

## Optical Modulation of Electron Beam using the Opto-Semiconductor Device on the Photocathode RF Gun for the Radiation Therapy

Takafumi Kondoh<sup>1A)\*</sup>, Jinfeng Yang<sup>A)</sup>, Koichi Kan<sup>A)</sup>, Kimihiro Norizawa<sup>A)</sup>, Atsushi Ogata<sup>A)</sup>,  
and Yoichi Yoshida<sup>A)</sup>

<sup>A)</sup> The Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka University,  
8-1 Mihogaoka, Ibaraki, Osaka, 567-0047, JAPAN

The radiation therapy of cancer is developing to un-uniform irradiation, for concentrating dose to a tumor and reducing dose to normal tissue. For the un-uniform irradiation, optical modulation of electron beam using the Digital Micro Mirror Device was studied on a photocathode RF gun. The optical modulation of electron beam and dynamic control succeeded by a digital micro mirror device. Fundamental data such as the spatial resolution and the contrast of the optical modulated electron beam was measured. It will be reported that the relations between the intensity distribution and the emittance.

### フォトカソード RF 電子銃における光半導体素子を用いた電子ビームの光学変調

#### 1. 安全・安心な放射線がん治療を目指して。

がんを治療する方法には、大きく分けてがんを手術で取り除く外科的治療法、抗がん剤などの薬を飲む化学療法、放射線がんを照射する放射線治療があります。どの治療法も多くの医者や研究者が日夜研究して発展しています。なかでも放射線治療は、近年めざましく発展しており、比較的苦痛が少ない、患者にやさしい治療方法として、注目を浴びています。

放射線治療では、放射線ががん組織だけでなく周囲の正常組織にも照射され、そこでの副作用が一番の問題となります。この問題のため放射線治療は、がん患部への線量を集中し、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ます。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ました。この方法は強度変調放射線治療（IMRT = Intensity Modulated Radiation Therapy）と呼ばれています。現在の IMRT は、小型加速器で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、放射線の形と強度を多くの金属部品からなる多葉原体絞りにより変調します。加速器を回転させて多方向からの照射し、更に正常組織への線量を低減し、安全な照射方法となっています。電子線加速器を用いた治療装置は、比較的

型で安価なので、中小規模の病院にも普及することも大きな利点です。

一方、最新の加速器である、フォトカソード RF 電子銃は、高品質（低エミッタンス）の電子ビームを光によって発生できます。フォトカソード RF 電子銃は、入射光学系での光学的変調により強度変調電子ビームを発生できると我々は考えました。低エミッタンスだから、変調電子線は、形を保持したまま加速でき、更に電子線は、X 線に変換する予定です。

我々は、図 1 に示したように、フォトカソード RF 電子銃を使って、入射光学系での光学的変調によって、強度変調電子ビームを発生でき、更には、呼吸や不随意筋運動などで常に動く人体に完全同期追従できる、より安全な高機能（高速・高

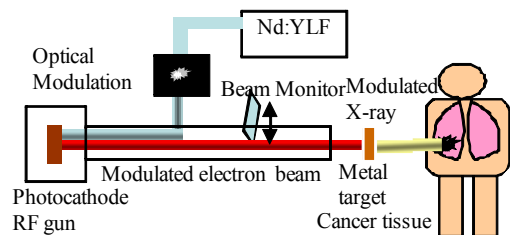


図 1 高機能光 IMRT の概念図

精細) 光 IMRT を提案しています[1]。デジタルマイクロミラーデバイス (DMD) を用いた電子

<sup>1</sup> t-kondo@sanken.osaka-u.ac.jp

ビームの光学変調をフォトカソードRF電子銃を用いて研究しています。

## 2. フォトカソード高周波電子銃と光学変調方法

実験は、大阪大学産業科学研究所加速器量子ビーム実験室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ました。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、Nd:YLFレーザーの4次高調波(262nm)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します。高周波による最大加速電場は100MV/mに達し、カソード表面で発生した電子は、即時に電子銃内部で4MeVまで加速されます。1nCの電子ビームが、32MeVまで加速された場合、エミッタンスは、約3mm-mradとなり、従来の熱電子銃よりもはるかに高輝度な高性能電子銃です[2]。

