみを行う構造とすることで、設計に近いQ値を得ることに成功している^[4]。また、Cs-Teフォトカソード開発では、高量子効率のCs-Teカソードを導入するための小型ロードロックシステムを、KEK、早稲田大学と共同で開発した。図2にRF電子銃に小型ロードロックシステムを装着した際のイメージ図を示す。初期の段階ではCs-Teの蒸着はKEKにて行い、カソードピースを真空保持したまま産総研に輸送していたが、現在は、小型の蒸着チェンバーを導入し、産総研にて蒸着からビーム出しまでの一連の作業を行っており、これまでに量子効率としては1%程度を達成している。同時に、オペレーション前後でのCs-Teカソードの量子効率マッピングを、光電子顕微鏡(PEEM)を用いて行うといったカソード劣化機構の分析も開始している^[5]。



図2: Cs-TeレーザーフォトカソードRF電子銃開発

2.2 マルチパルスUVレーザーの開発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:YVO₄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^[6]。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4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4では3nC/bunch)。

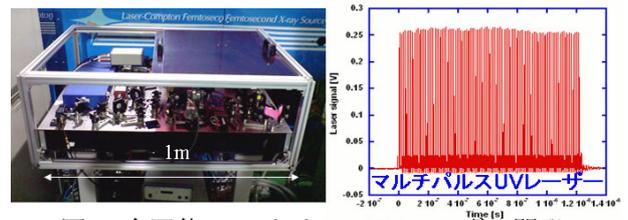


図3: 全固体マルチパルスUVレーザー開発

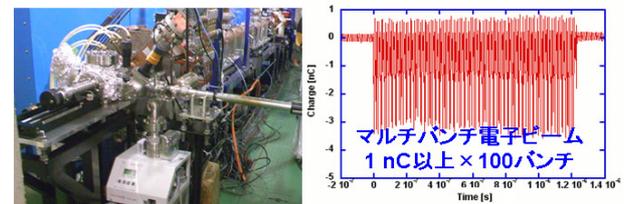


図4: マルチバンチ電子ビーム生成

2.3 マルチパルスX線生成用レーザー共振器の開発

また、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、再生増幅器型レーザー共振器の設計・製作を行っている^[6]。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。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^[7]。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10⁹ photons/sec以上が可能となる。

3. レーザーコンプトン散乱X線発生装置の医用イメージングへの応用

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の変換可能な準単色の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、フェムト秒X線用の90度衝突時には約 10^6 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60~80 μ m程度であるが、根本的には、電子ビームとレーザーのサイズ(約30~40 μ m)が光源サイズを決めているため、光源の持つ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(屈折コントラスト法)は、微小光源で空間コヒーレンスの高い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(屈折)を利用し、サンプルから適度な距離にある検出器上で、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(図5)。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ことが知られている。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^[8]や、基節骨折^[9]、卵巣摘出マウスの後肢^[10]などのインライン位相コントラスト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。

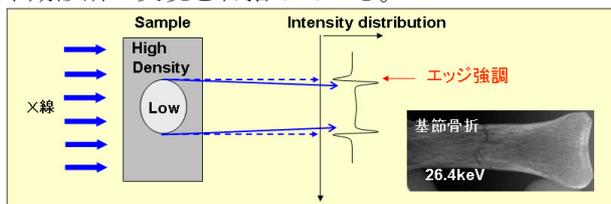


図5:インライン位相コントラスト法

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、図6に示すような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^[10]。図6では、500 μ m程度の血管造影を1フレーム/秒の動画撮影を行った際の1フレーム画像であるが、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。同時に、分解能チャートによる評価では、ピコ秒X線1パルスでの撮像にも成功しており、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。

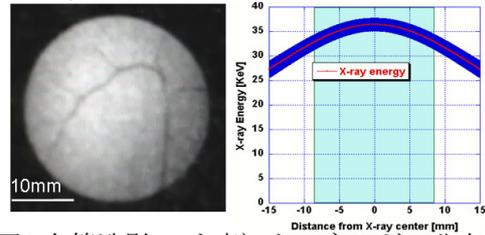


図6:血管造影(ヨウ素)とエネルギー分布

4. まとめ

Sバンド小型リ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、約 10^7 photons/secのシングルパルスX線を生成し、準単色でエネルギー可変(10~40keV)、微小光源といった性質を利用し、骨組織の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。更に、X線収量増強研究として、マルチ衝突レーザーコンプトン散乱のための要素技術開発、及び数パルスのマルチパルスX線生成に成功し、X線収量2桁増強への目処がたった。今後は、リアルタイムで高精細な医用イメージングを実現していき、高度医療診断装置としての早期実用化を目指して開発を進めていく予定である。

最後に、本研究に関して、産総研関係者の方々はもちろん、システム全体の開発、及びレーザー開発に関しては、住友重機械工業(株)の酒井氏、中條氏、柳田氏(現 コマツ)に、Cs-TeフォトカソードRF電子銃開発では、KEKの浦川先生・早野先生・照沼先生をはじめとするKEK-ATF、KEK工作センターの方々、及び京大紀井先生、阪大楊先生、早稲田大学鷲尾研究室の方々に、多大なご協力をいただきました。また、医用イメージングへの応用研究において、血管造影研究に関しては、国立循環器病センター研究所の盛先生(現 東海大医学部)、東海大医学部の福山先生、岩手医大の佐藤先生、NHKエンジニアリングサービスの白石氏、浜松ホトニクス河合氏、渥美氏に、骨組織イメージングに関しては、茨城県立医療大の森先生に、甚大なるご支援をいただきました。皆様に深く感謝申し上げます。

参考文献

- [1] NEDO 電子・情報技術開発部平成16年度終了プロジェクト事後評価報告資料
- [2] 黒田隆之助 他、加速器、5巻2号、137, 2008
- [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] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S28, 2009
- [8] H. Ikeura-Sekiguchi, R. Kuroda et al., Applied Physics Letters 92, 131107, 2008
- [9] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A, 2010 (in press)
- [10] K. Yamada, R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S7, 2009