

# A DEVELOPMENT OF COMPACT X-BAND ACCELERATOR FOR MEDICAL USE

Masashi Yamamoto<sup>1,A)</sup>, Naoki Nakamura<sup>A)</sup>, Taku Ito<sup>A)</sup>, Joichi Kusano<sup>A)</sup>, Eiji Tanabe<sup>A)</sup>, Mitsuru Uesaka<sup>B)</sup>  
<sup>A)</sup> Accuthera Inc.

2-7-6 Kurigi, Asao-ku, Kawasaki-shi, Kanagawa, 215-0033

<sup>B)</sup> Nuclear Professional School, School of Engineering, University of Tokyo  
 2-22 Shirane-shirakata, Tokai, Naka, Ibaraki, 319-1188

## Abstract

We have developed a compact electron linear accelerator for radiation therapy. The accelerator should be compact and light weight in order to be able to mount on a robotic controlled head for the application of multiple cross-fire treatment. The operating frequency of the side coupled accelerator structure was chosen at the X-band frequency. The structural parameters were carefully optimized using the beam tracking and 3D electromagnetic simulation software. The cavities were machined by using a precision CNC and brazed in the vacuum furnace. The developed accelerator has achieved the beam energy of 5.6 MeV and the beam current of 100mA. In this paper, we describe the status of the accelerator development and summarize the high power test results.

## 医療用小型Xバンド加速器の開発

### 1. はじめに

X線を使うがん治療用の電子加速器では、小型・軽量化は重要な課題である。特に、我々が開発を進めている装置では、産業用ロボットに加速器を搭載するので、加速器およびその付帯装置の小型化は開発の最も重要な項目となっている。X線源をロボットに搭載することで、放射線照射方向の自由度の高いシステムを目指している。

治療用のX線発生に必要な電子ビームのエネルギーは、6[MeV]である。ロボットに搭載可能なサイズで、このエネルギーが出せる加速管は、Xバンド以外の選択肢はない。RF源はマグネトロンで、加速管とともにロボットに搭載することになる。地上から、ロボットマニピュレーター先端まで、自在に折れ曲がる導波管を設置することは不可能である。Sバンドのマグネトロンを使ったシステムでは、加速管のサイズ・重量とも大きすぎる。Cバンドには、適当なマグネトロンがない。それに対して、Xバンド加速管のシャントインピーダンスは高いため、市販されている1.5[MW]クラスのマグネトロンを使ったコンパクトな加速器システムが可能である。

加速器の全長を短くするためには、シャントインピーダンスの高いサイドカップル型の定在波加速管を選択した。しかし、サイズの小さいXバンド加速管で、形状の複雑なサイドカップル型的设计・製作には、技術的に解決すべき多くの課題もある。我々は、必要に応じて、製作試験を行いつつ、慎重な設計により、その課題を克服し、Xバンドのサイドカップル型の加速管を製作することができた。ここでは、その開発の状況を実験結果を含めて報告する。

### 2. 基本仕様とシミュレーション

#### 2.1 仕様

RF源の制限と治療用のX線発生に使うことから、加速器の基本仕様を表1のように決めた。全長0.5[m]程度のサイドカップル型の加速管で、この仕様の実現を目指す。ただし、低エネルギー部は、電磁場の対称性の良いAPS型を採用した。

表1 加速器の基本仕様

電子銃電圧	20	kV
電子ビームエネルギー	6	MeV
ビーム電流	100	mA
パルス幅	4	μsec
繰り返し	200	pps
RF源	1.5	MW

#### 2.2 計算機シミュレーション

表1の仕様を満たす加速器の基本的なパラメーターや寸法を決めるために、さまざまなシミュレーションを行った。計算コードは、電子銃の電場解析にはPOISSON、加速管の電磁場解析にはSUPERFISHとMW-Studio、磁場解析にはPOISSONとANSYS、ビームトラッキングにはGPTを用いた。さらに、Perl言語を使った自動計算プログラムを作成することにより、大量の計算を迅速に行った。

