

次世代の放射線治療装置用 6MeV-X バンド加速器の開発

DEVELOPMENT OF 6 MEV X-BAND ACCELERATOR FOR NEXT GENERATION RADIATION THERAPY

山本昌志 *^{A)}、伊藤卓 ^{A)}、草野譲一 ^{A)}、中村直樹 ^{A)}、田辺英二 ^{A)}、
中西康介 ^{B)}、エドヴィリアセニョル ^{B)}、上坂充 ^{C)}
Masashi Yamamoto*^{A)}, Taku Ito^{A)}, Joichi Kusano^{A)}, Naoki Nakamura^{A)}, Eiji Tanabe^{A)},
Kosuke Nakanishi^{B)}, Ed Villasenor^{B)}, Mitsuru Uesaka^{C)}

^{A)}Accuthera Inc.

^{B)}AET, Inc.

^{C)}University of Tokyo, Nuclear Professional School

Abstract

We are developing a 6 MeV X-band accelerator for the next generation radiation therapy. This accelerator is a compact LINAC about the length 60 [cm] and accelerates electron beam of 100 [mA] and 6 [MeV]. The RF power source is a small magnetron with 1.5 – 2.0 [MW] output. Various computer simulations were used for the design of the accelerator. The accelerator parts were processed using super-precision lathe and were joined by brazing. In the experiment of the completed accelerator, the energy of 6 [MeV] and beam current of 100 [mA] were observed. The accelerator is attached on a robot manipulator for medical treatment machine. In order to be certified for as a medical equipment, various tests are presently being carried out now. In this paper we described the design and measurements of the X-band accelerator.

1. はじめに

日本国内では陽子線や重粒子線を使ったがん治療施設の建設が盛んであるが、治療患者数で比較すると X 線の治療機の方が圧倒的に使われている。装置が安価でコンパクトであること、ランニングコストが安いことが主な理由である。また、これは少人数での開発も可能な装置である。我々は、Accuray 社の CyberKnife と同様、X 線発生装置をロボットマニピュレーターに搭載した治療装置の開発を進めている。ロボット搭載型の装置では、あらゆる方向からがん組織に向けて X 線を照射でき、正常組織へのダメージを少なくできる。その一方で、ロボットの搭載可能重量(約 200 [kg])の制限から、X 線発生装置(X 線ヘッド)を小型にする必要がある。そのため、機器が小型化できる X バンド加速器を採用した。ロボットマニピュレーターに取り付けられる X 線ヘッドの主な構成機器は、モジュレーターを除く加速器の構成要素や X 線変換のターゲット、線量測定器、漏洩 X 線を抑制するプライマリーコリメーター、X 線の形を整形する可変コリメーターである。これらの機器の総重量を 200 [kg] 以下、サイズを 900 [mm] × 800 [mm] × 400 [mm] 程度にする必要がある。

小型の加速器が必須なことから、加速管は X バンドのサイドカップル型とした。全長が約 0.5 [m] で 6 [MeV] の加速ゲインがある。マグネトロンは、加速管以上に重要なコンポーネントで、新日本無線(株)で開発が進められている。開発されたコンパクトなマグネトロンは実際のビーム加速試験に使われている。長時間の周波数安定度の問題があるものの、ほぼ実用機が完成している。

2. 設計

2.1 ビームシミュレーション

開発を進めているがん治療装置の必要な放射線量は、10 [Gy/min] である。その線量を確保するため電子加速器の大雑把な仕様は、ビームエネルギー 6 [MeV]、ビーム電流 100 [mA]、パルス幅 4 [μs]、繰り返し 200 [pps] である。ビームエネルギーは、中性子の問題が起きない程度ということで、6 [MeV] となっている。さらに、X 線ヘッドに載せるために加速器はコンパクトでなくてはならないので、X バンド (9.3 [GHz]) のサイドカップル型の加速管を選択した。

