

フォトカソード電子銃を用いた強度変調放射線治療のための電子ビーム開発

大阪大学産業科学研究所 近藤孝文・楊金峰・菅晃一・吉田陽一

Radiation therapy of cancer is developing to un-uniform irradiation, for concentrating dose to a cancer tumor and reducing dose to normal tissue. As a step toward the Intensity modulated radiation therapy, we examined dynamic optical modulation of electron beam produced by a photocathode electron gun. Images on photo-masks were transferred onto a photocathode by relay imaging. Electron beam could be controlled by a remote mirror. Modulated electron beam maintained its shape on acceleration, had a fine spatial resolution, and could be moved dynamically by optical methods. As a second step, optical modulation of electron beam and dynamic control succeeded by a digital micro mirror device (DMD).

Key words: radiation therapy, photocathode, linear accelerator, optical modulation

1. はじめに

がんの治療方法には、大きく分けてがんを手術により切除する外科的治療法、抗がん剤を投薬する化学療法、放射線をがん照射する放射線治療がある。各治療法ともに絶え間ない研究により発展している。なかでも放射線治療は近年めざましく発展しており、比較的苦痛が少なく、患者にやさしい治療方法として注目を浴びている。

放射線治療では、放射線ががん患部だけでなく周囲の正常組織にも照射され、そこでの副作用が問題となる。この問題のため放射線治療は、がん患部へ線量を集中し、正常組織への照射線量を低減することが、最重要な課題となっている。がん患部だけに放射線を照射し、その他

の正常組織への線量を低減するために、不均一な放射線照射へと発展してきた¹⁾²⁾。この方法は強度変調放射線治療 (IMRT = Intensity Modulated Radiation Therapy) と呼ばれる。現在の IMRT では小型加速器が使用され、熱電子銃で発生した電子ビームを加速し、金属ターゲットに照射して均一な X 線に変換した後、多くの金属部品からなる多葉原体絞リ (マルチリーフコリメーター) により X 線の形状と強度を変調する。加速器を回転させて多方向から照射 (多門照射) することにより、一方向からのビーム強度を低減できるので、更に正常組織への線量が低減され、より安全な照射方法へと発展している²⁾。電子線加速器を用いた治療装置は、重粒子線加速器と比較して小型かつ安価なので、中小規模の病院に普及できることが大きな利点である。

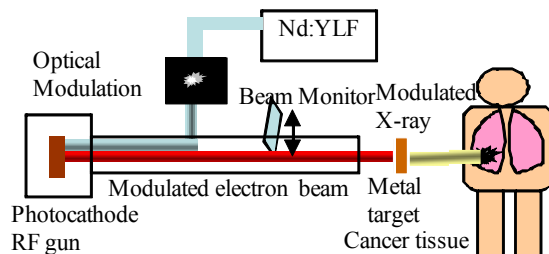


図1 高機能光 IMRT の概念図

最新の電子銃の一つであるフォトカソード RF 電子銃は、高指向性 (低エミッタンス) の電子ビームを光によって発生できる³⁾⁴⁾。我々は、図1に示したようにフォトカソード高周波電子銃を用いて、その入射光学系における光学的変調により強度変調電子ビームを発生できると考えた。指向性が高いので強度変調電子線は、形状や強度分布を保持したまま加速できる。放射線治療のために、発生した強度変調電子線は強度変調 X 線に変換する予定である。また、人体は呼吸や拍動、不随意筋運動などにより常に動くので、治療用の強度変調放射線は、この動きに同期・追従する必要がある。フォトカソード

Development of Modulated Electron Beam for Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) on a Photocathode Electron Gun
Takafumi Kondoh (ISIR, Osaka University)
〒567-0047 大阪府茨木市美穂ヶ丘 8-1
TEL: 06-6879-4285, FAX: 06-6879-4287
E-mail: t-kondo@sanken.osaka-u.ac.jp

