Proceedings of the 1st Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan and the 29th Linear Accelerator Meeting in Japan (August 4 - 6, 2004, Funabashi Japan)

# X-band RF generation test of compact hard X-ray source based on X-band linac

K. Dobashi<sup>\*</sup><sup>A)</sup>, M. Uesaka<sup>B)</sup>, A. Fukasawa<sup>B)</sup>, H. Iijima<sup>B)</sup>,

F. Sakamoto<sup>B</sup>), F. Ebina<sup>B</sup>), H. Ogino<sup>B</sup>), J. Urakawa<sup>C</sup>), T. Higo<sup>C</sup>), M. Akemoto<sup>C</sup>), H. Hayano<sup>C</sup>),

A) NIRS: National Laboratory of Radiological Sciences,

4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba, 263-8555 Japan

B) UTNL: University of Tokyo, Nuclear engineering research Laboratory,

2-22 Shirakata-Shirane, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki, 319-1188 Japan

<sup>C)</sup>KEK: High Energy Accelerator Research Organization,

1-1, Oho, Tsukuba-shi, Ibaraki, Japan

#### Abstract

Compact monochromatic hard X-ray source based on laser-electron collision for dynamic Intravenous Coronary Arteriography (IVCAG) is proposed and designed. X-band linac is introduced to realize remarkably compact system. We have performed design of the compact monochromatic tunable hard X-ray source. Stability of output pulse voltage of the X-band RF modulator with 5pps, 430 kV is less than 0.1% in rms. Beam aging of the X-band Klystron Toshiba E3768I is finished. High speed RF interlock system for RF aging to protect the RF system from RF breakdown at waveguides is constructed and tested. Response of the interlock is about 350 ns. To install the X-band beam line to UTNL site, redesign of the beam line is performed.

X-band リニアックを用いた小型硬X線源のためのXバンド RF 発生試験

### 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。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、 従来使用されて来た S バンド (2856 MHz、波長 10.5 cm)の1/4の波長であるXバンド(11.424 GHz、波長 2.6 cm) 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<sup>[1,2]</sup>。Xバンドを採用することで、Sバ ンドのシステムと単純に比較すると、長さ1/4、体積 1/64 にすることができる。図1に、本研究の最終目標 である、医療用小型単色可変硬 X 線源装置の概念図 を示す。ガントリーに小型の X バンド線形加速器と レーザーを装備し、レーザー電子ビーム衝突により (準)単色硬 X 線を生成する。電子ビームを減速しダ ンプするためのビーム減速管システムを装備し、余 分な放射線発生を極力抑える。X線コリメーターに よるエネルギー選別され、また X 線拡大光学系によ り拡大されてから患者に照射される。ガントリーの 逆の腕に取り付けられた X線2次元撮像装置により 動画を取得する。Xバンド線形加速器のための×バ ンド RF はガントリー外の X バンドクライストロン より供給される。

図1の最終目標を実現すべく、各種要素技術開発お



図 1: 本研究の最終目標

よび X 線生成実証試験を進めている<sup>[3,4,5]</sup>。図 2 は、 X 線生成実証のための X バンド線形加速器ビームラ インの概念図である。実証試験においては、まず X バンド線形加速器が仕様どおりに安定に動作しビー ム加速が可能かを試験する。その上で、加速された ビームを用いてレーザー電子ビーム衝突による硬 X 線生成の実証試験を行う。さらに、生成された X 線 が医療用として十分有用であることを証明するため に、X 線医療応用実験を行う。

## Xバンド硬X線源実証ビームライン再 設計

平成14年度末に、本研究の実証試験ビームライン 設置場所が茨城県東海村の東大原子力施設に変更決

<sup>\*</sup> E-mail: kdobashi@utnl.jp

Proceedings of the 1st Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan and the 29th Linear Accelerator Meeting in Japan (August 4 - 6, 2004, Funabashi Japan)



図 2: 実証ビームライン概念図

定された。ビームラインを設置するのは、縦横6.5m 四方の地下ピットであり、この中に衝突点を含めた ビームラインを収める必要があった。このため、こ の設置場所にあわせてビームラインデザインの最適 化を行った。

