

生体イメージングを目指した 小型リニアックレーザーコンプトン散乱 X 線源の開発

黒田 隆之助*・豊川 弘之・安本 正人
池浦 広美・小池 正記・山田家 和勝

Development of Compact Linac-based Laser Compton Scattering X-ray Source for Biological Imaging

Ryunosuke KURODA*, Hiroyuki TOYOKAWA, Masato YASUMOTO,
Hiromi IKEURA, Masaki KOIKE and Kawakatsu YAMADA

Abstract

A quasi-monochromatic x-ray pulse has been generated via laser Compton scattering (LCS) with an electron bunch and a laser pulse. The LCS hard x-ray source consisted in a compact S-band 40 MeV linac and a Ti: Sa laser system has been developed at AIST and it has been applied to biological uses. The refraction contrast imaging of a biological specimen has been successfully demonstrated with the LCS hard x-ray. We describe the details of our LCS x-ray source, its applications to biological imaging study, together with a future upgrade plan.

1. はじめに

電磁波の一種である X 線は、今から 100 年以上前の 1895 年にレントゲン (Wilhelm Conrad Röntgen) によって発見されて以来、物理学、化学、生物学、医学、産業等の様々な分野で用いられてきた。特に、いわゆるレントゲン撮影や X 線 CT 等の X 線イメージング装置 (ラジオグラフィ) は、人体内部を透視することができるため、病巣等を非破壊で観測できる医療診断法の 1 つとして幅広く活躍している。また、ラジオグラフィは工業製品の非破壊検査にも用いられており、X 線源、CT ステージ、イメージング検出器、さらには画像再構成ソフトなどを統合した総合的なシステムとして市販されている。これらの X 線イメージング装置に組み込まれている X 線源は、数 keV ~ 数 100 keV まで加速した電子を金属ターゲットに照射することにより X 線を発生させる、X 線管が用いられている。しかしながら、これらの X 線イメージング装置では、X 線源より制動放射 X 線と特性 X 線が同時に発生するため、制動 X 線の低エネルギー成分が、医療診断における被験者や、非破壊検査におけるサンプルの被曝線量を著しく増加させてしまい、こ

の事が X 線画像の分解能やコントラストの低下の大きな要因となっている。そのため、特に高度医療診断の分野では、昨今、(準)単色 X 線の重要性が叫ばれている。従来型の X 線管を利用する場合でも、フィルタを入れて特性 X 線のみを利用するといった擬似単色化は可能だが、制動放射の成分を完全に除去しきれないことや、特性 X 線のエネルギーがターゲットに依存するため、任意の、特に数 10 keV の擬似単色化が困難であるといった問題がある。そのため高品質な準単色 X 線を得るには、シンクロトロン放射光施設のアンジュレータ光などを利用するのが望ましい。しかしながら、数 10 keV の準単色硬 X 線生成のためには数百 MeV ~ GeV オーダーのエネルギーを持った電子ビームが必要であり、装置が大規模になるため各地の病院や大学、研究機関に 1 つというわけにはいかない。

こうした中、1910 年頃より使われてきた制動放射や特性 X 線を利用したこれまでの X 線管に代わる X 線発生技術として、現在ではレーザープラズマ X 線¹⁾、高次高調波 X 線²⁾など、様々な方法が研究されている。我々は準単色性に優れたレーザーコンプトン散乱(逆コンプトン散乱)に注目し、現在、生体イメー

* 産業界技術総合研究所 計測フロンティア研究部門 Research Institute of Instrumentation Frontier, AIST
(E-mail: ryu-kuroda@aist.go.jp)

ジングを目的とした小型電子リニアックを用いたレーザーコンプトン散乱 X 線源の研究開発を行っている。本稿では、レーザーコンプトン散乱 X 線源の特長を述べ、我々のグループで現在進行中のレーザーコンプトン散乱 X 線源の開発およびその利用研究について紹介する。

2. レーザーコンプトン散乱 X 線

通常のコンプトン散乱は、高エネルギー光子が静止した電子によって弾性散乱する衝突過程である。それに対して、光子と電子のエネルギーの相対的な関係を逆転させた衝突過程、つまり、低エネルギーの光子（レーザー）と高エネルギー電子との衝突が逆コンプトン散乱（レーザーコンプトン散乱）である（図 1）。近年、レーザーおよび加速器技術の目覚ましい発展により、大強度の短パルスレーザーと電子ビームを高精度に衝突させ、レーザーコンプトン散乱によって高輝度 X 線パルスの生成が可能となった（本稿では、衝突に用いる光子がレーザーの場合についてはレーザーコンプトン散乱と記述する）。