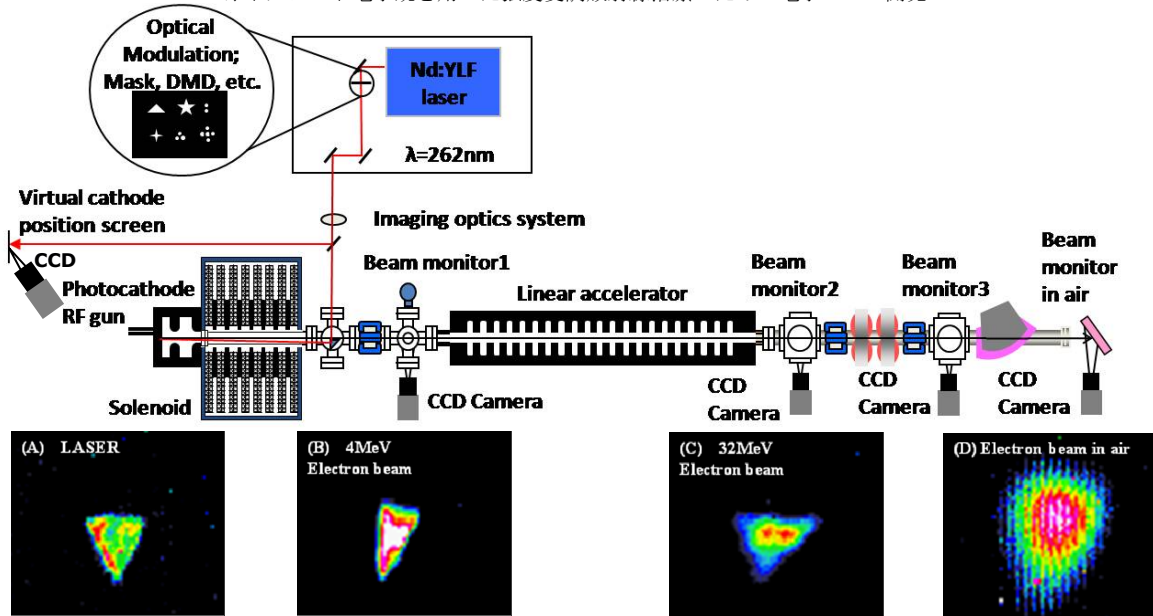


図2 阪大産研フォトカソード RF 電子銃加速器と強度変調電子ビームの発生と加速

電子銃における光学的な強度変調により、この人体の動きに完全に追従できる高精度かつ高速な光 IMRT を我々は提案している⁵⁾。強度変調放射線治療のために、フォトカソード高周波電子銃において光学的手法を用いた電子ビームの光学変調の要素技術開発を行った。

2. フォトカソード高周波電子銃加速器

実験は、大阪大学産業科学研究所量子ビーム科学研究施設に設置されたフォトカソード高周波電子銃加速器で行われた。フォトカソードは無酸素銅製であり、図2に示したように、Timebandwidth 社製ピコ秒 Nd:YLF レーザーの4次高調波(262 nm)が、ほぼ垂直にフォトカソードに入射して光電効果により電子を発生する。S-band 2856 MHz の高周波による最大加速電場は100 MV/m に達し、カソード表面で発生した電子は、1.6 cell の高周波空洞で即時に 4 MeV まで加速される。電子銃の下流には 2 m の進行波型加速管があり、電子は 32 MeV まで加速される。フォトカソードで発生した 1 nC の電子ビームは、32 MeV まで加速された場合、横方向エミッタンスは約 3 mm-mrad となる。この値は、従来の熱電子銃のエミッタンスである約 100 mm-mrad と比較してはるかに低いエミッタンスである³⁾⁴⁾。

電子銃へのレーザーの入射光学系において、レーザー光の強度変調と動的な制御を行った。強度変調したレーザー光像に対応した強度変調電子ビームを発生するためには、カソード表面上にレーザー像を結像する必要がある。強度変調したレーザー像は、リレーイメージング