ビーム光学系の計算は SAD<sup>[6]</sup> を用い、ビームライ ンが所定のサイズに収まるよう加速管の本数を1本 に減らすなどし、ビームライン全体の概略設計をお こなった。各コンポーネントの間隔を吟味して、可能 な限りの小型化を図った。衝突点でのビームサイズ はほぼ目標どおり 100mm(rms) である。これにより、 設置場所に十分収まるビームラインを設置できるこ とがわかったが、加速管が1本となったことにより、 33.169keVのX線生成を行うために必要な45MeVま での電子ビーム加速は困難になった。これに関して は衝突レーザーの波長を2倍高調波の532nmにする ことにより回避することを検討している。

#### **3**. Xバンド R F 発生試験

#### 3.1 Xバンドクライストロンセットアップとビーム エージング

平成 14 度末に東大に搬入設置された X バンドクラ イストロン電源<sup>[7]</sup>に、東芝製 X バンドクライストロ ン E3768I を設置し、ビームエージングを開始した。 クライストロンの定格印加電圧である 470 kV に達し た。途中冷却水設備の工事等で中断したが、昼間の 運転(1 日数時間)のみで 8ヶ月程度の日数を要した。 但し、実際にクライストロンに高圧が印加されてい た時間は 350 時間にも満たない。24 時間運転であれ ば、数週間で到達可能である。図 3 にクライストロ ン印加電圧波形の例を示す。

現在は後述の RF インターロックの整備を完了し、 RF エージング作業中である。

3.2 Xバンドクライストロン電源動作試験。

Xバンドクライストロン電源の動作試験を行い、設 定出力電圧 406kV(図3)、繰り返し5 pps においてパ ルストランス二次側出力電圧波形の測定を行った。パ ルスごとに波形を計測して100 個のパルス波形を収 得、フラットトップのほぼ中心、立ち上がりから約



図 3: クライストロン印可波形 (Vpulse=406 kV)



図 4: 低パワー RF 回路。357MHz の基準信号を逓倍 して TWT アンプにて増幅し、クライストロンに入力 する

2.5 μsec 位置の電圧を用いて解析を行った。rms が 0.35 kV、平均出力電圧 406.56 kV より、パルス間で の安定度は ±0.086% であることが確認されている。

3.3 X バンド RF エージング/大電力 RF 試験用イン ターロックシステム

図4に低パワーRF系のブロック図を示す。本シス テムでは高精度の同期は必要なく、357MHzの基準信 号を逓倍して TWT アンプにて増幅し、クライストロ ンに入力するような単純なシステムになっている。X バンドクライストロンの運転(エージング)でもっと も深刻な問題は、大電力運転時における放電等によ るRF出力窓の破損である。 これらを避けるため、 通常は放電発生時に次の RF パルスの発生を停止する ようなインターロックを設ける。しかしながら通常 の方法では、クライストロンモジュレータ - 電源高 圧トリガを停止するので、一度 RF パルスが発生した ら RF パルスの最後まで RF は発生しつづけ、RF パ ルスの途中で停止することはない。このことは RFパ ルスの最初付近で発生した放電により、RF パルスの ·殆どのエネルギーが RF 窓や放電個所に落ちることを 意味し、機器の破損の観点からは深刻な問題である。

このため、本 RF 発生装置では、RF パルスを途中 で停止する高速インターロックを設ける。具体的な 実現方法であるが、TWT アンプは通常 TTL レベル のゲート信号によって出力をコントロールされてい るので、インターロック信号によりこのゲート信号 を停止する。インターロック信号発生回路を図5に 示す。回路は市販の NIM モジュールにて構成した。 Proceedings of the 1st Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan and the 29th Linear Accelerator Meeting in Japan (August 4 - 6, 2004, Funabashi Japan)



図 5: 高速 RF インターロック信号発生回路。PMT や RF 検波器からのパルス信号を Discriminator で波高 弁別し、インターロック信号とする。負論理のイン ターロック信号と TWT ゲート信号の AND を取るこ とにより、放電発生時に TWT へのゲート信号を遮断 し、クライストロンへの RF 供給を停止する。(Level Aapter や (低速) トリガインターロック回路へのイン ターフェース等は省略)

