

Xバンドリニアックを用いた小型硬X線源の開発

土橋 克広^{1,A)}、上坂 充^{B)}、深沢 篤^{B)}、飯島 北斗^{A)}、
浦川 順治^{C)}、肥後 寿康^{C)}、明本 光生^{C)}、早野 仁司^{C)}、
^{A)} 放射線医学総合研究所

〒263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川 4-9-1

^{B)} 東京大学大学院工学系研究科附属原子力工学研究施設

〒319-1188 茨城県那珂郡東海村白方白根 2-22

^{C)} KEK:高エネルギー加速器研究機構

〒305-0801 茨城県つくば市大穂 1-1

概要

文部科学省先進小型加速器開発プロジェクト(取りまとめ放射線医学総合研究所)に参画し、静脈注射による冠状動脈動的血管造影(IVCAG)のための、X-band linac を用いたレーザー電子ビーム衝突による小型硬X線源を開発中である。いくつかのレーザーと電子源の組合せが考えられ、これらのX線強度を数値計算により評価した。Q-スイッチレーザーと熱RF電子銃を用いた比較的シンプルな装置で最大50keV程度の強度 10^8 photons/s(total)程度のX線が得られる。この小型X線源の概要と数値計算によるX線強度、開発の現状について報告する。

1. はじめに

X線は医療、生命科学、材料科学など広い分野で利用されている。例えば医療関係では、定期検診や、非切開手術での人体透視、癌細胞への直接照射による治療などさまざまな用途がある。しかし放射線障害の問題は避けて通れず、医療現場ではこれを含めたさまざまな患者への負担の低減は大きな課題である。

心筋梗塞の治療には、50keV程度のX線管を用いた動的冠状動脈血管造影(CAG)が一般に行われている。患者の太股の動脈からカテーテルを挿入して心臓の冠状動脈まで到達させ、沃素(I)を含む血管造影剤を数回カテーテルを通して注入しオンラインで可視化する。ここで注意しなければならないのは、図1の通りヨウ素(I)は33keVにKエッジがあり、33keV前後でのX線吸収の断面積が5.4倍程度増加することである[1]。したがって、ブロードなエネルギーをもつ制動放射X線(実際には金属板のフィルターを併用)を用いた現在のCAGシステムでは、造影に寄与するエネルギーのX線量に比べ人体全体に吸収されるX線が多くなってしまい、治療中の患者への大量の放射線被曝を余儀なくされる。また、大量の造影剤を冠状動脈に注入する必要があり、患者への負担も増大する。

一方、他の高性能X線源として、電子貯蔵リングからのシンクロトロン放射(SR)光がある。この単色化された放射光を血管造影に用いれば、33keVのX線強度が強いので、造影剤投入は手首静脈から行な

うこと(IVCAG)が可能となり、患者への負担は軽くなる。また、被曝線量も抑制できる[2]。

高エネルギー加速器研究機構(KEK)では筑波大学医学部と共同で、KEK-AR(蓄積リング)のアンジュレータービームラインでIVCAG臨床試験を行っている。37keV、 10^{11} photons/sのX線を用いて、33shots/sの像を得ている[3]。

残念なことに、放射光施設は一般的には高額巨大な装置であり、一般の大学の研究室や病院においそれと導入できるものではない。

大強度のレーザー光と電子ビームを衝突させてCompton散乱(逆Compton散乱と呼ぶ場合もある)により高エネルギーX線を得る方法がある。この方法では、電子ビームが低くても高いエネルギーのX線を生成できるため、小さな線形加速器を用いて、非

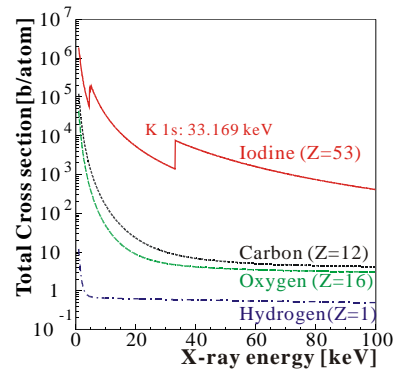


図1 各元素におけるX線減衰前段面積のX線エネルギー依存性[1]