電子ビームを整形・強度変調するために入射レーザー光を光学的に制御します。レーザー光を高精度かつ高速に変調するために、テキサスインスツルメンツ社の光半導体素子であるデジタルマイクロミラーデバイス(DMD)を選びました。DMDは微小ミラーの集積素子であり、プロジェクター内部で映像描画に使用されています。銅の仕事関数は約4.5eVだから、4倍高調波(262nm)が必要ですが、DMDは262nmで使用するとダメージします。素子面の保護のために光学窓が取り付けられ、262nmでは窓の透過率は低くなっています。そこで図2に示したように、Nd:YLFレーザーの2倍波(524nm)をDMDで整形し、その後で非線形光学結晶を用いて262nmに変換しました。変換された紫外線(UV)光像は、リレーイメージングしてカソード表面に輸送・結像しました。フォトカソード高周波電子銃直下のソレノイド電磁石は、電子ビームのイメージングレンズとしても利用しました。電子ビームは、アルミナ蛍光板シンチレーターの発光のCCDカメライメージによりモニターされました。電子線加速器の詳細な構成、性能は別に報告されています[2]。

## 3. DMDを用いた強度変調電子ビーム発生と動きの光制御

以前、マスクで加工されたレーザーをフォトカソードに入射した場合、変調された電子ビームを電子銃の出口で観測した結果、放射線治療に十分な高い空間分解能を持つことを報告しました。その後の発展として、高速、高空間分解能、コンピ

ュー制御の光学変調を実現するために、DMDの使用を開始しました。

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することにより、光の整形を行います。たとえばX線カメラのリアルタイム出力画像や、CT(コンピュータ断層撮像)やPET(陽電子放射断層撮像)やMRI(磁気共鳴映像装置)などの高精度診断画像とコンピュータ上で計算した治療計画に基づいて、照射ビームをコントロールでき、呼吸や脈動、不随意筋による運動にも完全に追従できると考えています。上記のような映像診断装置と

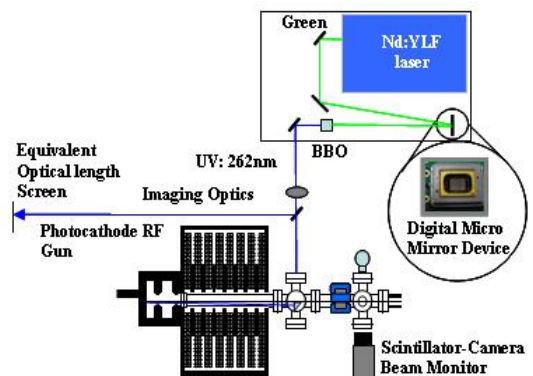


図2 フォトカソード高周波電子銃と光変調実験装置

の親和性が高いこともこの方法の利点です。

しかし、銅カソードで電子を発生させるには、4倍高調波(262nm)が必要ですが、DMDは262nmのレーザーで使用するとダメージするという問題がありました。素子の保護のために光学窓が取り付けられ、262nmでは窓の透過率は低くなっています。そこで図2に示したようにNd:YLFレーザーの2倍波(524nm)をDMDで整形し、その後で非線形光学結晶を用いて262nmに変換しました。変換された紫外線(UV)光像は、リレーイメージングしてカソード表面に輸送・結像しました。発生した電子もフォトカソードRF電子銃直下のソレノイド電磁石を用いて、電子ビームのイメージングも行いました。

整形パターンは、図3左の模式図の様な2ポイント像、ハート像、チェッカー像などを行いました。DMDで2倍波(524nm)を整形し、非線形光学結晶で4倍波(262nm)に変換したUVレーザー光イメージを図3中央に示しました。チェッカー像などマスクでは加工が難しい場合も整

