

Present status of S-band compact linac facility at AIST

Ryunosuke Kuroda^{#A)}, Hiroyuki Toyokawa^{A)}, Masafumi Kumaki^{A,B)}, Yoshitaka Taira^{A)}, Masahito Tanaka^{A)},
Masato Yasumoto^{A)}, Hiromi Ikeura-Sekiguchi^{A)}, Norihiro Sei^{A)}, Eisuke Miura^{A)}, Masaki Koike^{A)},
Kawakatsu Yamada^{A)},

^{A)} National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

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

^{B)} RISE, Waseda University, 3-4-1 Okubo, Shinjuku-ku, Tokyo, 169-8555, Japan

Abstract

A laser Compton scattering (LCS) X-ray and a coherent THz radiation sources have been developed on the basis of an S-band compact linac at AIST. All of system is built in one research room about 10 meters square. The electron beam can be accelerated up to about 42 MeV using the rf source of a 20 MW klystron. The LCS X-ray source using a TW Ti:Sa laser can generate a hard X-ray pulse which has variable energy of 10 keV - 40 keV with narrow bandwidth by changing electron energy and collision angle for medical and biological applications. The coherent THz radiation source using ultra-short electron beam has been also developed instead of a conventional laser based THz source for various imaging and spectroscopy applications. The THz pulse has peak power of more than 1 kW in frequency range between 0.1-2 THz. In this conference, we will report present status of AIST S-band compact linac and its applications.

産総研 S バンド小型リニアック施設の現状

1. はじめに

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施設において、電子ビームを用いた2種類の光源、レーザーコンプトン散乱X線源^[1]、及びコヒーレントテラヘルツ光源の開発と利用研究^[2]を行っている。本施設は、電子源、加速管、電磁石、マイクロ波源、光源レーザー装置等全てのコンポーネントを、約10m×10mの1つの中規模実験室に集約している。20MWのSバンド（2856MHz）クライストロン1台を用いて3つの加速セクション（RF電子銃、2本の加速管）に高周波（RF）を分配供給している。電子ビームの生成では、まずCs-TeレーザーフォトカソードRF電子銃^[3-4]とUVレーザーによって、1nC、約4MeVの電子ビームを生成し、1.5mの $\pi/2$ モード定在波加速管（APS型）2本で最大42MeVまで加速することができる。加速した電子ビームは、レーザーコンプトン

散乱X線源の場合、アクロマティックアーク部（2個の偏向電磁石と4個の四極電磁石）によって90度偏向され、Qトリプレットによりレーザーとの衝突点に集光照射することでX線を発生させている。また、コヒーレントテラヘルツ光源では、加速した電子ビームをアクロマティックアーク部において、磁気パルス圧縮により1ps以下に圧縮し、下流の90度偏向磁石によりコヒーレント・シンクロトロン放射（CSR）として取り出す場合と、金属ターゲットからのコヒーレント遷移放射光（CTR）をビーム軸から垂直方向に取り出す場合があり、テラヘルツ利用研究を行っている。装置開発、及び利用研究の研究体制は、これまでに図1のような多くの大学、研究機関、民間企業等と連携し合って発展的な展開を行ってきた。

2. レーザーコンプトン散乱X線源

レーザーコンプトン散乱X線は、エネルギー可変性、単色性(数%のエネルギー幅)、短パルス性、微小光源性など優れた性質を持っており、装置規模も大規模放射光施設と比べ、電子のエネルギーが1/100以下ですむため、小型光源として期待されている。本施設においては、電子ビームと衝突させるレーザーは、79.33MHzのTi:Saモードロック発振器（800nm）をチャープパルス増幅（CPA）し、約140mJ/pulseで100fs(FWHM)のテラワットレーザーを用いている。電子パルスとレーザーパルスは、高精度の時間・空間同期システムにより衝突させ、エネルギー約10~40 keVにおいて任意の単色性の高いX線パルスを生成することができる。正面衝突に近い系では、X線の収量として 10^7 photons/s以上の光子数を実現している。