常にコンパクトなシステムを構成することが可能になりIVCAGの普及に弾みがつくと期待される。

我々は、文部科学省先進小型加速器開発プロジェクト(取りまとめ放射線医学総合研究所)に参画し、X-bandリニアックを用いた、より小型の硬X線源を開発している。

本稿では、このX-bandリニアックを用いた小型硬X線源の検討結果について報告する。本稿では、このX-bandリニアックシステムの概要とそのX線強度について議論する。

2. 基本設計と数値解析

我々が提案する小型硬 X 線源は、図 2 のような、小型の X-band リニアックで加速された電子ビームをレーザーと衝突させて X 線を発生させるものである。熱 RF ガンで生成されたマルチバンチ電子ビームは X バンド加速管で加速され、パルスレーザー光と衝突する。コンプトン散乱により、時間幅 10ns(FWHM) の硬 X 線が生成される。

フォトカソード RF ガンを用いれば短パルス低エミッタンス電子ビームを生成でき、これにより超短パルス X 線の生成も可能である。

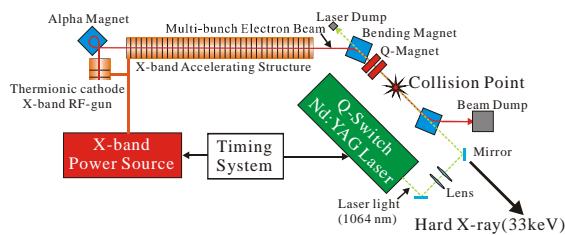


図 2 熱 RF ガンと Q スイッチ Nd:YAG レーザーを用いた小型硬 X 線源の概念図

2.1 X バンドリニアック

我々は、超小型化を実現するために、一般に線形加速器で用いられている S バンド (2.856GHz) の 4 倍の周波数にあたる X バンド (11.424GHz) を RF として採用する。

Beam energy	56 MeV
Charge/bunch	900 pC
Bunch length (FWHM)	19 ps
Beam size(rms)(x,y)	77, 77 μm
Beam emittance(x,y)	6.3, 6.2 $\pi\text{mm mrad}$
Momentum spread	0.03

表 1 衝突点でのビームパラメータ

現在 X バンドの熱 RF ガンとフォトカソード RF ガンの詳細設計を行っている。PARMERA を用いたフォトカソード RF ガンの数値解析による評価と、ガンと加速管を含めた電子ビーム光学系の評価は[4]にて報告した。衝突点でのビームパラメータを表 1 に示す。

X-band 加速管は、現在リニアコライダー[5]のために KEK や SLAC で開発が進められており、クライストロン電源、クライストロン本体を含め KEK で蓄積された技術を応用する。

現状では 0.7m 程度の加速管を 2 本使用し、50MeV 以上のビームエネルギーを目指すことにしている。加速管の 1 号機は RDS(Round Detuned Structure)型を採用し、既に詳細設計から実機の製作に入っている。X-band 加速管でのもっとも重要な懸念はマルチバンチ加速における長距離ウェーク場であり[3]、これを考慮した RDDS(Round Damped Detuned Structure)型加速管の設計を数値解析により進めている。

クライストロンは PPM タイプ(東芝 E3768A)を用いる。本 X 線源のために新たに開発中の小型パルス

電源を用いて 1 μs , 50MW の RF 出力を得る予定である。

2.2 レーザー装置

衝突用レーザーに関しては、加速器の開発に専念するために、既存のレーザーを使用する。

我々はパルス強度 2J/pulse, 繰り返し 10pps, パルス長 10ns(FWHM), 波長 1064nm の Q スイッチ Nd:YAG レーザーを採用する。これにより、小型でシンプルな X 線生成装置が構築できる。

また、Ti:Sapphire レーザーのような超短パルスレーザーと単バンチ電子ビームにより、10ps(FWHM) 以下の超短パルス X 線の生成も可能である。

2.3 X 線強度と特性

電子ビーム 1 バンチあたりの X 線強度 $N_{X\text{-ray}}$ は、

$$N_{X\text{-ray}} = \sigma L$$

から求められる。ここで、 σ はコンプトン散乱の全断面積で Klein-Nishina の式[6]より求まる。 L は電子ビーム 1 バンチあたりのルミノシティであり、ビームがほぼ光速で運動している場合は、 x, y, s, t で座標を表すと、

$$L = c(1 + \cos \varphi) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho_l(x, y, s, ct) \rho_e(x, y, s, ct) dx dy ds dt$$

