

レーザー逆コンプトン散乱 X 線光源の開発とその応用

黒田隆之助・平 義隆・池浦 広美
安本 正人・豊川 弘之・山田家和勝

Development of Laser Inverse Compton Scattering X-ray Source and Its Application

Ryunosuke KURODA, Yoshitaka TAIRA, Hiromi IKEURA, Masato YASUMOTO, Hiroyuki TOYOKAWA and Kawakatsu YAMADA

An X-ray source via laser inverse Compton scattering between a high power laser and a high charge electron beam has many benefits such as energy tenability, quasi-monochromaticity and small source size. The laser inverse Compton scattering X-ray source has been developed on the basis of an S-band compact electron linac at AIST. The X-ray source consists of the 42 MeV electron linac with a laser photocathode rf gun and a Ti:Sapphire chirped pulse amplification (CPA) laser system. The X-ray has been generated with arbitrary energy of 10–40 keV with narrow bandwidth by changing the electron energy. The in-line phase-contrast imaging (refraction contrast imaging) and the K-edge imaging with biological specimens have been successfully demonstrated using the X-ray source for future medical applications. We described details of the laser inverse Compton scattering X-ray source with some imaging results and its future aspects.

Key words: laser Compton scattering, inverse Compton scattering, quasi-monochromatic X-ray, laser photocathode rf gun, X-ray imaging

近年のレーザー技術、加速器技術の進歩により、両者を融合させることで、それぞれ単独では得られなかった特徴をもった光源を実現することができる。代表的な光源としては X 線自由電子レーザーが著名であるが、レーザー逆コンプトン散乱 X 線もそのひとつである。レーザー逆コンプトン散乱 X 線光源は、エネルギーが高く、指向性の高い X 線ビームが得られるなど、その優れた特性を利用し、世界のさまざまな研究機関において医療や産業応用を目指した高性能化が進められている。本稿では、レーザー逆コンプトン散乱の原理と生成 X 線の特性、および医療イメージング光源としての展望について解説する。

1. レーザー逆コンプトン散乱 X 線の歴史と原理

逆コンプトン散乱は、一般的に知られているコンプトン散乱と比較し、光子と電子の相対的なエネルギー関係を

逆転させた衝突過程である。コンプトン散乱が、 γ 線などの高エネルギー光子によって静止した電子が弾性散乱されるのに対し、逆コンプトン散乱は、低エネルギー光子と高エネルギー電子との衝突である。特に衝突に用いる光子がレーザーの場合は、レーザー逆コンプトン散乱、または単にレーザーコンプトン散乱とよばれている。逆コンプトン散乱現象の歴史は古く、1948 年に E. Feenberg, H. Primakoff らが、太陽近傍からの γ 線が宇宙線中の電子や陽子と太陽等の光との相互作用（逆コンプトン散乱）により生じていることを明らかにしたことが最初であろう¹⁾。人工的な逆コンプトン散乱現象としては、1963 年に加速器からの電子ビームを応用するレーザー逆コンプトン散乱が、R. Milburn²⁾ や F. Arutyunian, V. Tumanian³⁾ らによって提案され、翌 1964 年、Lebedev Physical Institute において、実際に 550 MeV 電子シンクロトロン加速器の電

独立行政法人産業技術総合研究所（〒305-8568 つくば市梅園 1-1-1 つくば中央第 2 事業所） E-mail: ryu-kuroda@aist.go.jp

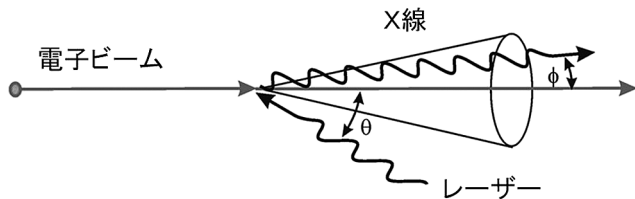


図1 レーザー逆コンプトン散乱の概念図.