これらのソフトウェアのうち、特に三次元のRFの計算には、MW-Studio[1]が威力を発揮し、モデル

<sup>1</sup> E-mail: yamamoto@accuthera.co.jp

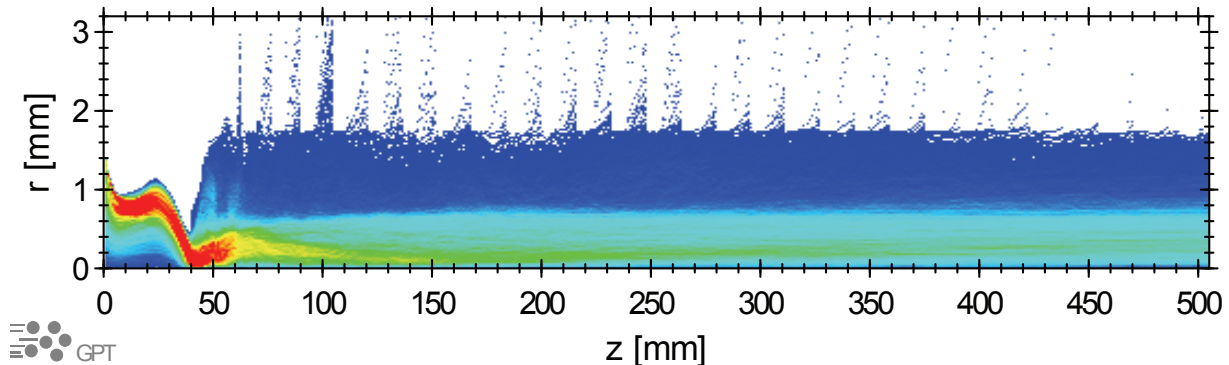


図1 ビーム軸に沿った電子ビームの半径方向の拡がり． $z=0$ [mm]がカソード表面で， $z=492$ [mm]の位置が加速管の出口になる．赤色の部分が粒子数の多い場所を示している．

空洞をひとつも製作することなく，加速管を完成させることができた．RF入力カップラーや加速/結合空洞間のカップリングの計算は，MW-Studioの計算のみで十分な精度が得られた．周波数も注意して計算すれば，加速空洞で数[MHz]，結合空洞で20[MHz]程度の計算精度は得られる．この精度であれば，製作時の空洞調整が容易である．

ビームトラッキングには，GPT[2]を用いた．これは，空間電荷効果を含んだ三次元のビームの軌道の解析できる．ここでは，電子銃のカソードからX線ターゲットの直前までの，ビームの解析に使った．計算に使う電磁場は，POISSONやSUPERFISHの出力を取り込んでいる．加速管は，三次元構造をしているが，ビーム軸付近は，SUPERFISHの軸対称電磁場を用いても，良い近似である．

最適化の結果，図1に示すビーム軌道になるパラメーターを得ることができた．ソレノイド磁石により， $z=30$ [mm]付近の加速管入り口で，ビームが急峻に収束している．加速管前半部では，このソレノイド磁場により，ビームの発散を防いでいる．加速管の後半には，ソレノイド磁場は無く，前半でのビームサイズを維持し，ビームが輸送されている様子が分かる．計算では，カソード電流の42[%]の電子が加速管出口まで，到達している．

計算された加速管出口でのビームのエネルギースペクトルのピークは，6[MeV]でその半値幅は90[keV]となった．ピークエネルギーに後に，長いテールを引いており，さらに，100[keV]付近に，小さなピークがあった．この小さなピークは加速位相に乗れなかった粒子が，加速管の出口まで到達したものである．電子銃電流が300[mA]の場合，加速管出口での5[MeV]以上のビーム電流は87.5[mA]で，それ以下は39.8[mA]となった．この結果，仕様の100[mA]には，電子銃の電流を1割程度増加させることで，達成できると見込んだ．