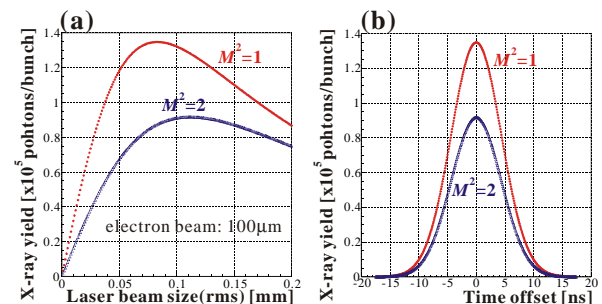


図 3 (a)1 バンチあたりの X 線強度のレーザーサイズ依存性。(b) X 線強度の衝突タイミング依存性。

で求められる[7,8]。ここで、 φ は衝突角($\varphi=0$ で正面衝突)、 $\rho_l(x, y, s, ct)$ 、 $\rho_e(x, y, s, ct)$ は各々レーザーと電子ビームの密度分布関数である。

X 線強度の計算には、電子ビームの規格化 emittance を $10\pi\text{mm} \cdot \text{mrad}$ 、電荷量を 20 pC/bunch、RF パルスあたりの bunch 数として $\sim 10^4$ bunches/pulse(RF パルス長:1 μs) を仮定した。これらの値は過去の S-band や X-band RF-gun の実験から考えて比較的現実的であると考えられる。最大の X 線強度を得るために、正面衝突させる。

衝突点での電子ビームサイズを 100 μm と仮定した場合の、X 線強度のレーザービームサイズ依存性を示すのが図 3 である。実際の Q-switch laser のプロファイルは Gaussian よりやや離れているので、 $M^2=1$ と $M^2=2$ の場合について計算した。 $M^2=1$ の時レーザービームサイズ 82 μm で最大 1.42×10^5 photons/bunch、 $M^2=2$ の場合は 112 μm で X 線数が最大 1.01×10^5

photons/bunch になる。レーザー光のピークが衝突点に来た時に衝突点にあるバンチにおいて X 線強度が最大になるが、タイミングがずれたバンチについては X 線強度が下がる。これを示したのが図 3(b)である。

1RF パルスあたりの X 線強度は図 3(b)での各バンチの X 線強度を足し合わせたものであり、 $M^2=1$ のとき 1.69×10^7 photons/pulse ($M^2=2$ のとき 1.15×10^7 photons/pulse)になる。エネルギースペクトル及び散乱角分布は図 4 (a)及び(b)ようになる。

(a)のヒストグラムはビームビーム相互作用モンテカルココード CAIN[9]を用いて計算したスペクトル、実線は Klein-Nishina の式より計算した。(b)の散乱角依存性の図で、電子ビーム進行方向を散乱角 0 としている。黒丸のプロットは CAIN の計算結果であり、破線は 4 元運動量保存則より計算した。電子ビーム 56MeV の時、X 線の最大エネルギーは 56KeV を超えることができる。

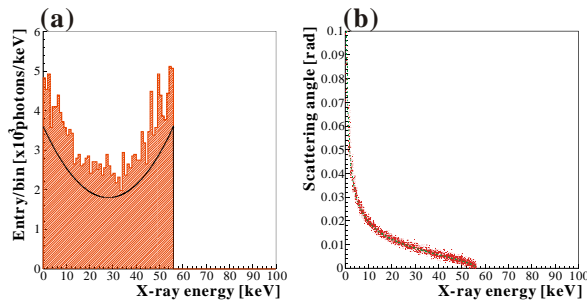


図 5 (a)正面衝突の場合の散乱 X 線のエネルギースペクトル。(b) 散乱光子の散乱角と散乱エネルギーの関係。

熱 RF ガンを用いたシステムの次の段階として、フォトカソード RF ガンと Ti:Sapphire レーザーを組み合わせ、10ps(FWHM)以下の超短パルス X 線の生成を考えている。この装置では、 1.6×10^7 photons/pulse (1.6×10^8 photons/s) の X 線強度を期待している。