電子ビームとレーザーとの衝突実験が行われている⁴⁾. 日本国内では, 1994年に当時の電子技術総合研究所(現・産業技術総合研究所, 以下産総研)の電子蓄積リングTERASにおいて, 高い偏極度をもつ1~10 MeVのX線生成実験が行われた⁵⁾. 以降, 世界各地の研究機関や大学において, レーザー逆コンプトン散乱X線源の開発や応用研究が精力的に行われている⁶⁻⁸⁾.

レーザー逆コンプトン散乱は, 図1のように, レーザーのような低エネルギー光子が, 加速器からの電子ビームのような高エネルギー電子と衝突することによって, X線, すなわち高エネルギー光子として弾性散乱されるものである. しかし, これを電子の静止系でみると, 通常のコンプトン散乱にほかならず, 同様の取り扱いをすることができる. 通常のコンプトン散乱の場合, 光子は電子の周りにほぼ一様に散乱されるのに対し, レーザー逆コンプトン散乱では加速器によって加速された相対論的エネルギーの電子が用いられるため, ローレンツブーストによって電子の進行方向へ最も密に光子が散乱されるコーン状ビームとなる. これは, 放射光施設などのアンジュレーター光(磁石列からの放射光)の発生原理と, 基本的には同じである⁹⁾. レーザー逆コンプトン散乱によって散乱されるX線(散乱光子)の光子エネルギー($h\nu$)は, レーザー(入射光子)の光子エネルギーを $h\nu_0$, 電子ビームのエネルギーを $\gamma m_0 c^2$ (ここで γ はローレンツ因子, m_0 は電子の静止質量, c は光速), レーザーとの衝突角を θ , 散乱されるX線(散乱光子)の散乱角を ϕ とすると,

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

と表すことができる. なお, 式(1)の分母第3項はコンプトン反跳とよばれる効果を意味するが, 電子のエネルギーがレーザーの光子エネルギーに比べ十分に大きい場合は, この効果を見捨てることのできる. それはすなわち, 一般的な加速器からの電子ビームとレーザーとの衝突においては, 古典的なトムソン散乱と同様の扱いができることになる. その場合, 散乱X線の最大エネルギー($h\nu_{\max}$)は, 電子ビーム軸上の散乱X線ビーム中心($\phi=0$)におい

て得られ, 一次近似を用いて

$$h\nu_{\max} \cong 2\gamma^2(1+\beta\cos\theta)h\nu_0 \quad (2)$$

と記述することができる. 特に電子ビームとレーザーとの正面衝突である対向散乱($\theta=0$)の場合は, さらに $h\nu_{\max} \cong 4\gamma^2 h\nu_0$ と簡略化することができ, 散乱X線の最大エネルギーは γ 因子の2乗, すなわち電子エネルギーの2乗に比例することがわかる. さらに, X線の散乱角 ϕ について展開すると, $h\nu(\phi) \cong h\nu_{\max}/1+(\gamma\phi)^2$ が得られ, 散乱X線の光子エネルギー分布はローレンツ型となり, $\phi=1/\gamma$ の角度において最大エネルギーの半分となることがわかる. 例えば, 中心波長が約800 nm(光子エネルギー約1.5 eV)のレーザーと約50 MeV(γ 因子約100)の電子ビームを対向散乱させた場合は, 約60 keVのX線が散乱によって生成され, 散乱角 $\phi=1/\gamma$ は約10 mradの角度では, X線エネルギーはその半分となる.