逆コンプトン散乱は、1948 年にはじめて E. Feenberg, H. Primakoff 等により太陽近傍からの数百 MeV の γ 線の起源を明らかにするため理論的な考察がなされた。彼らは、宇宙線中の電子や陽子と太陽などからの光との相互作用（逆コンプトン散乱）により、この γ 線が生じている事を明らかにした³⁾。1963 年には、Milburn⁴⁾ や Arutyunian, Tumanian⁵⁾ 等により、加速器の電子ビームをレーザーコンプトン散乱に応用することが提案され、1964 年に Lebedev Physi-

cal Institute において、電子シンクロトロン⁶⁾の 550 MeV の電子ビームとルビーレーザーとを衝突させ X 線を発生する実験が行われた⁶⁾。日本国内では、1994 年に電総研（現：産総研）の電子蓄積リングにおいて、高い偏極度をもつ 1~10 MeV の γ 線を生成する実験が行われた⁷⁾。これらの国内外の実験以降、世界各地の研究機関や大学においてレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置の開発や応用研究が盛んに行われている⁸⁻¹¹⁾。これまで、蓄積リングを周回する電子ビームとレーザーの衝突によりエネルギーが keV~MeV の X 線・ γ 線発生に関する研究が広く行われてきているが、近年、より短パルスでピーク強度の高い X 線を発生させるため、小型リニアックを用いたシステムの開発も盛んに行われてきている。

ここでレーザーコンプトン散乱の特長について簡単に述べておく。先に記述したように、レーザーコンプトン散乱は、高エネルギーの電子ビームが低エネルギーの光子（レーザー）を高エネルギーの光子（X 線）として弾性散乱させるものである（図 1）。この電子と光子の相互作用は、電子の静止系で見れば、通常のコンプトン散乱（X 線や γ 線等の高エネルギー光子が静止している電子によって弾性散乱する過程）に他ならないが、実験室系で見るとエネルギーの付与が逆転している。通常のコンプトン散乱の場合、光子は電子の周りに一様に散乱されるのに対し、レーザーコンプトン散乱では相対論的エネルギーの電子ビームが用いられるため、電子の進行方向へのローレンツブーストによって、同方向へ最も密に光子が散乱される。これは、アンジュレータ光の発生原理と基本的には同じであり、アンジュレータの代わりにレーザー光を使って電子を蛇行させ、電磁波を発生させることと等価である¹²⁾。レーザーコンプトン散乱により発生する X 線のエネルギー ($h\nu$) は、入射光子（レーザー）のエネルギー： $h\nu_0$ 、入射電子のエネルギー： $\gamma m_0 c^2$ (γ ：ローレンツ因子、 m_0 ：電子の静止質量、 c ：光速)、レーザーの入射角： θ 、X 線の散乱角： ϕ とすると次の式で表すことができる（図 1 下参照）。

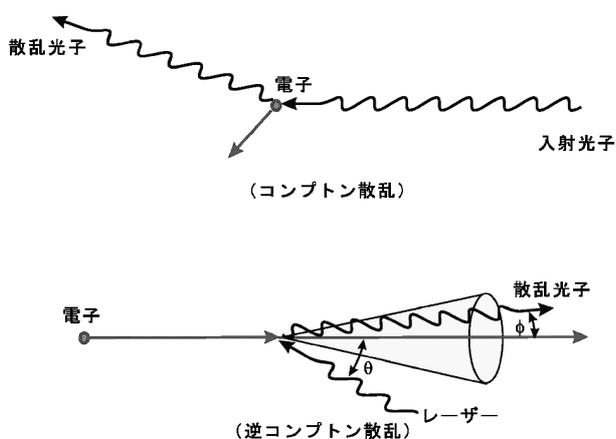


図 1 コンプトン散乱と逆コンプトン散（レーザーコンプトン散乱）。逆コンプトン散乱では、散乱光子は電子ビーム進行方向に集中している事を円錐で表わしている（電子と入射光子（レーザー）の衝突角： θ 、光子の散乱角： ϕ ）。

$$h\nu = \frac{(1 + \beta \cos \theta) \cdot h\nu_0}{1 - \beta \cos \phi + [1 + \cos(\theta + \phi)] \cdot \frac{h\nu_0}{\gamma m_0 c^2}} \quad (1)$$