によりカソード表面に輸送・結像した。同様にカソード表面上で発生した強度変調電子ビーム像は、電子銃直下に配置されたソレノイド電磁石により、光学レンズと同様に、測定位置まで輸送・結像した。

電子ビーム像は、図2に示したように加速器各所に配置したアルミナ蛍光板シンチレータ (Desmarquest: AF995) に電子線を照射し、その時の発光を CCD カメラにより測定した。測定したモノクロ像を PC に取り込み、発光強度に色を対応させた画像処理を行った。弱強度が青や緑に対応し、強度が大きくなるにつれて赤から白に対応している。ビーム像の測定場所は、図2に示したように、カソード等価位置 (レーザー像)、電子銃出口、加速管出口、大気中である。加速器の詳細な構成、性能は別に報告されている³⁾⁴⁾⁵⁾。

3. 要素技術の基礎研究

3.1 マスクによる強度変調電子ビームの発生と加速

最初の実験では、フォトカソードの入射光学系中にマスクを挿入しビームを整形した。図2に示したように、いくつかのマスクで加工した Nd:YLF レーザーの4次高調波をフォトカソードに入射した。2 スポット型、三角形、十字型、8 スポット型など様々なマスクを用いた。

三角形マスクを用いた時の加速器各部で測定したビーム像を図2下部に示した。カソードでのレーザー像を確認するためにカソードと等価な位置で観測した三角レーザー像 (A)、電子銃直下で観測された 4 MeV 三角電子ビーム像 (B)、加速管で加速された 32 MeV 三

角電子ビーム像 (C) , この後チタン窓を通して大気中に取り出した像 (D) をそれぞれ示した. フォトカソードの入射光学系でレーザーを三角形に整形した結果, 4 MeV 三角電子ビームを発生することができた. この三角電子ビームは, 更に 32 MeV まで加速し, 大気中に取り出すことができた. 三角電子ビームを大気中に取り出した場合, 3つの頂点付近の弱強度部分が若干欠落するなど形状が劣化したが, 全体としては三角形の形状だった. 医療用加速器として X 線を用いる場合, 真空中で X 線に変換することにより問題は解決できる. 電子ビームを大気中に取り出して利用する場合, 真空窓の材質や厚さなどの最適化を行うことにより形状の劣化を最小限にする.

他にも強度変調された 4 MeV 8 スポット電子ビーム (E) や, 十字型電子ビーム (F) を電子銃の出口で観測したので, その結果を図 3 に示した. 8 スポット電子ビームの全体の直径は 3.2 mm で, 分割した 1つのスポット径が 1 mm, 分割したスポットとスポットの空間的な間隔は 0.3 mm だった. 現在発見できる微小がんのサイズは 0.5 mm 程度であるため, 発生した強度変調電子ビームは, 現在の放射線治療で使用するのに十分高い空間分解能を持っていると言えるだろう. 整形された電子ビームの中心部が強いのは, 元のレーザー光の強度分布がガウシアンだからと考えられる.

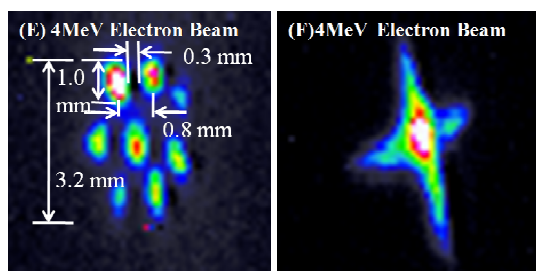


図 3 発生した強度変調電子ビームの空間分解能

3.2 リモートミラーによる強度変調電子ビーム動画

放射線治療のためには, 電子ビームは呼吸などの人体の動きに追従しなければならない. そこで基礎的な電子ビームの動的な光学変調の実験を行った. 図 4 上側に示したように, レーザー光は二つの光路に分岐され, 一方はフィルターにより光強度を低減し, 他方はアイリス絞りによりビームサイズを小さく加工した. 小径・高強度の光路中にリモートミラーを使用し, このスポットが低強度の大きなスポットの周辺部を回転するようにリモ

ートミラーを遠隔手動操作した. それら二つの光を合成し, カソード表面に輸送した. この実験では微細なビーム整形は行わず, イメージング光学系は用いなかった.