ここでレーザー逆コンプトン散乱X線の特性をまとめると, まず上述の式からエネルギー可変性が得られる. 衝突させる電子のエネルギー, レーザーの波長および衝突角等を変化させることにより, 任意のエネルギーを選択することができる. そして散乱によって生成されたX線は, 電子ビーム軸上に $1/\gamma$ の角度広がりをもった指向性の高いコーン状ビームとなり, そのX線のビーム中心は最もエネルギーが高く, 光子密度も高い. その中心付近をアパーチャー等で切り出した場合は, エネルギー幅数%程度の準単色性をもつX線として利用できる. X線源としてみた場合の光源サイズは, 電子ビームとレーザーの相互作用領域, すなわち両者のスポットサイズに依存し, 磁石による電子収束やレンズによるレーザー集光によって数十 μm 程度のスポットサイズとなり, 微小光源性を示す. この場合, 通常のX線管と比較すると, 高い空間的な可干渉性を有することになる. また, 生成X線の偏光はレーザーの偏光特性を踏襲するため, 高い偏極性を示すことが知られている¹⁰⁻¹¹⁾. 散乱X線の時間構造は, 電子ビームとレーザーの時間構造(バンチ長やパルス幅), 空間構造(ビームサイズ), および衝突角に依存し, パルス同士の衝突では散乱X線も同様にパルスとなる短パルス性を示す. 特にフェムト秒レーザーとの直交散乱($\theta=90$)では, フェムト秒のX線パルスを生成することができる. 光源の規模に関しては, 大型シンクロトロン放射光施設のアンジュレーターを使った場合と比較すると, 同じエネルギーのX線を生成するのに, レーザー逆コンプトン散乱X線源では電子エネルギーを2桁程度小さくすることが可能であり, 加速器の規模を格段に小さくすることができるといった装置のコンパクト性をもつ.

2. レーザー逆コンプトン散乱 X 線の必要性

X 線イメージング装置は、一般的に知られているレントゲン撮影や CT (コンピューター断層撮影) 装置として特に医療分野で使用されており、人体内部を透視することで病巣等を非破壊で観察できる診断法のひとつとして幅広く活躍している。この X 線は、今から 100 年以上前の 1895 年にレントゲン (W. C. Röntgen) によって発見され、以来、医療分野のみならず、物理学、化学、生物学といった学術分野や、産業利用等のさまざまな分野で用いられてきた。近年の X 線イメージング装置では、X 線源、検出器、駆動機構、さらには画像再構成ソフトなどを統合した総合システムとして市販されている。これらの装置に組み込まれている X 線源はおもに X 線管であり、フィラメント等を熱することで熱電子を発生させ、静電場により数 keV ~ 数 100 keV まで加速した後、金属ターゲットに照射することで制動放射 X 線および特性 X 線を発生させている。しかしながら、X 線管等で単色性の高い X 線を利用する場合は、エネルギーフィルターにより特性 X 線付近のみを利用するといった擬似単色化を図っているが、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してしまうため、任意のエネルギーでの単色化が困難であるといった問題がある。一方、高度医療診断の分野では、単色性の高い X 線 (単色、もしくは準単色) が注目されており、シンクロトロン放射光施設のアンジュレーター光などによる高品質の単色 X 線を利用した研究が進められている。しかしながら、この場合、人体を透視するのに適したエネルギーである数十 keV 以上の単色硬 X 線生成では、数百 MeV ~ GeV 級のエネルギーをもつ電子ビームが必要であり、装置規模はきわめて大型で、普及型光源としての実用化は困難である。そのため産総研では、前述のようにさまざまな優れた特性をもち、比較的新しい技術であるレーザー逆コンプトン散乱 X 線に注目し、医用イメージング応用を目的とした準単色 X 線源の開発を行っている¹²⁾。

3. レーザー逆コンプトン散乱 X 線源

ここでは、レーザー逆コンプトン散乱 X 線の強度と光源としての開発例を示す。まず、レーザー逆コンプトン散乱 1 回の衝突過程における散乱 X 線の強度 (散乱光子数 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ー L との積によって算出することができる。散乱断面積は通常のコンプトン散乱では Klein・仁科の式として知られているが、レーザー逆コンプトン散乱の場合でも、Klein・仁科の式を電子の静止系から実験室系へローレンツ