捕える現象は、RF窓や導波管の発光や、放電に伴うRF反射波などである。発光に関しては、窓つきベンド導波管をRF窓が目視可能なように設置し、光電子増倍管を用いて発光を検出する。反射波は、立体回路中でもRF窓に近い部分に方向性結合器を設置し、RF検波器でRFパルス波形を取得する。これらの信号を図5に示す回路で波高弁別し、インターロック信号とする。負論理のインターロック信号とTWT ゲート信号のANDを取ることにより、放電発生時にTWTへのゲート信号を遮断し、クライストロンへのRF供給を停止する。

この動作を確認するために、TWT アンプ出力のモ ニター用方向性結合器に RF 検波器を取り付け、TWT アンプ自分自身の信号にてインターロックを動作さ せた。図6に、インターロック試験結果を示す。上 の図はインターロック動作なしの場合の TWT アン プRF出力パルス検波波形であり、下の図はインター ロック動作時の RF パルス検波波形である。RF パル ス自分自身によってインターロックが動作してゲー トパルスの幅が短くなり、本来 1µs である RF パルス 幅が 300 ns と短くなった。パルス幅が実質的なイン ターロック動作遅延時間に相当するので、ここでは インターロック動作遅延時間に相当するので、ここでは インターロック動作遅延時間は 300ns と考えられる。 この遅延は、ほとんどが TWT アンプ (250 ns)による ものである。

実際のインターロックシステムは、途中にクライ ストロンや、発光を捕らえる光電子増倍管などのデ バイスによる遅延が含まれるはずであるので、今回 の結果よりは若干反応速度が遅くなると思われるが、 本高速インターロックによってはパルス前部での放電 によりRFエネルギーがコンポーネントに集中して 破損を招く可能性を低くできるものと期待している。



図 6: 高速 RF インターロック装置の反応速度試験結 果。上:インターロック動作前の RF パルス。下:イ ンターロック動作時の RF パルス。

# 4. まとめと今後の予定

現在東海村の東大原子力施設にて、X バンド硬 X 線源実証ビームラインの建設をすすめている。これ までに RF 源の設置および電源動作試験とビームライ ン設置のためのビームライン詳細設計をおこなった。 今年度は RF 発生試験を行いながらビームラインの建 設を行い、まず熱カソード RF 電子銃の試験を行う。 できるだけ早くビーム加速試験を行ないたい。

一方、上記ビームラインの建設/試験と平行して、 最終目標である医療用小型硬X線源の設計検討もす すめている。医療用として十分な強度までX線強度 を増強するための方策としてレーザーサーキュレー ションの採用を検討しており、この秋にも実証試験を 行う<sup>[8]</sup>。これによりX強度は最大100倍になると期 待している。これら基礎技術の開発蓄積を進め、最 終目標である医療用単色小型硬X線源を実現したい。

#### 参考文献

- [1] M. Uesaka, 原子核研究, Vol.47, No.4 (2002), pp.9-21.
- [2] M. Uesaka, K. Dobashi, "小型電子・X 線診断治療システムの再構築", 原子力核研究 Vol.48,No.5(2003) pp101-110.
- [3] K. Dobashi, et al., 8th European Particle Accelerator Conference in Paris, France, 3-7 June (2002)
- [4] K. Dobashi et al. Proceedings of the 27th Linear Accelerator Meeting in Japan, URL: http://lam27. iae.kyotou.ac.jp. URL: http://lam27. iae.kyoto-u.ac.jp.
- [5] M. Uesaka, et al., The XXI International LINAC Conference in Korea, 19-23 August (2002)
- [6] SAD(Strategic Accelerator Design): K.Hirata, An introduction to SAD, Second Advanced ICFA Beam Dynamics Workshop, CERN 88-04 (1988), 43-47 (1999).
- [7] M. Akemoto et al., Proceedings of the 28th Linear Accelerator Meeting in Japan, URL: http://lam28.tokai.jaeri.go.jp.
- [8] F. Ebina et al., "Laser circulation system for compact monochromatic hard-X-ray generator", 今学会で発表.