上式分母の第 3 項はコンプトン反跳の効果を意味するが、光子（レーザー）のエネルギーに比べ電子のエネルギーが十分に大きい場合、この効果は無視できるため古典的なトムソン散乱と同じになる。また(1)式から、X 線のエネルギーはレーザー波長、電子のエ

エネルギー、レーザーと電子の衝突角を変化させることによって任意に選択できることが分かる（エネルギー可変性）。レーザーと相対論的エネルギーの電子ビーム（ $\beta \sim 1$ ）を正面衝突（ $\theta = 0$ ）させた場合には、電子ビームの進行方向（ $\phi = 0$ ）に、入射光子のおおよそ $4\gamma^2$ 倍のエネルギーをもった光子が散乱される（ $4\gamma^2 \cdot h\nu_0 = 4\gamma^2 \cdot hc/\lambda_L$, λ_L はレーザーの波長）。例えば、波長 800 nm の Ti : Sa レーザーと 40 MeV の電子ビームを衝突させると、最大約 38 keV の X 線を発生することができる。一方、アンジュレータを使った放射光の場合、電子ビームエネルギーとアンジュレータの周期長（ λ_U ）および K 値から決まる発振波長は、 $2\gamma^2 \cdot hc/\lambda_U(1+K^2)$ と表わされる。つまり、レーザーコンプトン散乱の場合と同じエネルギーの X 線をアンジュレータ光として発生させる場合には、おおよそ 2 桁高いエネルギーの電子ビームが必要となる。レーザーコンプトン X 線源では電子ビームのエネルギーが低くおさえられるため、加速器の規模が通常の放射光施設に比べ格段に小さくする事ができる（コンパクト性）。また、レーザーコンプトン散乱 X 線は $1/\gamma$ の広がりを持ったコーン状のビームであり、その中心はエネルギーと輝度が高く、この部分を切り出すことにより数%以下のエネルギー幅の準単色 X 線を取り出すことができる（準単色性）。更に、散乱 X 線の時間構造は、相互作用させる電子ビームとレーザーの時間構造及び衝突角に依存するが、近年の加速器技術とレーザー技術の進歩により、両者の同期を高精度にとり 90 度衝突させることによりフェムト秒時間幅 X 線パルスを生成することも可能である。

レーザーコンプトン散乱 X 線の強度（全光子数 N ）は、散乱断面積 σ とビーム形状などによって決まるルミノシティ L との積（ $N = \sigma L$ ）によって算出される。コンプトン散乱における散乱断面積は、Klein-仁科の式として知られているが、レーザーコンプトン散乱（逆コンプトン散乱）の場合も、電子の静止系を実験室系へローレンツ変換することにより散乱断面積を求めることができる。

ここで、筆者がこれまで関わったレーザーコンプトン散乱実験を少し紹介させて頂く。1999 年、米国のブルックヘブン国立研究所の試験加速器施設（BNL-ATF）において約 60 MeV の電子ビームと CO₂ レーザーを用いて、当時世界最高強度の約 6.5 keV、 3×10^6 photons/sec の X 線生成実験に参加した¹³⁾。2001 年より早稲田大学において、レーザーフォトカソード RF 電子銃を電子源とする小型加速器と Nd : YLF レーザーシステムで構成されるコンパクトな X 線発

生システムを開発し、2003 年にはピコ秒時間幅の軟 X 線（約 300 eV）の生成に成功した¹⁴⁾。その他、2005 年に高エネルギー加速器研究機構 ATF において、リニアコライダーの偏極陽電子源の開発としてダンピングリングから取り出した低エミッタンス電子ビームと円偏光した Nd : YAG レーザーパルスのレーザーコンプトン散乱により偏極 γ 線を生成する実験に参加をした¹⁵⁾。現在は、これまでのレーザーコンプトン散乱 X 線発生実験で得た経験を生かし、産総研において生体イメージングを目指した小型リニアックレーザーコンプトン散乱 X 線源の開発に携わっている。