変換することによって求めることができる。特に電子のエネルギーが十分に大きい場合は、トムソン散乱として取り扱えるため、 n 個のレーザー光子と電子が同じ空間サイズ r で、単位時間あたりの f 回正面衝突 (対向散乱) した場合は、トムソン散乱の散乱断面積 $\sigma_T = 665 \text{ mb}$ (ここで、mb (ミリバーン) は 10^{-31} m^2 で定義される) を用いて、 $N = f \cdot \sigma_T L = f \cdot \sigma_T n^2 / 4\pi r^2$ と簡易的に求めることができる。つまり、利用目的の光源として十分な X 線強度を得るためには、「電子数・光子数を増やす」「ビーム径を絞る」「衝突回数を増やす」といった技術開発が重要であることがわかる。近年では特に、衝突回数 f を増やすための研究開発が盛んに行われており、電子に関しては、常伝導リニアックにおけるマルチバンチ電子ビームや、蓄積リング、超伝導リニアック、エネルギー回収型リニアック (ERL) といった高繰り返し電子源の利用が進められている。衝突用レーザーに関しては、高ピーク強度レーザーではなく (非線形問題が生じるため)、平均強度を増強するためのレーザー蓄積共振器 (エンハンスメント・キャビティ) やレーザー周回技術等の開発が進んでいる。共振器開発では、電子ビームの仕様にあわせた手法が採用されており、CW レーザーやモードロックレーザー (ピコ秒やフェムト秒パルス) によるファブリー・ペロー型共振器やリング型共振器、増幅媒質を用いた再生増幅器型共振器など、手法はさまざまである。国内プロジェクトとしては、上記のさまざまな手法を網羅的に開発することでレーザー逆コンプトン散乱光源の高性能化を図る文部科学省プロジェクト「光・量子融合連携研究開発プログラム (小型高輝度 X 線源イメージング基盤技術開発)」(URL: <http://nkocbeam.kek.jp/>) が、高エネルギー加速器研究機構を代表機関として研究開発を進めており、東北大、(株)リガク、産総研などが X 線利用の研究機関として参画している。

一方、産総研では、S バンド小型リニアック施設において、高輝度の電子ビームと高出力の Ti:Sapphire レーザーをベースとしたレーザー逆コンプトン散乱 X 線発生装置の開発が行われている。本装置は、レーザーフォトカソード高周波 (RF) 電子銃を電子源とし、加速管、偏向電磁石を含むビームトランスポートライン、高周波源 (クライストロン) およびレーザーシステムなど、すべてのコンポーネントを約 $8 \times 8 \text{ m}^2$ の面積に集約して比較的コンパクトな構成を実現している (図 2)。電子ビームは、レーザーフォトカソード高周波 (RF) 電子銃において、モードロック Nd:YVO₄ レーザーから任意に切り出したレーザーパルス を 2 段のマルチパス Nd:YAG アンプによって増幅し、四倍波 (波長 262 nm) に波長変換した後、約 10 μJ の UV レー

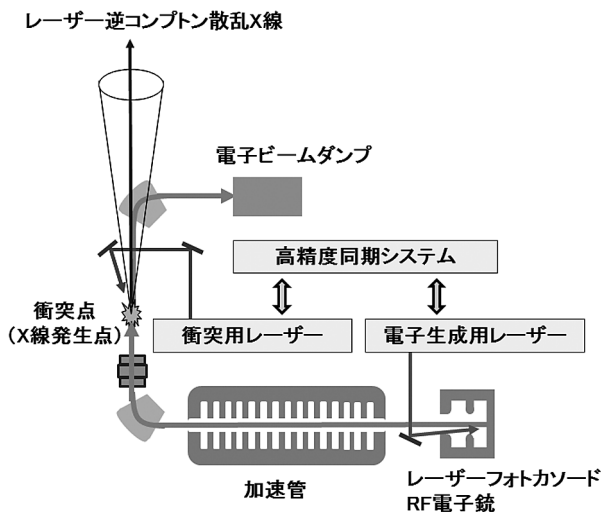


図2 産総研Sバンド小型リニアック施設におけるレーザー逆コンプトン散乱X線源.

