

Construction of the X-band linac for compact hard X-ray source

K. Dobashi^{*A)}, M. Uesaka^{B)}, A. Fukasawa^{B)}, T. Kaneyasu^{B)},
F. Sakamoto^{B)}, T. Yamamoto^{B)}, H. Ogino^{B)}, J. Urakawa^{C)}, T. Higo^{C)}, M. Akemoto^{C)}, H. Hayano^{C)},

A) NIRS: National Institute of Radiological Sciences,
4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba, 263-8555 Japan

B) UTNS: Nuclear Professional School, Univ. Tokyo,
2-22 Shirakata-Shirane, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki, 319-1188 Japan

C) 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 medicine is under constructing at UTNS site. X-band linac is introduced to realize remarkably compact system. We are performing the RF-aging/beam-test of thermionic cathode X-band RF-gun. Dual energy X-ray source based on two laser systems which can change the X-ray energy immediately is proposed and will be adopted to the medical application test on the X-band beamline.

Xバンド小型硬X線実証試験ビームラインの構築

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。近年、放射光施設などにより、IVCAGや2色X線CTなどの単色X線の医学利用研究が行われ、その有用性が示されている。しかしながら、これら単色X線医学利用を現実とするためには放射光施設のような大型装置ではなく、病院の一室に収まるような小型の装置が必須である。

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^[1]。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。

本研究の最終目標は医療用小型単色可変硬X線源装置であり、以下のような構成を考えている。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X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。

この最終目標を実現すべく、各種要素技術開発およびX線生成実証試験を進めている。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

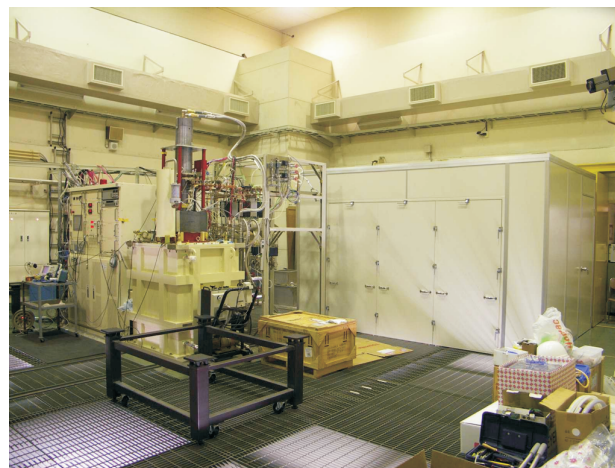


図1: 東大医療用小型ライナック室本体室地上部分の外観。左にRF源、正面にレーザーハットが確認できる。ビームラインは地下ピット内に設置される。

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。

2. 実証試験用ビームラインの現状

東大Xバンド硬X線源実証試験用ビームラインは、現在RF源のエイジングの途中であるが、RF電子銃の試験に移行している最中である。電子銃試験終了直ちにRF源のエイジングを再開すると同時に、ビームラインの延長工事を行い加速管とレーザービーム衝突部などを設置する。平行して衝突用レーザーの立ち上げを進め、ビーム加速試験終了後直ちにX線生成試験へ移行できるよう準備を進めている。

図1がビームラインの本体室地上部分の外観であ

* E-mail: kdobashi@utnl.jp

り、左にRF源、正面にレーザーハットが確認できる。ビームラインは地下ピット内に設置される。

2.1 XバンドRF発生試験

東大に搬入設置されたXバンドクライストロン電源に東芝製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平成15年11月より開始した。現在はRFエージングの途中である。RF発生試験の目標は、50 MW、1 μ s、10 ppsであるが、電子銃の試験を優先させるため、20 MW(10 MW/RFport)、500 ns(実際は600 nsまで到達)、5 ppsまでのエージングを当面の目標としてエージングを進めている。

この後当面の目標としていたRFパワーに達したため、電子銃試験へと移行した。

2.2 Xバンド熱カソードRF電子銃試験

Xバンドクライストロンのエージングの途中ではあるが、電子銃の試験が可能なRFが発生できているため、RF電子銃の試験へと移行した^[4]。

クライストロンの2個のRF出力ポートのうち1個に取り付けられているダミーロードを取りはずし、途中に2.2 dB固定減衰器(RFの一部をダミーロードへ分岐する。日本高周波製)を挿入、階下のビームラインまで輸送して電子銃にRFを印加するようにした。固定減衰器は、本来は加速管とRF電子銃のパワー配分の調整のために用意したものであるが、RF電子銃からのRF反射が直接クライストロンへ戻るのを防ぐために挿入してある。