ビームトラッキングコード General Particle Tracer(GPT) ^[1] を用いたシミュレーションにより、試行錯誤を繰り返し、加速器の基本設計を行った。このコードの入力となる電子銃の電場は POISSON ^[2] で、加速セルの電磁場は SUPERFISH ^[2] で計算を行った。ともに、電磁場は軸対称の二次元である。実際の電子銃は軸対称なので問題がないが、加速セルは軸対称とは異なり若干誤差がある。ただし、ビームが通過する領域の電磁場はほぼ軸対称なので、大きな問題とはならない。また、結合セルとのカップリングのために、シャントインピーダンスは SUPERFISH の計算結果より実機では低下する。製作時の Q_0 の低下も含め、ビームトラッキングシミュレーションでは、シャントインピーダンスは SUPERFISH の計算結果の 80 [%] とした。結合空洞間のカップリングは最初の加速空洞を除いて 3 [%] とした。最初の加速セルのみ 4.24 [%] である。したがって、体積の少ないバンチャー空洞は、レギュラー空洞に比べ電磁場の強度が高くなる。

GPT のシミュレーションでは、電子銃から加速管の出口まで、15000 個のマクロパーティクルを空間電荷効果を含めて計算した。GPT に解析ルーチンを追加することにより、途中で失われた粒子も解析できるようにし

*yamamoto@accuthera.com

ている。これは、漏洩 X 線の解析に有効である。

様々な位相速度をもつバンチャーセルの加速ビーム特性を計算した。最適化した加速管内でのビームの位相プロットを Figure 1 に示す。図中の縦軸の 180 [deg] が最も加速電場が強く、いわゆるクレストである。180 [deg] 以下だと RF の方が、180 [deg] 以上だと粒子の方が進んでいることを示している。図中の $z < 40$ [mm] では、多くの粒子は RF よりも位相が遅れている。この場合、バンチは軸方向には発散となるが、径方向には収束となる。その後、 40 [mm] $< z$ では径方向には発散となるが、軸方向にビームのバンチは圧縮される。

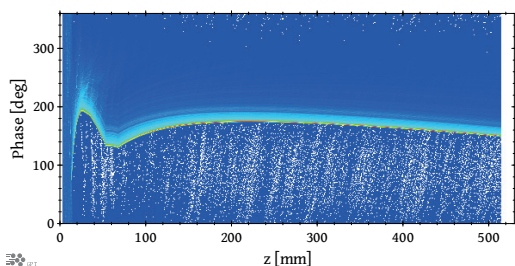


Figure 1: The phase of the particles along the accelerator.

Table 1 に GPT で計算された加速器のパラメータを、Figure 2 に加速管出口でのビームのエネルギー分布を示す。マグネトロン出力は 1.5 [MW] を仮定しており、サーキュレーター他の減衰を考えると、加速管には 1.3 [MW] 程度の RF 電力は期待できる。加速途中で加速管の壁に衝突して失われるビームの電力は、加速されたビームの 1/10 程度である。この加速途中で失われるビームは、漏洩 X 線になるため大きな問題を引き起こす。この漏洩を IEC 規格以下にするために、加速管のボア径の変えるなどの工夫を行った。その結果、漏洩 X 線を以前の加速管に比べかなり減少した。Figure 2 に示すビームのエネルギー分布のプロットから、加速されたビームはダブルピークを持つことが分かる。その幅 ΔE は 248 [keV] で、 $\Delta E/E=4.1$ [%] である。このエネルギー分布の図から、0.5 [MeV] 以下の低エネルギーの粒子がかなり含まれることが分かる。加速管出口のビームのビーム電流のうち、治療用の X 線の発生に寄与する割合は 76 [%] 程度である。実際の運転ではこのことに注意が必要である。X 線の発生に、悪影響を及ぼさないが、エミッタンスは悪い。加速位相から外れた低エネルギーの粒子も計算に含めていることが、悪化の要因の可能性もある。

2.2 RF シミュレーション

ビームシミュレーションの結果、加速セルは 5 個のバンチャー空洞 ($v_p/c < 1$) と 28 個がレギュラー空洞と決められた。したがって、加速管は 33 個の加速セル — そのうちひとつはカップラーセル — と 32 個の結合セルから構成される。これらの詳細寸法は、CST-Studio^[3] を用いた三次元 RF 計算により決められた。主な計算は、(1) 加速空洞の寸法、(2) 結合空洞の寸法、(3) 加速空洞 — 結合空洞のカップリング計算とアイリス寸法決定、(4) カップラー空洞と導波管のカップリング計算とアイリス寸法の決定である。

Table 1: The parameters of the accelerator calculated by GPT.