レーザーパルスとしてフォトカソード面 (Cs-Te) に照射することで、電荷量 1 nC 以上のピコ秒電子ビーム (約 3 ps (rms)) を光電効果によって生成している。その後、加速器によって最大で約 42 MeV まで追加速された電子ビームは、アクロマティックアーク部 (一対の 45 度偏向電磁石と二対の四極電磁石で構成され、図中では省略表記している) によって 90 度偏向され、四極電磁石により衝突点に集束している。衝突用レーザーは、モードロック Ti:Sapphire レーザーを 100 mJ 超までチャープパルス増幅 (chirped pulse amplification) し、パルスコンプレッサーにて 100 fs (FWHM) 程度まで再圧縮している。1 TW 超のピーク強度に圧縮したレーザーパルスは、レンズで真空中の衝突点に集光し、電子ビームと衝突させている。このレーザー逆コンプトン散乱により生成された X 線は、偏向電磁石により電子ビームと分離され、最下流のアプリケーションスペースにて医用イメージング応用等に利用している。

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

可変のレーザー逆コンプトン散乱単色 X 線を生成することが可能である。また、X 線の繰り返しは衝突用レーザーの繰り返しに依存しており、現状では 10 Hz であるが、単位時間あたりの生成 X 線の光子数は、対向散乱に近い衝突角において約 10^7 光子 / 秒である。電子生成用レーザーと衝突用レーザーは高精度時間同期システムにより制御しており、電子ビームと衝突用レーザーをきわめて小さい時間ジッターで衝突させることで、比較的安定な X 線生成を実現している。

4. レーザー逆コンプトン散乱 X 線によるイメージング応用

レーザー逆コンプトン散乱 X 線源では、その光源特性を生かした医用イメージングへの応用研究が盛んに行われており、産総研でも、光源特性のひとつである微小光源性を用いたインライン位相コントラスト法 (屈折コントラスト法) による医用イメージング応用が行われている。この手法は、微小光源で空間的可干渉性の高い X 線を用いることで、サンプル中の境界におけるわず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できる手法である (図3)。この手法の特徴は、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¹³⁾。

産総研では、この手法を用いた骨組織の高精細イメージングに関する共同研究を茨城県立医療大と実施しており、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¹⁴⁾ やマウスの後肢観察¹⁵⁾、指骨骨折観察¹⁶⁾ など、さまざまなインライン位相コントラストイメージングが行われている。マウスの後肢観察では、健常マウスと卵巣摘出マウスの後肢関節の観察により、1 円玉以下の小さな患部に対しても、骨疾患の初期症状を観察することに成

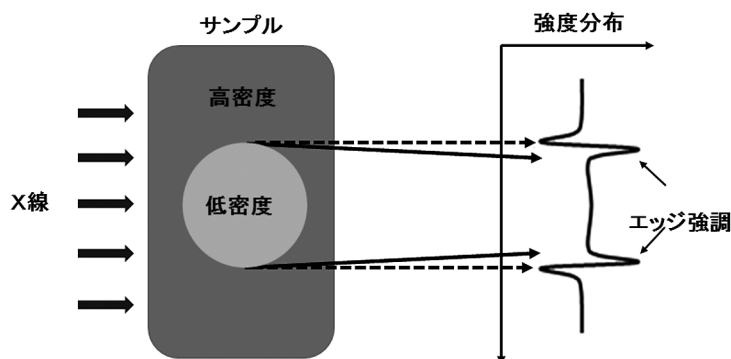


図3 インライン位相コントラスト法の概念図.