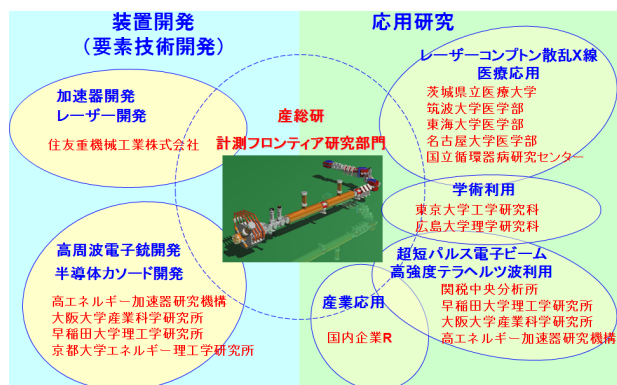


図1 : S バンド小型リニアック施設の研究体制

[#] ryu-kuroda@aist.go.jp

利用研究としては、レーザーコンプトン散乱 X 線源の特徴である微小光源性（約 $40\mu\text{m}$ 程度）からインライン位相（屈折コントラスト）による生体イメージング、高い単色性を用いた吸収端イメージングといったライフサイエンス応用への展開を行っている。イメージングの空間分解能は検出器に依存しており、これまで X 線 CCD、イメージングプレート（IP）、X 線 II+HARP カメラなどを用いた高分解能のイメージングに成功している。しかし、フラットパネルディテクタ（FPD）などの高分解能でリアルタイムな検出器には光量が不足しており、今後の課題となっている。そのため、現在は従来のシングルパルスによるレーザーコンプトン散乱ではなく、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 X 線源の開発を行っている^[5-6]。

2.1 マルチ衝突レーザーコンプトン散乱 X 線

上述のように、X線収量増強のため、マルチ衝突レーザーコンプトン散乱 X 線源の開発を行っている。そのためのマルチバンチ電子ビームの生成は既に達成しており、現在は再生増幅器型レーザー共振器の開発を中心に行っている。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、それを種光として、再生増幅器型の共振器で増幅しながら、ビルドアップパルス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では、平均100 mJ/pulse×100 pulse、約10 Jの実効的な蓄積を目指している。このアップグレード開発により、X線収量としては現状の100倍となる 10^9 photons/sec以上が可能となる。

2.2 医療応用の現状

本施設におけるレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置における医療応用への展開について、以下に利用研究の現状を示す。

2.2.1 インライン位相コントラストイメージング

産総研では、茨城県立医療大との共同研究において、インライン位相コントラスト法（屈折コントラスト法）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^[7]や、基節骨折^[8]、卵巣摘出マウスの後肢^[9]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。

2.2.2 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、造影剤吸収端（例えばヨウ素造影材の 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。産総研では、国立循環器病研究センター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^[9]。500 μm 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、照射時間は30ps程度となる。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。

2.2.3 標的指向性DDSとの併用研究

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^[10-11]。現在産総研では、将来の実用化を目指し、筑波大との共同研究で

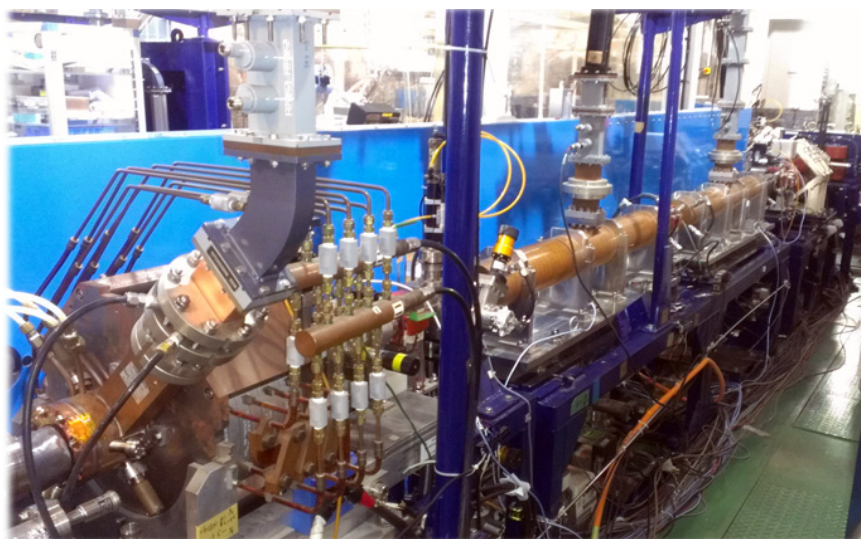


図 2：産総研 S バンド小型リニアック施設

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）と準単色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おり、近い将来での原理実証が期待されている^[12]。