この実験により, 電子ビームのムービー (動画) を観測した. その動画からの 8 枚のスナップショットを図 4 下側 (A) ~ (H) に示した. スナップショットを見ると, 比較的弱強度で大きなスポットの周囲を, 大強度で小さいスポットが回転していることが分かる. この実験により, レーザー光強度の制御により電子ビームの強度が制御できること, レーザー光サイズの整形により電子ビームサイズも整形できること, 動的な光学制御により電子ビームの動きの制御が可能であることを明らかにした.

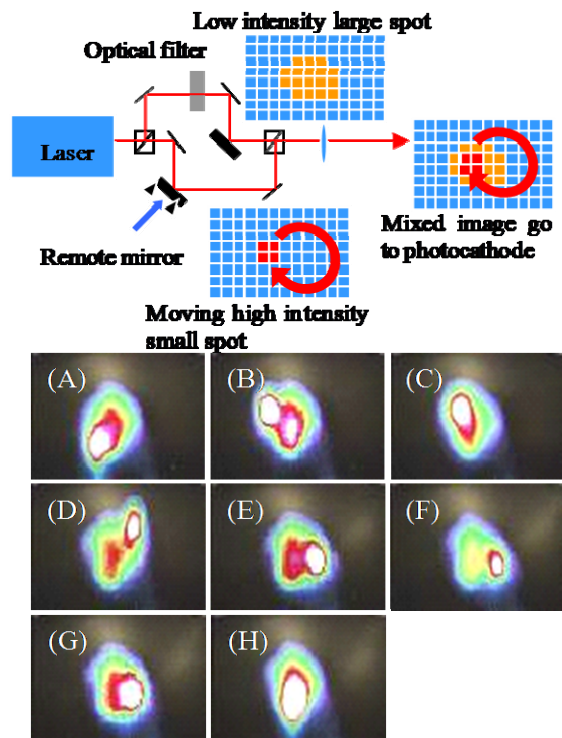


図 4 電子ビームの動的な光学変調のための基礎実験光学系と電子ビームムービー

3.3 DMD を用いた電子ビームの強度変調と動作の同時制御

ここまでに, マスクによる電子ビームの強度変調 (空間), リモートミラーによる電子ビーム動作 (時間) 等の要素技術を研究してきた. 次の発展段階として, 高空間分解能かつ高速のコンピューター制御の光学変調を実現するために, 光学変調素子としてテキサスインスツルメンツ社製の Digital Micro-mirror Device(DMD)

(Texas Instrument Inc. :Discovery 1100 UV) を選定した。DMD は約 100 万個のマイクロミラーの集積素子であり、ミラーの一つ一つが ON/OFF 動作することにより、光を整形する。DMD は、1 画素 10 数 μm の高精度かつ数 μs の高速動作が可能である光半導体 MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) なので、プロジェクター内部の映像描画装置などに使用されている^{3) 4)}。

放射線治療では、呼吸や不随意筋運動などの人体の動作を観測し、がん患部の位置と形状を特定し、治療計画に基づいた放射線のリアルタイム高速制御を目指している。このためには、まずがん患部を観察する方法が必要であり、いくつかの方法がある。がん患部の位置を測定する X 線カメラ、がん患部の微細情報の得られる CT (コンピューター断層撮像)、がんを選択的に感度の高い PET (陽電子放射断層撮像) や組織情報の多い MRI (磁気共鳴映像装置) など、ほとんどは画像情報として出力される。DMD は高精度かつ高速の変調素子なので、これらの画像情報とコンピューター上で計算した治療計画に基づいて、DMD を用いて照射ビームを 2 次元一括制御することにより、呼吸や脈動、不随意筋による運動に完全に追従できるだろう。