Operating frequency [MHz]	9300
Anode current [mA]	295
Cavity wall loss [kW]	650
Power of the beam lost on acceleration [kW]	58.7
Beam power at end of acc. [kW]	566.9
RF power [kW]	1294.4
Beam current(all particles) [mA]	116.8
$(E_{peak} \times 80\% <) [mA]$	89.3
Beam size(end of acc. σ_r) [mm]	0.62
Maximum energy E_{max} [MeV]	6.17
Peak energy E_{peak} [MeV]	5.94
Average energy (E_{peak} の 80% 以上) [MeV]	5.97
Normalized emittance(ϵ_r) [π mm · mrad]	93.7

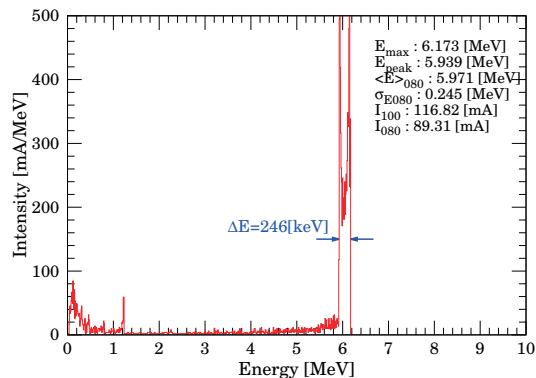


Figure 2: Electron energy distribution at the end of accelerator.

これまでの経験から、結合セルと加速セルのカップリングは 3 [%]、最初の加速空洞のみ 4.24 [%] とした。このカップリングは分散関係から計算でき、結合セルと加速セルのカップリング構造を調整することにより目的の値にすることができる。

また、RF 入力導波管と加速モードのカップリングは $\beta = 2.5$ と決めた。これを実現する寸法を決めるために、まずは加速セル毎の Q_0 を計算した。これから加速管全体の Q_0 が評価でき、その結果、外部 Q を定めることができる。外部 Q は、導波管から見たカップラー空洞の反射位相の応答を調べることにより、評価できる。結合アリスの寸法を調整し、目的のカップリングになる構造を決定した。

以上の計算により、加速セル — 結合セル、カップラーセル — 入力導波管の結合構造が決まったので、あとの作業は周波数調整のみである。これは、CST-STUDIO の固有値計算ソルバーにより、簡単に決められる。

加速管の RF 部の計算の後、機械構造の設計を行った。Figure 3 に加速管の外形を示す。フランジ間隔で 546 [mm] で、重量は 6.9 [kg] である。人の手で簡単に持つことができるコンパクトな加速管である。

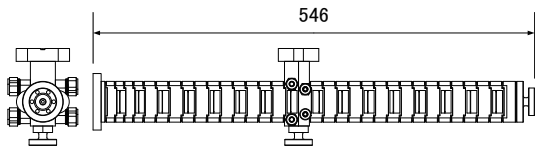


Figure 3: Shape of the accelerator.

3. 製作

加速管の部品のうち加速セルとカップラーセルは、複雑な構造かつ精度が厳しいことから、加工はかなりやっかいである。多軸のマシニングセンターと超精密旋盤を用いて加工を行った。共振周波数を1 [MHz] 程度にそろえるために、加工の最終段階ではRF測定を行いながら超精密旋盤による調整加工も実施した。

加工後の部品は、多段階のロウ付けにより接合された。このロウ付けの工程では、全ての空洞の周波数をチェックした。そして最後の加速管の一体化ロウ付けが完了した後、結合セルの周波数チューニングを行った。その作業の時は、加速モードの周波数と分散関係に注意した。ストップバンドが無くなれば、チューニング作業は完了である。その後、溶接によりチューニング用のアンテナホルダーの封じりを行った。最後のHeリーク試験に合格した後、溶接前後での周波数の変動をチェックした。溶接による周波数の変動はほとんど無かった。Figure 4に、このようにして完成した加速管をしめす。

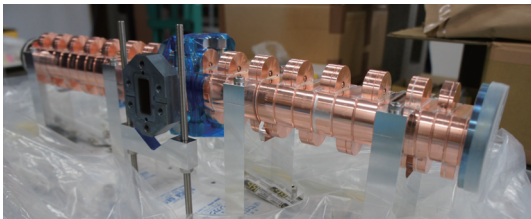


Figure 4: The completed accelerator.