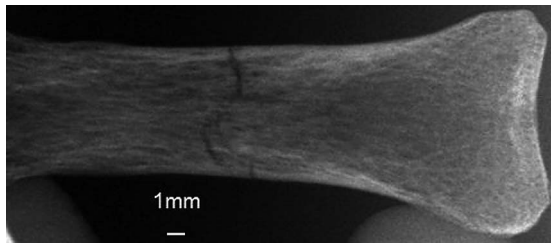


図4 指骨骨折のインライン位相コントラストイメージング¹⁶⁾.

功している¹⁵⁾。また、指骨骨折観察では、約26 keVでのX線イメージングにより、試料-検出器間距離が200 mm程度においても、コントラスト強調(約20%)による指骨骨折画像が得られている¹⁶⁾(図4)。

また、レーザー逆コンプトン散乱X線では、光源特性のひとつである準単色性を利用した吸収端イメージングが可能である。例えば、ヨウ素造影剤のK殻吸収端にピンポイントにチューニングしたX線により、高コントラストで低侵襲な血管造影が実現できる。その際、X線エネルギーをヨウ素造影剤のK殻吸収端(約33 keV)に合わせるため、電子ビームのエネルギーを約39.5 MeVに調整している。産総研では、これまでに国立循環器病センター研究所や東海大医学部との共同で、家兎の耳の血管をリアルタイムで撮影することに成功している¹⁵⁾。1フレーム/秒での動画撮影ではピコ秒パルスのX線照射(パルス幅約3ps(rms))のため、1画像あたりの吸収線量は約140 nSv(ナノシーベルト)であり、通常のレントゲン写真の1000分の1程度の低侵襲リアルタイムイメージングを実現している。また、硫酸バリウムを造影剤とした人体ファントムの頸動脈の撮影では、約37 keV(バリウムのK殻吸収端に相当)のX線を用いることで、人体と同等サンプルの透過撮影においても高いコントラスト画像の取得に成功している¹⁷⁾。

レーザー逆コンプトン散乱X線源は、国外においても開発が盛んで、商業ベースの光源開発も行われており、米ベンチャー企業のMXI Systems Inc.ではイメージング装置として販売している¹⁸⁾。同様に米ベンチャー企業のLyncean Technologies Inc.では、小型電子蓄積リングと4枚ミラーのレーザー蓄積共振器を用いた高繰り返しレーザー逆コンプトン散乱光源を開発しており、X線のエネルギーは約20 keV程度と若干低めながら、強度としては世界最高の 10^{11} 光子/秒以上を達成している。ここでは、タルボ干渉法を用いた昆虫の位相コントラスト像やカエルのCT画像等の取得¹⁹⁾、さらには結核菌のグリシン開裂系Hタンパク質の結晶構造解析に成功しており²⁰⁾、結晶構造解析可能な装置としても販売を開始している。

本稿では、レーザー逆コンプトン散乱X線の特長とその応用について、産総研で開発中のレーザー逆コンプトン散乱X線源とイメージング利用研究を交えて紹介してきた。光源の特長を生かしたイメージング研究では、エネルギーを任意に選択したX線によるイメージングが可能な段階まで開発が進んできた。さらには、X線源が準単色・微小光源であることから、インライン位相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や、コントラスト媒質のK殻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が進められてきた。しかしながら、現状では、超高分解能の検出器を用いることがその感度不足から困難な状況であり、X線収量の増強は必須である。産総研のようになりニアック型加速器を用いる場合、X線収量増強に関しては、超伝導加速器を用いるか、常伝導加速器を用いるかによって、そのアプローチの手法が異なってくる。超伝導加速器は国際リニアコライダー(ILC)プロジェクトでも採用されている技術であり、将来性は非常に高く、想定されるX線収量も魅力的ではあるが、早期実用化という面では、日々の運用面からみても、常伝導加速器が現実的であるといえる。産総研では、実用化により近い常伝導加速器におけるX線収量増強を実現するため、「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逆コンプトン散乱X線源の開発」を進めており²¹⁾、実現できればX線収量は約100倍の 10^9 光子/秒以上となり、フラットパネル検出器等を用いた高分解能のリアルタイムイメージングが可能となる。イメージング技術としては、前述した「光・量子融合連携研究開発プログラム」の一環として、現在、産総研では、東北大学多元研の百生教授の研究グループとの連携により、レーザー逆コンプトン散乱X線における高いエネルギー領域(20 keV以上)での、タルボ・ロー干渉法による高精細イメージング技術開発を進めている。将来、レーザー逆コンプトン散乱のような比較的小型の準単色X線源が一般の病院や研究施設に広く普及することで、高度医療診断などによる医療分野での飛躍的発展につながり、病気の早期診断、そして人々のQOL(quality of life)向上に貢献していくことが期待される。