### 3. 加速管製作

#### 3.1 設計

電磁気的な計算のみならず，機械強度や容易に製作ができる構造とする必要があり，シミュレーショ

ンの担当と機械設計の担当と十分検討を行い，注意深く寸法を決めた．Xバンド加速管では，サイズの制約が多く，電磁気的な最適化をあきらめざるを得ない場合も多々あった．

Xバンドのサイドカップル型加速管の製作は，前例がほとんど無く，完全に新規に機械図面を作成した．特に，ロウ付け部の設計が難しく，試験を行うことにより，最終寸法を決めた部分もある．

#### 3.2 製作

加速セルの精密加工は，以前のJLCの加速セルの加工技術を用いることができた．JLCの加速セルよりも加工公差を緩めることのできることで，機械加工は全く問題なかった．MW-Studioの三次元電磁場解析で十分な計算精度の得られない部分や，機械加工上，精度が悪い部分は，RF測定と修正加工を行った．数回のRF測定と補正加工により，最終的なNC加工機の入力値を決めることができた．

加速セル等の部品は，主に金ロウ付けで接合した．部品のサイズが小さく難しい部分もあったがリーク無く完成させることができた．

#### 3.3 調整

加速管のロウ付けが完了した後，結合空洞の周波数調整を実施した．調整前の結合空洞の共振周波数は，ほぼ，三次元RF計算の通りであった．ボルトを用いた簡単な治具で，空洞壁を変形させることにより，容易に周波数調整ができた．調整後はストップバンドがなくなり，RF特性は良好であった．

加速空洞の部分は，十分な精度で加工してあり，周波数調整は実施しなかった．

## 4. ビーム加速試験

#### 4.1 組み立て・エージング

加速管とともに，電子銃，各種電磁石，マグネトロン電源，その他必要な機器を，短期間のうちに設計・製作を行った．それらの機器を，東京大学大学院工学系研究科原子力専攻(茨城県東海村)に搬入し，組み立て，真空引きを行い，ビーム試験の準備を進