4. 試験

4.1 完成した加速管のRF測定結果

最終確認のために、完成した加速管は低電力のRF測定試験が行われた。Table 2にネットワークアナライザーによる S_{11} の測定結果をしめす。周波数はほとんど設計値(9300 [MHz])通りである。 Q_0 は計算値(7800)の93 [%]程度で良好な値を示している。カップリングは設計値($\beta = 2.5$)に比べて若干高いが、問題ない値である。

Table 2: RF measurement results of the accelerator.

acc. mode frequency [MHz]	f_0	9299.82
Q value(wall loss)	Q_0	7224.3
External Q	Q_{ext}	2715.5
coupling	β	2.66

加速管内の軸上電場強度分布は、ビードドロップ法に

より測定した。Figure 5は、その測定で得られた軸上電場分布(赤線)とGPTのビームシミュレーションに用いた軸上の電場分布(青線)を示している。測定値は、カップラー($z = 275$ [mm])から加速管の両端に進むに従い電場の強度が低下している。これは壁損失の影響である。計算値はその効果を考慮していないので、レギュラーセルでは一定電場となっている。壁損失の影響を考慮しても、バンチングセクション($z < 90$ [mm])での軸上電場の低下は大きい。この原因は不明である。原因究明のためには、カップリングの計算を見直すとともに、壁損失を考慮した電場分布を計算する必要がある。

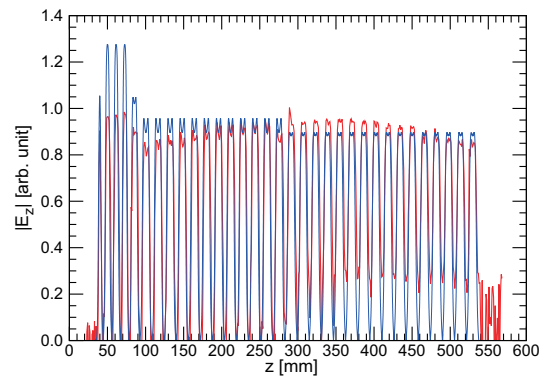


Figure 5: The electric field ($|Ez|$) along axis. Red line: measurement, blue line: simulation value in GPT.

4.2 ビーム加速試験

RFの低電力の試験で、ほぼ設計値通りに加速管ができあがっていることを確認した後、東京大学の東海キャンパスのシールドルームに加速管等を持ち込んだ。そして、組み立てとベーキング、最終確認のRF測定、加速管のRFエージング、電子銃の活性化を経てビーム加速試験を実施した。具体的な試験内容は、(1)ビームエネルギー分析、(2)漏洩放射線測定、(3)X線サイズ測定、(4)AFC基本性能測定、(5)イオンチェンバー試験、(6)ターゲット熱試験である。

ビームのエネルギー分析は、漏れ磁場を考慮した実効的な曲率半径163 [mm]の90度偏向電磁石と幅1.5 [mm]のスリットを用いて実施した。この分析系の分解能は $\Delta E/E = 0.14$ [%]である。Figure 6に、加速管の入力RF電力が1.26 [MW]の時のビームのエネルギー分布を示す。図中の電流値は、CTにより測定された加速管出口でのビーム電流値である。この図のビーム電流99 [mA]のライン(青線)がGPTのシミュレーション結果のFigure 2に近いパラメーターである。測定値の方が、エネルギーが若干高いが、エネルギー拡がりは概ね一致している。ここには示していないが、ビーム電流を減らした場合もGPTのシミュレーション結果と似た傾向を示している。

ビームのエネルギー分析後、エネルギー分析用の電磁系を取り外し、実機のプライマリーコリメーターとターゲットを取り付けた。そして、この体系で、ターゲット電流や漏洩線量測定、X線のスポットサイズ、ターゲットの熱負荷測定を行った。アノード電流が376 [mA]のときのターゲット電流は110 [mA]で、ビーム透過率は