本研究の一部は、科学研究費基盤研究(B)(課題番号23360044, 25286094)、および文部科学省「光・量子融合連携研究開発プログラム」の助成を受けて実施した成果である。本研究に関して、X線発生装置の開発では住友重機械工業(株)の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、骨疾患イメージングに関しては茨城県立医療大学の森浩一教授、血管造影研究に関しては東海大学医

学部の盛英三教授(実験時:国立循環器病センター研究所)・福山直人准教授, 岩手医科大学の佐藤英一教授, および研究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.

文 献

- 1) E. Feenberg and H. Primakoff: "Interaction of cosmic-ray primaries with sunlight and starlight," *Phys. Rev.*, **73** (1948) 449-469.
- 2) R. H. Milburn: "Electron scattering by an intense polarized photon field," *Phys. Rev. Lett.*, **10** (1963) 75-77.
- 3) F. R. Arutyunian and V. A. Tumanian: "The Compton effect on relativistic electrons and the possibility of obtaining high energy beams," *Phys. Lett.*, **4** (1963) 176-178.
- 4) O. F. Kulikov, Y. Y. Telnov, E. I. Filippov and M. N. Yakimenko: "Compton effect on moving electrons," *Phys. Lett.*, **13** (1964) 344-346.
- 5) H. Ohgaki, T. Noguchi, S. Sugiyama, T. Yamazaki, T. Mikado, M. Chiwaki, K. Yamada, R. Suzuki and N. Sei: "Linearly polarized photons from Compton backscattering of laser light for nuclear resonance fluorescence experiments," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **353** (1994) 384-388.
- 6) F. Sakamoto, M. Uesaka, Y. Taniguchi, T. Natsui, E. Hashimoto, L. K. Woo, T. Yamamoto, J. Urakawa, M. Yoshida and T. Higo *et al.*: "Compton scattering monochromatic X-ray source based on X-band multi-bunch linac at the University of Tokyo," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **608** (2009) S36-S40.
- 7) V. Androsov, A. Agafonov, J. I. M. Botman, E. Bulyak, I. Drebot, P. Gladkikh, V. Grevtsev, V. Ivashchenko, I. Karnaukhov and V. Lapshin *et al.*: "X-ray generator based on Compton scattering," *Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. A*, **543** (2005) 58-64.
- 8) S. Kashiwagi, M. Washio, T. Kobuki, R. Kuroda, I. Ben-Zvi, I. Pogorelsky, K. Kusche, J. Skaritka, V. Yakimenko and X. J. Wang *et al.*: "Observation of high-intensity X-rays in inverse Compton scattering," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **455** (2000) 36-40.
- 9) K. J. Kim, S. S. Chattopadhyay and C. V. Shank: "Generation of femtosecond X-rays by 90° Thomson scattering," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **341** (1994) 351-354.
- 10) F. Carroll: "Inverse Compton X-ray sources," in *Handbook of Optics, Third Edition Volume V: Atmospheric Optics, Modulators, Fiber Optics, X-Ray and Neutron Optics* (McGraw-Hill Professional, 2009) pp. 59.1-59.5.
- 11) T. Omori, M. Fukuda, T. Hirose, Y. Kurihara, R. Kuroda, M. Nomura, A. Ohashi, T. Okugi, K. Sakaue and T. Saito *et al.*: "Efficient propagation of polarization from laser photons to positrons through Compton scattering and electron-positron pair creation," *Phys. Rev. Lett.*, **96** (2006) 114801.