3. 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

3.1 装置概要

産総研では、これまで電子蓄積リング TERAS の周回電子ビームと高強度レーザーのレーザーコンプトン散乱 γ 線を使った、非破壊検査用 CT 技術の開発を行ってきた^{7,16)}。そして、平成 16 年より 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 線発生装置の開発と利用研究を行っている⁸⁾。この X 線発生装置は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）から委託を受けた技術研究組合フェムト秒テクノロジー研究機構（FESTA）と産総研との共同研究により、FESTA の分散研の一つであった住友重機械工業株式会社を中心として開発されたものである。（「フェムト秒テクノロジー」プロジェクト、第 1 期：平成 7～12 年度、第 2 期：平成 13～16 年度¹⁷⁾）このプロジェクト終了後、X 線発生装置の実用化を達成するために住友重機械工業（田無）より産総研へ S バンド加速器およびレーザーシステムを含む装置全体が移管された。そして現在、装置のアップグレード開発と利用研究の促進を行っている。平成 17 年 10 月から装置の移設を開始し、平成 18 年 2 月 27 日付で施設検査に合格、同年 3 月に移設後最初のレーザーコンプトン散乱硬 X 線生成に成功した。

本装置は、S バンド電子リニアック本体はもちろん、電磁石を含むビームトランスポートライン、クライストロンおよびその変調電源などのマイクロ波源、そしてカソード照射用レーザーと衝突用フェムト秒レーザーシステムなど、全てのコンポーネントを約 8×8 m² の面積に集約して 1 つの中規模実験室に設置しており、大変コンパクトな構成になっている（図 2）。本装置の主な仕様を表 1 に示す。図 3 にある様に、S バンド（2856 MHz）レーザーフォトカソード RF

電子銃と Nd : YLF もしくは Nd : YAG レーザーの 4 倍波によって約 4 MeV の電子ビームを生成し, 1.5 m の $\pi/2$ モード S バンド定在波加速管 2 本により約 40 MeV まで加速する. その後, ビームはアクロマティックアーク部によって 90 度偏向され, Q トリプレットにより衝突点に集束される. 衝突に用いられる Ti : Sa レーザーパルスは, 発振器からのモードロックレーザー (79.3 MHz) 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される. その後, コンプレッサーにてフェムト秒まで圧縮し, レンズで集光させ, 電子ビームと衝突させる. 電子ビームと発生 X 線は偏向電磁石により分離され, 電子ビームはビームダンプに捨てられる. 生成したレーザーコンプトン散乱硬 X 線は利用スペースでイメージングなどの利用・応用研究に用い

表 1 小型リニアックを用いたレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置の主な仕様

電子ビーム	エネルギー	20~42 MeV
	エネルギー幅	約 0.2%
	電荷量	1 nC
	バンチ長	3 ps(rms)
	集光サイズ(rms)	43 μm \times 30 μm
	繰返しレート	10 Hz
Ti:Sa レーザー	波長	800 nm
	パルスエネルギー	140 mJ
	パルス幅	100 fs(rms)
	集光サイズ(rms)	28 μm \times 28 μm
X 線	繰返し	10 Hz
	衝突角	15 度
	エネルギー(可変)	10~40 keV
	光子数	10 ⁷ photons/sec@10 Hz
	パルス幅	3 ps(rms)
	安定度	約 6 % (p-p, 15 min)
	エネルギー幅	約 4 % @2.5 mrad 約 10 % @7.5 mrad
	衝突角	90 度
	エネルギー	20 keV
	光子数	10 ⁶ photons/s@10 Hz
パルス幅	150 fs(rms)	