本稿執筆時点ではRFエージングの途中であり、暗電流に起因すると思われる放射線レベルの上昇が本体室内の環境モニターにて確認されている。

2.3 ビーム加速/X線生成試験用ビームラインの構築

RF電子銃のRFエージングに先立ち、RF電子銃の高電界試験及びビーム加速試験のためのビームラインを構築した。図2にビームラインの全景を示す。収束用ソレノイドコイルに装着されているRF電紫綫で発生加速されたマルチバンチ電子ビームは、アルファ電磁石によりバンチ長の圧縮及びエネルギー選別される。2台の四極電磁石の後のスクリーンワイヤースキャナーにてビームパラメータの測定を行ったあと、ビームは90度垂直偏向電磁石によりビーム床面へ向けてダンプされる。

電子銃試験の終了後は、90度垂直偏向電磁石はビームライン下流へ移動させ、スクリーンワイヤースキャナー下流に加速管以降を設置する。

衝突用のレーザーは、すでに1台が運転準備中であり、来年度に2色X線高速切り替えのための2台目のレーザーの導入を検討している。ビーム加速実験のあと、速やかにX線生成実験を始めるよう、ビームライン構築と平行してレーザー周辺機器の調整を進めている^[5]。

3. 2色X線の梗塞切り替え発生とその応用

小型単色硬X線源の応用として、二色X線CT分析^[6,7]、造影剤を用いた微小血管造影^[8]、タンパク

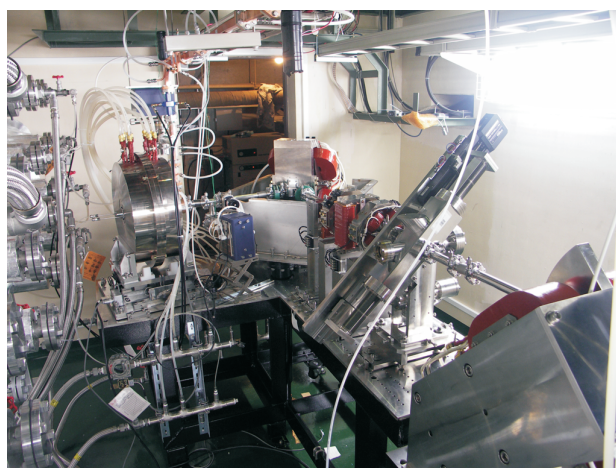


図2: Xバンド熱カソードRF電子銃試験ビームライン

質構造解析、さらには高分子ナノミセルによる薬品伝達(Drug Delivery System: DDS)^[9]との融合を検討中である。

単色X線の利用方法としては、1種類の波長のみではなく、2種類以上の波長のX線を利用するものがある、たとえば、2色X線CTや血管造影等での差分イメージングである。ところが現実にはX線の波長を切り替える時間が大きな制約となっている。放射光施設を始め、いくつかの波長切り替え型単色X線発生装置が提案されているが、波長の切り替えに数分ないし数時間かかるものもあり、生体や動物への適用は事実上不可能と思われる。そこで我々は、2色以上の単色X線の高速切り替えの手法を提案する。波長の違う2台のレーザー装置を用意し、電子ビームと同期して交互にレーザー光を発射する。たとえば、加速器を繰り返し25Hzで運転し、12.5Hzで運転できるハイパワーレーザー2台(仕様が10Hzであるものを12.5Hzで使用することは十分可能)の運転タイミングを加速器の繰返し周期だけずらして交互に運転すれば、12.5Hzの周期で2種類のX線が得られる^[10]。本手法によるX線高速切り替えによる応用実験での効果を確かめるため、来年度以降に2台目のNd:YAGレーザー装置を導入して、2色X線の高速切り替えを試みる予定である。

二色X線CTは、通常のX線管を用いたCTとは異なり、被写体のCT像から電子密度分布、実効原子番号分布を定量的に解析することが可能であり、診断や治療計画に有益な情報をもたらす新たな手法として期待されている(図4)。これまでに大型の放射光施設を用いて、原子番号 $Z < 20$ の生体物質を対象とした実証実験が行われてきた。しかしながら、生体を対象とした場合にはX線エネルギーを切り替える間に、被写体が動き電子密度と原子番号の解析が困難となる問題が生じるが、大型放射光施設で分光結晶によりX線を単色化している場合には、X線エネルギーの瞬時切り替えは非常に困難である。この問題を解決する方策として、取越等^[6]は二種類の単色X線を混合したCT像を取得する手法を提案して

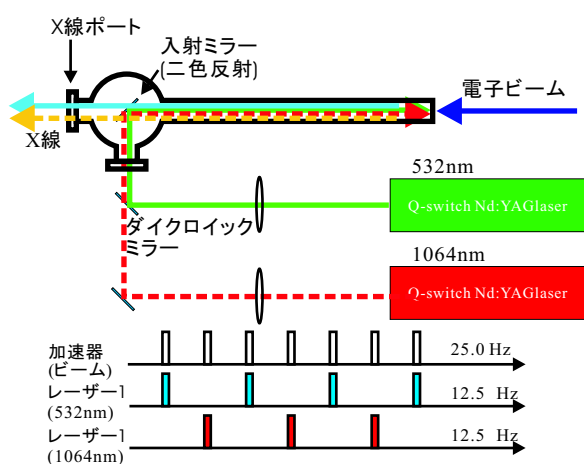


図 3: 2 色 X 線の高速切り替えの概念 [10]