銅カソードから電子を発生させるには、銅の仕事関数 (約 4.5 eV) 以上のエネルギーが必要であるため、Nd:YLF レーザーの 4 倍高調波 (262 nm) を使用しているが、DMD は 262 nm のレーザーを入射すると損傷する⁶⁾。そこで図 5 左側に示したように、Nd:YLF レーザーの 2 倍波 (524 nm) の緑色レーザー光を DMD で整形し、その後非線形光学結晶 (BBO) を用いて 262 nm

に変換した。整形した像は、図 5 右側の模式図に示した 2 ポイント像、ハート像、チェッカー像などを用いた。DMD 上の緑色レーザー像は、縮小して BBO 結晶に結像した。緑色レーザー像は BBO 結晶により紫外線像に変換した。変換した紫外線像を図 5 右側中央に示した。紫外線像は、リレーイメージングによりカソード表面に輸送・結像した。マスクでの整形の場合と同様に、カソード表面上で発生した電子像は、ソレノイド電磁石により測定位置に結像した。DMD を用いることにより、チェッカーパターンのようなマスクでは加工が難しい形状の場合も整形することに成功した。

DMD 全面に描画するチェッカーパターンでは、図 5 右側中央に示したように、DMD により整形し BBO 結晶で 4 倍波に変換した紫外線レーザー像は、周辺部の強度が弱かった。このことは、レーザースポット径を拡大して DMD 素子の全面に照射しているが、整形前の緑色レーザー光は中心部が強く周囲が弱いガウシアン空間強度分布を持つからと考えられる。一方で、ハート型や 2 ポイント像など DMD の中心部分に整形したい像がある場合はレーザー像の形状は保持され、非線形光学結晶での波長変換においても、整形したレーザー像は保持された。

波長変換した紫外線レーザー像はフォトカソードに輸送され、電子ビームを発生した。DMD により強度変調した 4 MeV 電子ビーム像を図 5 右端の写真で示した。レーザー光を DMD で整形することにより、電子ビームの整形・強度変調に成功した。強度変調電子ビーム像は鉛直方向から約 70 度回転し、発生電荷量は 40 pC と非