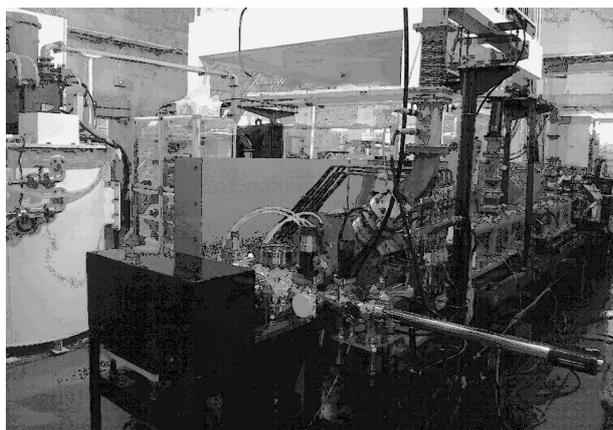


図 2 産総研 S バンド小型電子リニアック

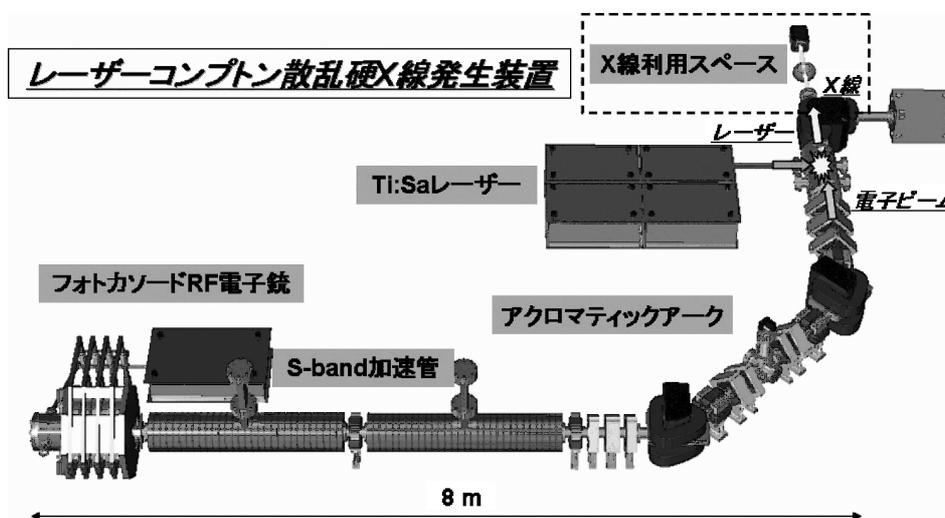


図 3 レーザーコンプトン散乱 X 線発生装置

られる。本装置では、電子ビームのエネルギーを 20～42 MeV の範囲で変化させることにより、約 10～40 keV のエネルギー可変の準単色 X 線を生成することが可能である。また、衝突角が 15 度の時に、発生 X 線の全光子数は約 10^7 photons/sec である。尚、電子ビームとレーザーは、高精度時間同期システムにより制御され、極めて小さい時間ジッターでの衝突を実現し、安定な X 線生成を実現している。

3.2 レーザーコンプトン散乱 X 線による生体イメージング

平成 18 年 3 月以降、我々は S バンド小型リニアックをベースにしたレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置を用いて、透過吸収、及び屈折コントラスト X 線イメージングを行ってきた¹⁸⁾。測定可能な試料の大きさは、X 線取り出し窓（ベリリウム窓）や検出器の位置で決まり、約 3～5 cm となっている。また、分解能は検出器（X 線 CCD やイメージングプレート）の性能に制限されるため、現在のところ 50～80 μm 程度である。低感度であるが、より高分解能の検出器を用いる事により 30 μm 以下の分解能も期待できると考えている。また、我々のシステムでは、イメージングに用いることのできる X 線のエネルギーは 10～40 keV と可変であるため、光源の準単色性から金属等の吸収端をねらったイメージングも行うことが可能である。

産総研外の研究者によるレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置の利用研究の 1 つとして、平成 18 年度より、茨城県立医療大学・森教授のグループと医療診断を目指した X 線イメージングの研究を行っている。レーザーコンプトン散乱 X 線源の微小光源性から、試料中の境界における僅かな密度差による屈折を検出して画像化すること（屈折コントラストイメージング）が可能である。そのため、吸収がほとんどない場合でも鮮鋭な画像が得られ、生体組織においては、特に組織と空気や骨との境界を明確に可視化できる¹⁹⁾。既に昨年度、本レーザーコンプトン散乱 X 線発生装置を光源に、イメージングプレート（IP）を検出器に使用して取得した生体イメージングに関する報告をしている²⁰⁾。この実験では、図 4 に示したようなセットアップで、試料（ラットの腰椎）と検出器の距離をそれぞれ 40 mm (a)、200 mm (b)、750 mm (c) とした時のコントラストの変化を調べた。その測定結果を図 5 に示す。3 つのイメージ中の枠内に注目すると、検出器の距離を離していった時に屈折効果によりコントラストが強調されていることがわかる。この時、イメージング像 1 枚を撮影するのに要した時