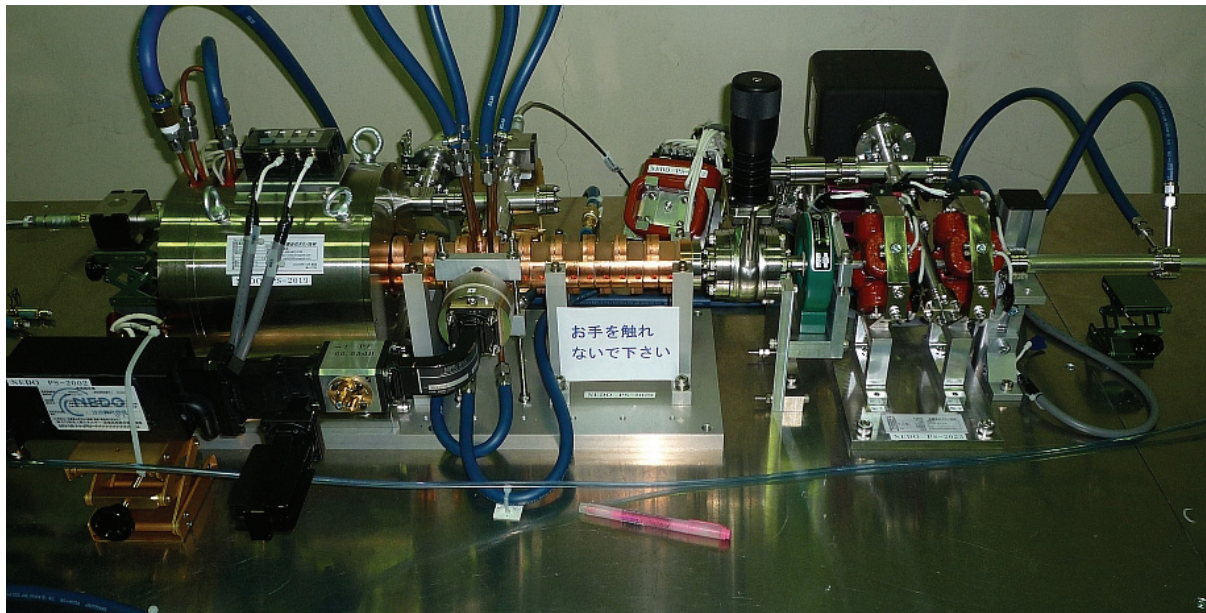


図2 加速管と電子銃，各種電磁石を組み付けたときの様子．ビーム加速試験を行うときには，右端のターゲット周りは，鉛の遮蔽ブロックで囲まれる．

めた．図2に放射線遮蔽ブロックを積み上げる前の写真を示す．完成した加速器は，電子銃の端から加速管出口まで約560[mm]とコンパクトである．マグネトロンも小型なので，RF源と加速器がひとつの実験テーブルに乗るサイズにすることができた．

全ての準備が整った後，電子銃の高電圧エージングと加速管のRFエージングを実施した．これらのエージングは順調に進み，ほぼ一晩で電子銃は20[kV]の印加ができるようになり，加速管には1.3[MW]の電力を投入できた．

#### 4.2 ビーム加速試験

エージングが完了した後，ビーム加速試験を実施した．比較的，順調に加速管出口で電子ビームを確認することができた．その後，電磁石などの調整を進め，100[mA]の加速に成功した．そのときの波形の様子を図3に示す．また，電子ビームのエネルギー測定を行い，5.6[MeV]に加速されていることを確認した．電子ビームのエネルギーは，アルミニウム内の電子の飛程から求めた値である．

加速エネルギーがシミュレーションの6[MeV]に達していない理由は，まだ分かっていない．今後，試験を進め，原因を探る予定である．

### 5. まとめと今後の課題

約1年という短期間の間に，加速器を製作して，ビーム試験まで実施することができた．試験の結果，ビーム電流は，仕様の100[mA]の加速に成功したが，加速エネルギーは5.6[MeV]に留まっている．今後，シミュレーションとの違いについては，さらなる検討が必要である．

以上の結果より，ロボット搭載型のX線治療装置に使用できるコンパクトな加速器システムの基本技

術の開発は完了したと考えている．ここでの成果を踏まえ，今年度はフォーカスコイルの無いさらにコンパクトな加速器システムの開発を進めている．

#### 謝辞

なお，この成果は，独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)の委託業務の結果得られたものです．また，加速管開発には，中沢氏をはじめ，(株)IHI検査計測の多大な協力を頂きました．

#### 参考文献

- [1] CST Computer Simulation Technology, <http://www.cst.com/>
- [2] Pulsar Physics, <http://www.pulsar.nl/gpt/>

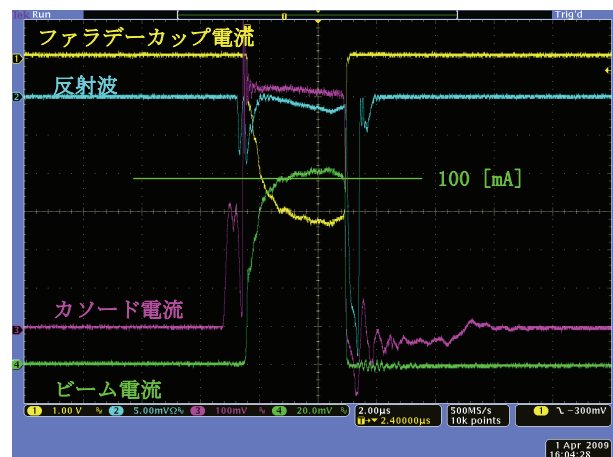


図3 加速管出口でビーム電流 100[mA]を観測したときのオシロスコープ波形．