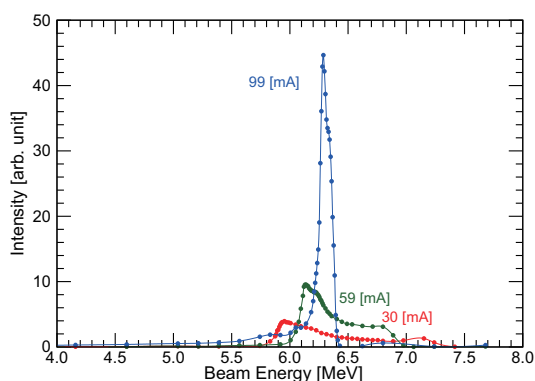


Figure 6: The measurement result of the energy distribution in some beam current.

29.3 [%]である。GPT の計算で示したように、この電流には不要な低エネルギー成分が含まれている。有効なビーム電流は 84 [mA] 程度と考えられる。次に、実機に近い状態で漏洩 X 線量の測定を実施した。その漏洩線量は、IEC の規格以下であることを確認した。また、ターゲット上での X 線のスポットも測定した。それにより得られた X 線のスポットサイズは、 x 方向と y 方向とも半値 (FWHM) で 1.1 [mm] であった。これは GPT のシミュレーション結果の 1.46 [mm] (FWHM) よりも若干小さい値である。また、ターゲットの熱負荷試験も実施し、ターゲット出口の温度は熱のシミュレーション結果とよく一致していることを確認した。これらの試験を通して、加速器単体ではほぼ仕様を満足していることを確認した。

4.3 ロボット搭載後の試験

ビーム加速試験で加速器の基本性能が確認された後、加速器を含む X 線ヘッドをロボットマニピュレーター搭載した。Figure 7 にその様子を示す。現在、治療装置を構成するその他の機器とともに装置全体を国立国際医療研究センターに設置し、各種試験を行っている。当初、放電や X 線の非対称性などの様々な問題が生じたが、その都度改良を施し現在は安定に運転できるようになっている。そして、現在は FDA 申請に向け IEC 規格に照らし合わせた様々な試験を行っている。加速器設計の立場から、もっとも懸念した漏洩 X 線は一部を除き、全く問題のないレベルであった。規格を超えている一部の箇所については、局所遮蔽で対応できることが分かっている。今後は、さらに水ファントムを使った X 線の測定やシステム動作の試験を進める予定である。

5. まとめ

次世代の放射線治療装置用の 6MeV-X バンド加速器の開発を行っている。ビーム加速試験の結果、6 [MeV] \times 110 [mA] のビームを確認した。ただし、このビーム電流には治療用の X 線の発生に寄与しない成分も含まれ、実効電流は 84 [mA] 程度と考えられる。治療装置として認可を得るために重要な漏洩 X 線は、規定を満足することが確認された。今後は、治療に関する X 線の測定を進め、FDA 申請の手続きを行うことに

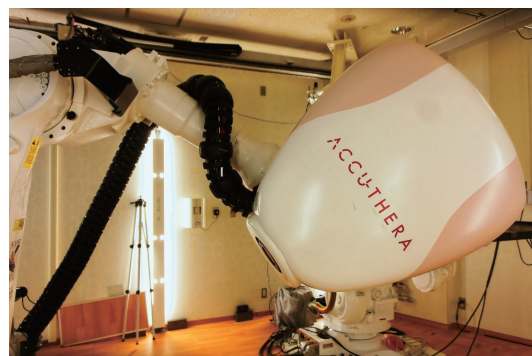


Figure 7: The X ray head containing the X-band 6 MeV accelerator.

なっている。

謝辞

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、この加速器を搭載した癌治療装置 CygneX の試験については、国立国際医療研究センターに多大な協力を頂きました。

参考文献

- [1] Pulsar Physics, <http://www.pulsar.nl/gpt/>
- [2] J.H.Billen and L.M.Young, "POISSON SUPERFISH", LA-UR-96-1834, 1996.
- [3] CST Computer Simulation Technology, <http://www.cst.com/>