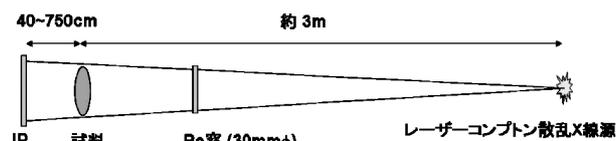


図 4 屈折コントラスト生体イメージングの実験セットアップ

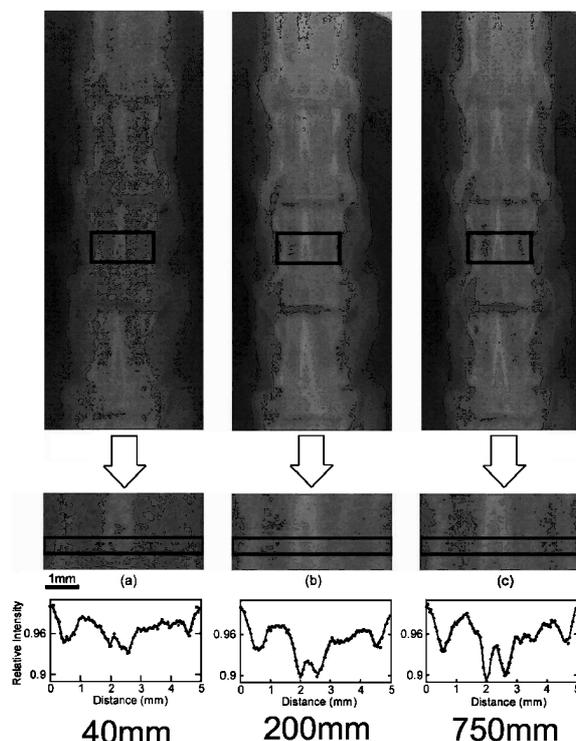


図 5 試料と検出器の距離を 40 mm (a)、200 mm (b)、750 mm (c) と変化させた時の試料（ラットの腰椎）の X 線生体イメージング像

間は約 30 分であった。積算の X 線パルス数にすると約 18,000 パルスとなるため、X 線パルス幅の約 3 ps (rms) から正味の照射時間は 50 ns (rms) 程度となる。実際に X 線が試料に照射されている時間は短い（余計な被爆量は少ない）が、画像を取得するのに数 10 分間を要してしまう。イメージングの時間短縮が実用化に向けた 1 つの改善点である。

3.3 マルチ衝突レーザーコンプトン散乱

小型リニアックベースのレーザーコンプトン散乱 X 線源は、既に実用化に近いところまで開発が進んでいるが、測定時間の観点から更なる X 線収量（単位時間に発生する X 線量）の増加が必要である。しかし、1 回のレーザーと電子ビームの散乱により発生光子数を増やし、X 線収量を劇的に増やす事は困難である。そこで、X 線の収量を増やすためには電子