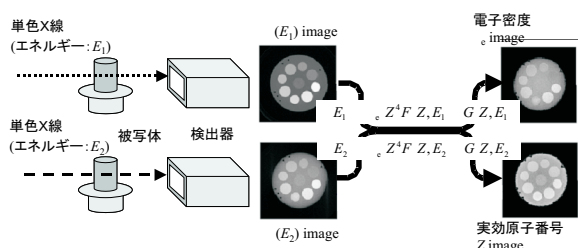


図 4: 2 色 X 線 CT の概念 [6]

いる。一方、我々の提案している小型硬 X 線源ではレーザーを 2 台用いることで X 線エネルギーの切り替えを数十 ms で行うことが可能であり、この問題を回避できる。X 線エネルギーの瞬時切り替えという小型硬 X 線源の特性を利用し、生体を対象とした二色 X 線 CT を実施する予定である。

一方、生体だけでなく、 $Z > 20$ の元素を対象とした二色 X 線 CT も検討している。電子密度と実効原子番号の解析を行うためには X 線エネルギーが対象元素の K 殻吸収端より十分に大きい必要があり、また、X 線の単色性も重要となる。これまでに実施されてきた放射光を使用した二色 X 線 CT では、数十 keV の単色 X 線のエネルギー拡がり $\Delta E/E$ は 10^{-4} 程度であり電子密度と原子番号解析への影響は無視されてきたが、小型硬 X 線源から発生するコンプトン散乱 X 線は数%から十数%のエネルギー拡がりをもつために解析精度への影響が問題となる。しかしながら、コンプトン散乱 X 線のエネルギーは理想的には散乱角により一意に定まるために、この特性を考慮した解析を行うことにより、小型硬 X 線源から生成される 20keV、40keV 程度の単色 X 線を使用して、 $Z=38$ まで精度 5% 以内で原子番号は同定可能である [7](図 5)。二色 X 線 CT による原子番号解析手法を利用して、危険物非破壊検査や植物中の有害金属元素同定等への応用を計画している。

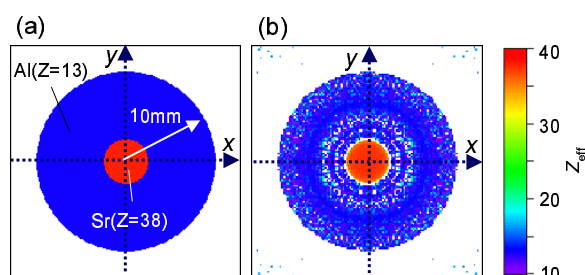


図 5: 2 色 X 線 CT の高 Z 物質への適用の数値計算 [7]

4. まとめと今後の予定

現在東海村の東大原子力専攻にて、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、RF 発生試験を行っている。RF 電子銃については RF エージングとビーム試験を継続中である。電子銃試験の終了後ビームラインの建設を行い、できるだけ早くビーム加速試験を行いたい。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。また、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いる。これまでに周回の実証をおこない、さらに衝突実験への適用に必須であるレーザー集光位置の制御技術を確立した [3]。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。

この研究は、文部科学省先進小型加速器の要素技術の普及事業(取りまとめ放医研)によって進められている。また、本研究の一部は、独立行政法人科学技術振興機構の委託事業として実施されたものである。

参考文献

- [1] K. Dobashi, et al. *Jpn. J. Appl. Phys.* 44 4A 1999(2005).
- [2] F. Ebina, et al. Proc. of 1st Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, p.453-p.455(2004), URL: <http://www.kasokuki.com/lam29/>.
- [3] F. Ebina, et. al., CAARI 2004 (2004, Oct/10-15, USA).
- [4] A. Fukasawa, et al. Proc. of 2nd Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, 20P051(2005).
- [5] F. Sakamoto, et al. Proc. of 2nd Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, 20P095(2005).
- [6] M. Torikoshi, et al., *Bio. Med. Opt.* 6, 371 (2000).
- [7] T. Kaneyasu, et al., 21st Particle Accelerator Conference in Knoxville, USA, 16-20 May (2005).
- [8] M. chiku, et al. *血管医学*, 5, 17 (2004).
- [9] K. Kataoka, et al. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 47, 113 (2001).
- [10] K. Dobashi, et al., 21st Particle Accelerator Conference in Knoxville, USA, 16-20 May (2005).