形に成功しました。レーザー光は、中心が強く周囲が弱いガウシアンに近い強度の空間分布をもつので、DMD 素子全面に照射するために拡大したレーザーの周辺部分の強度は小さく、このために 4 倍波に変換したレーザー光像も中央部分に比べて周辺部分は像が欠けることもありました。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、整形したレーザーイメージは大きくは壊れませんでした。

波長変換した整形 UV 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ました。図 3 右の写真が、変調した 4MeV 電子ビームの像です。約 70 度回転し、UV 強度が小さいので、発生電荷量は約 40pC と少なく、像は非常に弱くなりました。現測定系ではほぼ観測できる限界の弱強度で、その他のビーム特性は測定できませんでした。しかし、レーザーを DMD で整形することにより、電子ビームも強度変調されていることは確認でき、成功しています。

DMD に連続的に画像を送って描画させることにより、電子ビームの動的制御にも成功しました。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、チェッカーは模様が反転する動画を描画させました。不鮮明でしたが、電子ビームの光学変調と動的制御がデジタルマイクロミラーデバイスによって成功しました。

#### 4. X 線への変換方法の検討

人体の深い部分のがん患部を照射するには、飛程が短く散乱されやすい電子線よりも X 線が適しています。このためには強度変調した電子線を X 線に変換する必要があります。変換方法としては、従来通り金属ターゲットに照射して制動放射を用いる方法と、レーザーとの衝突による逆コンプトン散乱法、単結晶によるパラメトリック X 線発生などがあります。制動放射は、全強度が大きい利点の反面、広がりも大きいという欠点があります。コンプトン散乱は、単色性が高く広がりも小さいという利点をもつが、逆に全強度が小さくなります。これらの方法に対してパラメトリック X 線発生は、単色性が高く広がりも小さく、加えて全強度も大きいという特徴を持っています。強度変調電子ビームの強度変調 X 線への変換には、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ます。

#### 5. まとめ

より安全で安心な IMRT (高精度空間分解能・高速リアルタイム追従) を目指して、フォトカソードの入射光を加工・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できるという新しい放射線治療装置のアイデアを我々は提案しています。コンピューター制御のデジタルマイクロミラーデバイス (DMD) を用いてフォトカソード入射レーザーを整形し、電子ビームの光学的な整形に成功しました。また、DMD を用いた電子ビームの動きの制御 (=ムービー) にも成功しました。電子線から X 線への変換には、変換効率の高いパラメトリック X 線発生法を検討しています。そして、今年度の新しい展開として、三次元ゲル線量計の開発を広島国際大学との共同研究を開始しました。小型で安価という利点を生かした、より安全で安心な放射線がん治療装置開発を通して、新しい産業の創造につなげるように目指しています。

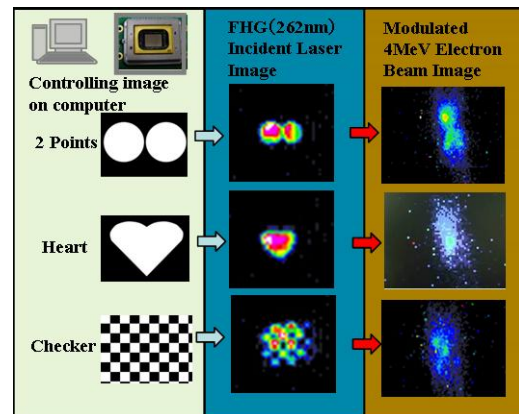


図 3 DMD 制御像(左)変調 UV レーザー像  
(中)変調電子ビーム像(右)

#### 参考文献

- [1] T. Kondoh, et. Al , Radiat. Phys. Chem., 77 (2008) 1142– 1147.
- [2] J. Yang, et.al , Nucl. Instr. and Meth. 556(2006)52-56