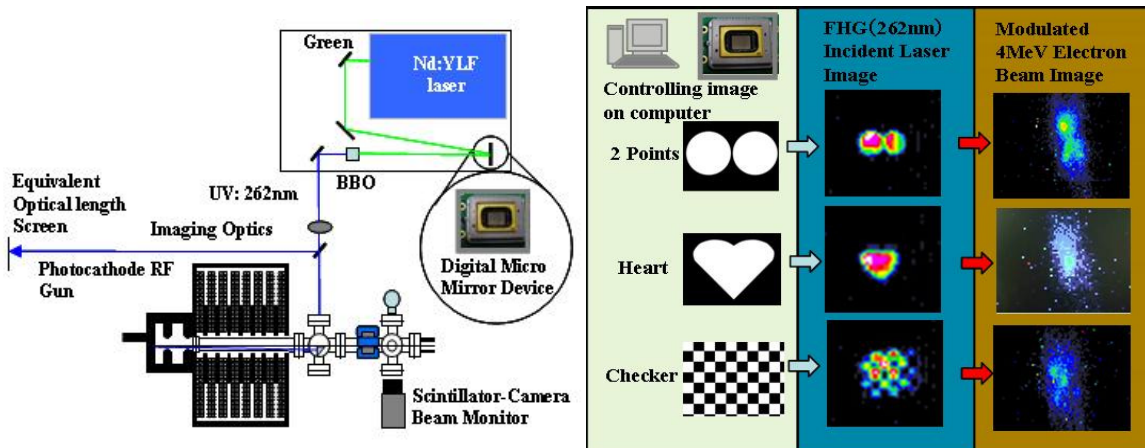


図 5 フォトカソード高周波電子銃入射系での DMD を用いた光変調実験装置と描画パターンと変調 UV 像と 4MeV 変調電子ビーム像

常に少なかった。このために電子ビーム像は鮮明ではなく、その他のビーム特性は測定できなかった。これは強度変調光学系における紫外線強度の低下が原因であり、今後レーザー強度の向上や、Mg や半導体など異なる材質のカソードを使用することにより、電子発生用の励起レーザーの可視波長化や量子効率(QE)の向上により、改善できると考えている。

DMD に連続的に画像を送って描画させることにより、電子ビームの強度変調と動的制御にも成功した。2 ポイント像は、描画した丸がお互いに回る動画、ハートは大きくなったり小さくなったりする動画、チェッカーは模様反転する動画を描画させた。紫外線像、4 MeV 電子ビーム像共に動的制御に成功した。電子ビームの強度変調と動的制御がデジタルマイクロミラーデバイスを用いることによって成功した。

3.4 X 線変換方法の検討

人体深部のがん患部を照射する場合、飛程が短く散乱されやすい電子線よりも透過力に優れる X 線が適している。したがって我々の提案した方法で人体深部のがんを照射するためには、電子線の強度変調を保ったまま X 線に変換する必要がある。

変換方法には、従来通り金属ターゲットに電子線を照射して制動放射を用いる方法、レーザーと電子線の衝突による逆コンプトン散乱法、電子線の単結晶によるブラッグ反射を用いたパラメトリック X 線発生法などがある。制動放射は、強度が大きいという利点があるが、発生する X 線は連続スペクトルであり広がり大きいという欠点がある。レーザーコンプトン散乱は、散乱角を選べば単色性が高いという利点をもつが、全強度が小さい。

これらの方法と比較して、単結晶を用いたパラメトリック X 線発生 (Parametric X-ray Radiation = PXR) では、結晶格子からの散乱波が強めあうために全強度が大きく、かつブラッグ条件から X 線の波長が限定されるので、単色性が高いという優れた特徴を持っている。強度変調電子ビームの X 線変換には、パラメトリック X 線発生が適していると考えて、実験の準備を行っている。

4. まとめ

より安全で安心な高精度空間分解能・高速リアルタイム追従 IMRT を目指して、フォトカソード電子銃の入射光を加工・制御することによって電子ビームの形状と強度分布を動的に変調するという新しい放射線治療用の放射線制御方法のアイデアを我々は提案した。

コンピューター制御の DMD を用いてフォトカソード入射レーザーを整形することにより、電子ビームの光学的強度変調と同時に、電子ビームの動きの制御 (=ムービー) にも成功した。

今後現状の問題点を解決し、強度変調電子ビームの特性を測定し、強度変調電子ビームのパラメトリック X 線変換法の研究、平均電流の向上などの研究を行う。

参考文献

- 1) Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, **2001**, *51*(4), 880-914.
- 2) T. Bortfeld, *Phys. Med. Biol.*, **2006**, *51*, R363-R379
- 3) J. Yang, *et.al*, *Nucl. Instr. and Meth.*, **2006**, *556*, 52-56
- 4) J. Yang, T. Kondoh, Y. Yoshida, S. Tagawa, *Jap. J. Appl. Phys.*, **2005**, *44*(12), 8702-8707.
- 5) T. Kondoh, H. Kashima, J. Yang, Y. Yoshida, S. Tagawa, *Radiat. Phys. Chem.*, **2008**, *77*, 1142-1147.
- 6) Dudley, D., Duncan, W., Slaughter J., Emerging Digital Micromirror Device (DMD) Applications. **2003**, http://focus.ti.com/download/dlpmdd/152_NewApps_per_copyright.pdf
- 7) L. J. Hornbeck, *Digital Light Processing: A New MEMS-Based Display Technology*, **1996**, Texas Instruments