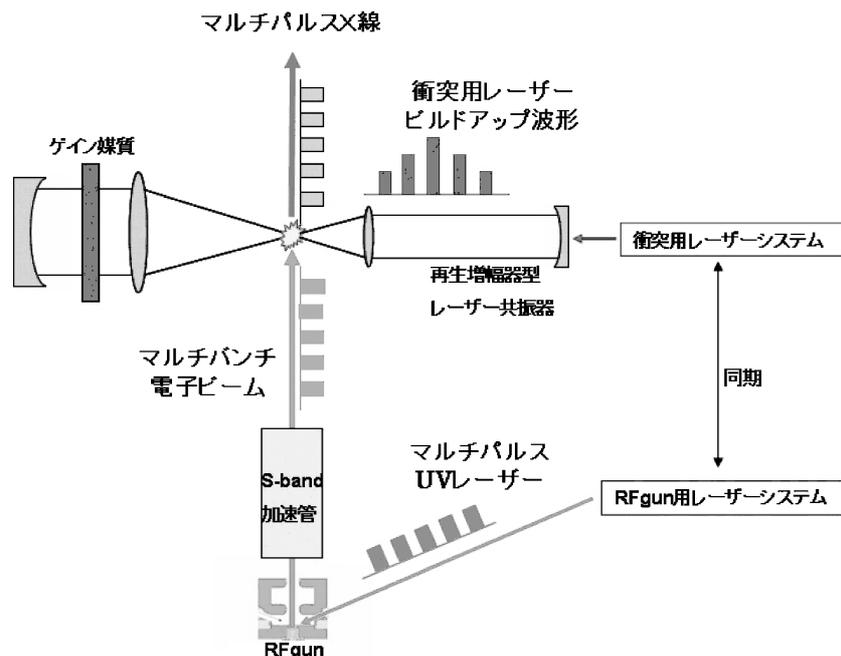


図6 再生増幅器型レーザー共振器を用いたマルチ衝突レーザーコンプトン散乱の概念図

バンチとレーザーパルスの衝突回数を増やすことが1つの方法であろう。蓄積リングと異なり、リニアックベースのレーザーコンプトン散乱 X 線では、基本的に1回の電子ビームとレーザーパルスの相互作用の後、電子ビームは捨てられてしまう。常伝導加速器の場合は、数 10 Hz から多くても数 100 Hz の RF パルス運転であるので、RF の 1 マクロパルスで多数の電子バンチ (マルチバンチビーム) を加速し、マルチパルスレーザーと多数衝突させる方法が収量を増やすための打開策となる。レーザーと電子ビームをマルチ衝突させる方法としては、電子ビームとレーザーパルスとの衝突を光共振器の中に配置する場合と、光共振器から出力されるマルチパルスを増幅して衝突点に導く方法が考えられる。また、レーザーパルスを共振器内部で蓄積させる場合は、スーパーキャビティを用いる方法²¹⁾とゲイン媒質を光共振器内に挿入した再生増幅器型の方法の2つが考えられる。産総研では衝突点を光共振器の中に配置し、高いピーク強度が得られるゲイン媒質を共振器内に挿入した光増幅方法を選択し研究開発を進めている。

図6に、マルチ衝突レーザーコンプトン散乱の概念図を示す。現在、マルチ衝突レーザーコンプトン散乱に用いる電子ビームとして、Cs-Te フォトカソード²²⁾と小型マルチパルスレーザーを用いる事により、100 バンチ、12.6 ns 間隔のマルチバンチ電子ビーム生成に成功している (図7)。一方、マルチ衝突用再生増幅器型レーザー共振器の開発については、共振器

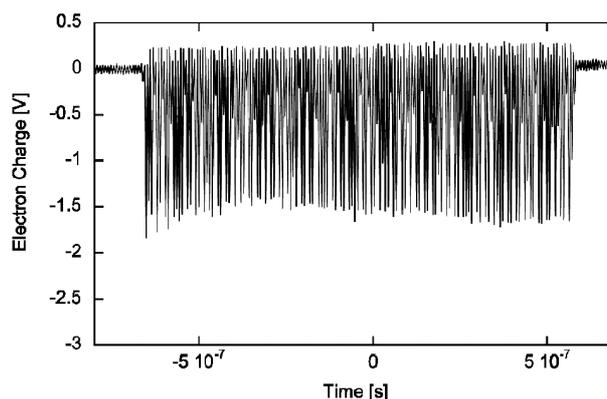


図7 40 MeV, 100 バンチのマルチバンチ電子ビーム (1 V = 1 nC)

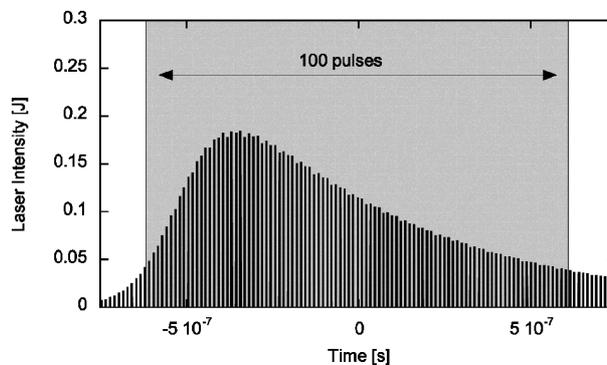


図8 衝突用レーザー共振器内のビルドアップ波形 (計算)

の設計及び製作を開始している²³⁾。このレーザーシステムでは、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 10 ps 程度まで時間幅を拡げ、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、そのビルドアップ中のレーザーパルスとマルチバンチ電子ビームとの衝突を行う。レーザー共振器のビルドアップ波形は図 8 のように計算され、最大ピークエネルギーは約 180 mJ/pulse である。そして、エネルギーが最大となるパルスの近傍 100 パルスを利用することにより、平均 100 mJ/pulse × 100 pulses, 総エネルギー約 10 J のレーザー蓄積をする。このビルドアップ中のレーザーパルスと、マルチバンチ電子ビーム (100 バンチ) をマルチ衝突させ、12.6 ns 時間間隔で 100 パルスのマルチパルス X 線を生成する事により、レーザーコンプトン散乱 X 線の収量を 2 桁 (10^9 photons/s) 以上増強することを目指している。