3. コヒーレントテラヘルツ光源

産総研Sバンド小型リニアック施設では、電子ビームの超短パルス化を行うことにより、コヒーレント放射による高出力テラヘルツ光源の開発と利用研究を行っている^[2]。エネルギー約40MeV、電荷量1nC以上の電子ビームを、アクロマティックアーク（2個の偏向電磁石と4個の四極電磁石）の圧縮モードで、1ps（ピコ秒）以下のバンチ長(rms)を持つ超短パルス電子ビームを生成している。圧縮したバンチ長1ps以下の超短パルス電子ビームを90度偏向磁石によって偏向させ、電子ビームの接線方向に高出力のテラヘルツ(THz)領域のコヒーレント・シンクロトロン放射光(CSR)パルスを生成している^[13-14]。また、超短パルス電子ビームを金属ターゲットに集光照射することでテラヘルツ領域のコヒーレント遷移放射光(CTR)も生成可能である。また、最近では、誘電体チューブを用いたコヒーレントチェレンコフ放射光(CCR)の生成も行っている^[2]。これらの高出力コヒーレント・テラヘルツパルスは、低損失の単結晶水晶窓(z-cut)によって大気中に取り出している。利用研究としては、テラヘルツCSRはイメージング応用、テラヘルツCTRは、テラヘルツ時間領域分光(THz-TDS)への適用を行っている^[15-16]。テラヘルツイメージングでは、テラヘルツ検波器と併用した走査型イメージングで、これまで、生体組織の透過イメージング、植物の水分布の経時変化など、従来光源では透過測定が難しい材料を比較的短時間でイメージングすることに成功している。また、テラヘルツ時間領域分光(THz-TDS)では、EOサンプリング法によりテラヘルツパルスの時間波形を計測し、フーリエ変換によりスペクトルが得られるが、サンプルの有無によってその差分を取ることで、サンプルのTHz領域の吸収スペクトルが測定できる。これまでに、実環境においてサブテラヘルツ領域までのスペクトル測定に成功している^[2]。しかし、装置公開の信頼性のある利用を開始するには、テラヘルツスペクトルの広帯域化と、測定精度の向上が求められる。

上記のようなテラヘルツ分光イメージングの利用研究としては、郵便物等に隠蔽された爆発物や麻薬などの不正禁止薬物を、実環境で検出するテラヘルツ検査装置の開発である。これまでに、財

務省関税中央分析所からの受託で“高出力テラヘルツ光源を用いた不正薬物・爆発物探知に係る調査研究”を実施しており、封筒内サンプルに対し、サブテラヘルツでのイメージングや、分光スペクトル測定に成功している。しかし、実用化のためには、広帯域化と精度の向上、及び装置の小型化が必須となってくるが、加速器ベースのテラヘルツ波のポテンシャルは、その強度の強さから、産業ニーズは高いと言える。

4. まとめ

産総研Sバンド小型リニアック施設では、レーザーコンプトン散乱X線源、及びコヒーレントテラヘルツ光源の開発と利用研究を、多くの大学、研究機関、民間企業等と行ってきた。レーザーコンプトン散乱X線源では、インライン位相コントラスト法や吸収端イメージング法などを用いたライフサイエンス応用展開を開始しており、今後は、マルチ衝突レーザーコンプトン散乱による光源のアップグレード開発を達成することで、リアルタイム且つ高分解能の生体イメージングの実現等が期待される。将来、レーザーコンプトン散乱X線源が、一般の病院等での高度医療診断などの飛躍的な発展に繋がる事が期待されている。

また、コヒーレントテラヘルツ光源では、特徴に応じてCSRとCTRを使い分けた利用研究を行っている。これまでにテラヘルツCSRを用いた走査型イメージングによる様々なサンプルの透過イメージングに成功している。テラヘルツCTRでは、サブテラヘルツ領域ではあるが、EOサンプリング法による時間領域分光に成功している。加速器ベースの高出力テラヘルツは、これまで測定が困難であった吸収の多い生体材料や、封筒内部の実環境分析など、ライフサイエンス分野や安全安心技術の分野などにおいて、広範囲での展開が期待される。

参考文献

- [1] 黒田隆之助 他, 加速器, 5巻2号, 137, 2008
- [2] 黒田隆之助 他, 本年会, FRUH07
- [3] N. Terunuma et al., Nucl. Instr. Meth. A, 613, 1, 2009
- [4] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 593, 91, 2008
- [5] R. Kuroda et al., Proceedings of EPAC'08, 1878, 2008
- [6] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S28, 2009
- [7] H. Ikeura-Sekiguchi et al., APL 92, 131107, 2008
- [8] R. Kuroda et al., Nucl. Instr. Meth. A 637, S183, 2011
- [9] K. Yamada et al., Nucl. Instr. Meth. A 608, S7, 2009
- [10] A. Chang et al., Cancer 57, 54, 1986
- [11] 上坂充, 日本AEM学会誌 18巻, 1, 2010
- [12] 鶴嶋英夫, 黒田隆之助, 応用物理, 80巻2号, 120, 2011
- [13] R. Kuroda et al., Infra. Phys. Tech. 51, 390, 2008
- [14] N. Sei et al., J. Appl. Phys. 104, 114908, 2008
- [15] R. Kuroda et al., Rad. Phys. Chem. 77, 1131, 2011
- [16] 熊木雅史 他, 本年会, THPS061