- 12) 黒田隆之助: "レーザーコンプトン散乱エックス線源の開発—単色性の高いエックス線の医学利用への展開—," *AIST Today*, **8**, No. 11 (2008) 23.
- 13) K. Mori, N. Sekine, H. Sato, D. Shima, H. Shiwaku, K. Hyodo, H. Sugiyama, M. Ando, K. Ohashi, M. Koyama and Y. Nakajima: "Application of synchrotron X-ray imaging to phase objects in orthopedics," *J. Synchrotron Radiat.*, **9** (2002) 143-147.
- 14) H. Ikeura-Sekiguchi, R. Kuroda, M. Yasumoto, H. Toyokawa, M. Koike, K. Yamada, F. Sakai, K. Mori, K. Maruyama, H. Oka and T. Kimata: "In-line phase-contrast imaging of a biological specimen using a compact laser-Compton scattering-based x-ray source," *Appl. Phys. Lett.*, **92** (2008) 131107.
- 15) K. Yamada, R. Kuroda, H. Toyokawa, H. Ikeura-Sekiguchi, M. Yasumoto, M. Koike, F. Sakai, K. Mori, H. Mori, N. Fukuyama and E. Sato: "A trial for fine and low-dose imaging of biological specimens using quasi-monochromatic laser-Compton X-rays," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **608** (2009) S7-S10.
- 16) R. Kuroda, H. Toyokawa, M. Yasumoto, H. Ikeura-Sekiguchi, M. Koike, K. Yamada, T. Yanagida, T. Nakajyo, F. Sakai and K. Mori: "Quasi-monochromatic hard X-ray source via laser Compton scattering and its application," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **637** (2011) S183-S186.
- 17) R. Kuroda, Y. Taira, M. Yasumoto, H. Toyokawa and K. Yamada *et al.*: "K-edge imaging with quasi-monochromatic LCS X-ray source on the basis of S-band compact electron linac," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B*, **331** (2014) 257-260.
- 18) F. E. Carroll, M. H. Mendenhall, R. H. Traeger, C. Brau and J. W. Waters: "Pulsed tunable monochromatic X-ray beams from a compact source: New opportunities," *Am. J. Roentgenol.*, **181** (2003) 1197-1202.
- 19) M. Bech, O. Bunk, C. David, R. Ruth, J. Rifkin, R. Loewen, R. Feidenhans' l and F. Pfeiffer: "Hard X-ray phase-contrast imaging with the Compact Light Source based on inverse Compton X-rays," *J. Synchrotron Rad.*, **16** (2009) 43-47.
- 20) J. Abendroth, M. S. McCormick, T. E. Edwards, B. Staker, R. Loewen, M. Gifford, J. Rifkin, C. Mayer, W. Guo and Y. Zhang *et al.*: "X-ray structure determination of the glycinecleavage system protein H of Mycobacterium tuberculosis using an inverse Compton synchrotron X-ray source," *J. Struct. Funct. Genomics*, **11** (2010) 91-100.
- 21) R. Kuroda, H. Toyokawa, E. Yamaguchi, E. Miura, K. Yamada, and M. Kumaki: "Present status of quantum radiation sources on the basis of the s-band compact electron linac," *Proc. of International Particle Accelerator Conference 2011 (IPAC '11)* (San Sebastian, 2011) pp. 3164-3166.

(2014年7月7日受理)