各レーザーと電子銃の組み合わせによる X 線強度を表 2 にまとめてある。熱 RF ガンと Q スイッチ Nd:YAG レーザーのシステムは、シンプルな装置で安定に 10^8 photons/s の X 線を生成することができる。

IVCAG に必要な 10^{11} photons/s 以上の X 線強度を得るには、レーザーの強度を 10J/pulse に、繰り返し 50pps にするとともに、レーザー光循環装置によるレ

Gun type	Electron beam	Laser	X-ray yield (photons)
Thermionic	20pC/bunch	Q-switch Nd:YAG	1.7×10^7 /pulse (1.7×10^8 /s)
-cathode	10 bunches/pulse	2J/pulse, 10ns, 10pps	(789nW)
Photo-cathode	500pC/bunch	20TW Ti:Sapphire	1.6×10^7 /pulse (1.6×10^8 /s)
		1J/pulse, 50fs, 10pps	
Photo-cathode	500pC/bunch	Nd:Glass	2.1×10^8 /pulse
		10J/pulse, 10ps, <<1pps	
Photo-cathode	500pC/bunch	15nJ/bunch+Super-cavity	$(6.3 \times N)$ /pulse
(Multi-bunch)	20bunches/pulse	$(15 \times N)$ nJ/bunch, 7ps	

表 2 レーザーと電子銃の組み合わせによる X 線強度のまとめ

ーザーマルチ衝突により 10 倍の X 線強度を得る必要がある。

3. まとめ

我々は、IVCAG に用いる超小型硬 X 線源を開発中であり、X バンド加速器、熱 RF ガンと Q スイッチ

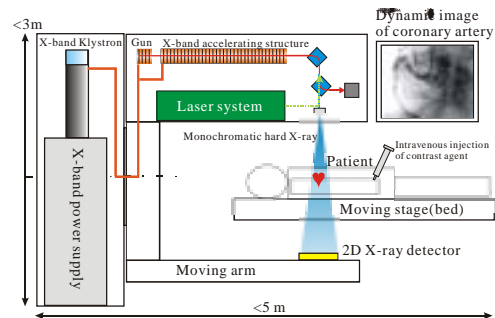


図 4 X バンド加速器を持ちいた IVCAG 装置の概念図

Nd:YAG レーザーを用いた小型システムで 10^8 photons/s の X 線の生成が可能であると期待している。

本研究の最終目標は図 5 のようなものである。X バンド加速器とレーザーを大型のアームに収め、患者のいろいろな角度から X 線を照射できるようにする。電源を含めた装置全体で 5m x 3m に収まる一体型の IVCAG 装置を、10 年後をめどに開発し、普及を図る。

4. 謝辞

この研究は、文部科学省から放射線医学総合研究所が委託された医療用先進小型加速器開発プロジェクトによって進められている。平尾康男先生、山田聰先生はじめ開発委員会の皆様と科学技術政策研究所の瀬谷道夫氏に感謝する。

参考文献

- [1] XCOM: Photon Cross Section Database, <http://physics.nist.gov/XCOM>
- [2] E. Rubenstein, et al., E Proc. Conf Digital Radiogr. 314 42-49(1981).
- [3] S. Otsuka, et al., British Journal of Radiology 72 25-28(1999)
- [4] A. Fukasawa, et al., presented at The 2nd Asian Particle Accelerator Conference, September 17-21, 2001 Beijing, China, <http://apac01.ihep.ac.cn/>
- [5] JLC-1, KEK-Report 92-16(1992)
- [6] V. O. Klein and Y. Nishina, Z. Phys. 52 853,869(1928)
- [7] C. Moller, K. Danske Vidensk. Selsk. Mat.-Fys. Medd., 23 1(1945)
- [8] T. Suzuki, KEK Report 76-3(1976)
- [9] K. Yokoya, CAIN2.1e, contact Kaoru.Yokoya@kak.jp