4. おわりに

本稿では、レーザーコンプトン散乱 X 線の特長と産総研における小型リニアックを用いたレーザーコンプトン散乱 X 線発生装置の開発と利用研究について紹介した。利用研究では、光源の特長を生かし、測定試料の種類によって X 線のエネルギー (10~40 keV) を任意に選択した X 線イメージングが可能な段階まで開発が進んできた。更には、X 線源が準単色・微小光源であることから、屈折コントラスト法による高コントラスト生体イメージングも実現している。しかし、現在の X 線収量が十分ではないため、感度が低い高分解能の検出器を用いることが困難な状況である。X 線収量を増加させるための打開策として開発を進めている、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が実現できれば、X 線収量は 100 倍の 10^9 photons/s となり高分解能のフラットパネル検出器等を用いることにより、リアルタイム且つ高分解能の生体イメージングが期待できる。レーザーコンプトン散乱 X 線発生装置による高度医療 X 線診断の実現は、将来、小~中規模の病院や研究施設における高コントラスト X 線イメージング技術の普及、そして生体を対象とする高度医療診断、及び治療分野の飛躍的な発展に繋がる事が期待できる。

最後に、本研究及び本稿執筆に関して、住友重機械工業榎酒井文雄主任研究員をはじめとした開発グループの皆様、茨城県立医療大学森浩一教授の研究グループの皆様、早稲田大学鷺尾方一教授、及び研究室の皆

様、そして高エネルギー加速器研究機構 ATF グループの皆様にご多大なご協力をいただき、ここに感謝の意を表します。

参考文献

- 1) Y. Tamaki *et al.*, *Phys. Rev. A*, **62**, p. 063802 (2000).
- 2) H. Kotaki *et al.*, *Nucl. Inst. & Meth. Phys. Res. A*, **455**, p. 166 (2000).
- 3) E. Feenberg and H. Primakoff, *Physical Review*, **73**, 449 (1948).
- 4) R. H. Milburn, *Physical Review Letters*, **10**, p. 75 (1963).
- 5) F. R. Arutyunian and V. A. Tumanian, *Phys. Lett.*, **4**, p. 176 (1963).
- 6) O. F. Kulikov, Y. Y. Telnov, E. I. Filippov and M. N. Yakimenko, *Phys. Lett.*, **13**, p. 344-346 (1964).
- 7) H. Ohgaki, T. Noguchi, S. Sugiyama, T. Yamazaki, T. Mikado, M. Chiwaki, K. Yamada, R. Suzuki and N. Sei, *Nucl. Inst. & Meth. Phys. Res. A*, **353**, p. 384 (1994).
- 8) 黒田隆之助 他, 第 4 回日本加速器学会プロシーディングス集, 13 (2007).
- 9) F. Sakamoto, M. Uesaka *et al.*, *Journal of the Korean Physics Society*, **49**, p. 286 (2006).
- 10) V. Androsov *et al.*, *Nuclear Instruments and Methods A*, **543**, p. 58 (2005).
- 11) W. Leemans *et al.*, *Proc. of the 1995 Particle Accelerator Conference*, p. 174 (1995).
- 12) K. J. Kim, S. S. Chattopadhyay and C. V., *Nucl. Instr. Meth. A*, **341**, p. 351 (1994).
- 13) S. Kashiwagi, M. Washio, T. Kobuki, R. Kuroda *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. A*, **455**, p. 36 (2000).
- 14) S. Kashiwagi, R. Kuroda *et al.*, *J. Appl. Phys.*, **98**, p. 123302 (2005).
- 15) T. Omori, M. Fukuda, T. Hirose, Y. Kurihara, R. Kuroda *et al.*, *Physical Review Letters*, **96**, p. 114801 (2006).
- 16) 豊川弘之, 産総研広報誌 AIST Today, 2-1, p. 12 (2002).
- 17) 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, <http://www.nedo.go.jp/denshi/kanmin/index.html>
- 18) 安本正人 他, 第 3 回日本加速器学会プロシーディングス集, 726 (2006).
- 19) K. Mori *et al.*, *J. Synchrotron Rad.*, pp. 143-147 (2002).
- 20) H. Ikeura-Sekiguchi, R. Kuroda *et al.*, *Applied Physics Letters*, **92**, p. 131107 (2008).
- 21) K. Sakaue *et al.*, *Proceedings of Particle Accelerator Conference 2007 (PAC07)*, 1034 (2007).
- 22) R. Kuroda *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. A*, (in press) (2008).
- 23) R. Kuroda *et al.*, *Proceedings of Particle Accelerator Conference 2007 (PAC07)*, 1022 (2007).