

OPTICAL MODULATION OF ELECTRON BEAM ON A PHOTOCATHODE RF GUN TOWARD THE IMRT

Takafumi Kondoh^{1,A)}, Hiroaki Kashima^{A)}, Jinfeng Yang^{A)}, Kimihiro Norizawa^{A)}, Yoichi Yoshida^{A)}, Seiichi Tagawa^{A)}

^{A)} The Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka University,
8-1 Mihogaoka, Ibaraki, Osaka, 567-0047, JAPAN

Abstract

The radiation therapy of cancer is developing to un-uniform irradiation as the Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), for reduce dose to normal tissue and concentrate dose to cancer tissue. A photo cathode RF gun is able to generate a low emittance electron beam pulse using a laser light. We thought that a photo cathode RF gun can generate intensity modulated electron beam by optical modulation at the incident optics dynamically. Because of a low emittance, the modulated electron beam pulse was able to accelerate keeping shape. Human body is always moving, for example breathe, thus the cancer is also always moved. For radiation therapy, electron beam must be synchronized to breathing. Toward the high performance (high speed modulation and high special resolution, etc) IMRT, dynamic optical modulation of the electron beam pulse were studied using a Photo cathode RF gun. Images on photo masks were transported to a photo cathode surface by optical relay imaging. Dynamic optical control of electron beam was carried out by remote mirror. Modulated electron beam had fine spatially resolution enough to use radiation therapy. Spatially separation of a spot to a spot is about 0.3mm. Moving electron beam images like an electron beam movie was measured. That thing was impossible by former methods. Modulated and moving electron beam was reported here.

強度変調放射線治療を目指したフォトカソードRF電子銃における電子ビームの光学変調

1. はじめに

日本における死因の一位はがんである。放射線治療は、近年がん治療の一つとしてめざましく発展している。日本におけるがんの放射線治療は、2003年には約15万人16%であった。2015年には45万人に達すると予測されている。がんの放射線治療では、放射線は、がん組織だけでなく正常組織や表皮にも照射され、それらが問題となる。副作用が強い場合、患者のQOL (Quality of life) は減少する。がんの放射線治療は、正常組織への線量を減少させ、がん組織へ線量を集中させるために発展している。

コバルト60からのガンマ線、小型LINACで発生した電子ビームから変換したX線、大型の加速器で発生した陽子線や重イオンビームさまざまな種類の放射線ががん治療には使用されている。重イオンビームがん治療は、際立って優れている。重イオンビームを使う場合、正常組織や表皮に照射される線量を減少させることができ、人体内部のがん組織に効率的に線量を集中させることができる。一方で、重イオン加速器は、非常に巨大で高価である。このために、世界中でも約20機程度あるだけである。放射線治療を必要とするすべての患者に、重イオンビーム治療を提供することは難しい。

最新のX線放射線治療は、IMRTのような不均一なX線を使うように発展している。現在のIMRTを

ここで説明する。小型LINACで加速された電子ビームは、金属ターゲットに照射され、均一なX線に変換される。X線の形と強度は多葉原体絞りにより変調される。多葉原体絞りは、たくさんの小さな金属の部品からなり、X線を止めたり、強度を減少させたりする。加速器の方向を変えたり、回転させたりすることにより、多方向からの照射を可能とし、表皮や正常組織への線量を低減することができる。正常組織にとってより安全な照射方法となっている。電子線LINACを用いているX線治療装置は、比較的 に小型で安価なので、普及することができるだろう。フォトカソードRF電子銃は、レーザー光パルスを用いて、低エミッタンス電子線パルスを発生さ

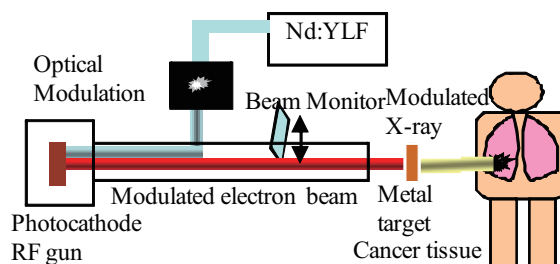


Fig.1 Concept of high performance IMRT, dynamic optical modulation of electron beam by a Photo cathode RF gun

¹ E-mail: t-kondoh@sanken.osaka-u.ac.jp

せることができる。我々は、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って、強度変調電子ビームを発生し、動的な制御ができるだろうと考えた。また低エミッタンスなので、強度変調電子ビームパルスは、形状を保ったまま加速することができると考えた。たとえば呼吸など、人体は常に動いているので、がんもまた動く。それ故に、現在のIMRTでは、不随意筋により絶えず動く部位へは適用されていない。フォトカソードと光学変調系を用いれば、呼吸、脈動、不随意筋などの人体の運動程度には完全に追従できるような高速・高精度の動的な空間分布制御が可能である。放射線治療のためには、電子ビームは、呼吸やその他の人体の動きに同期しなければならない。

そこで、阪大産研では、小型加速器を用いた強度変調放射線治療の高機能化（高速化・高空間分解能化）を目指して、フォトカソードRF電子銃加速器を用いた光学的制御による電子ビームの動的強度変調を研究している。変調された動く電子ビームをここで報告する。加速された電子パルスは、金属ターゲットの制動放射や、レーザー逆コンプトン散乱により、X線パルスに変換されるだろう。この問題は、また別の機会に報告する。

2. 実験装置

電子線パルスは、大阪大学産業科学研究所のレーザーフォトカソードSバンドLINACにより発生した。このフォトカソードは、無酸素銅製である。5psのパルス幅を持つNd:YLF laser (Timebandwidth) の4次高調波(FHG: 262nm)は、カソード表面にほぼ垂直にフォトカソードに入射した。電子は、銅表面での光電効果により発生した。2856MHzの高周波による最大加速電場勾配は、100 MV/mに達する。カソード表面で発生した電子線は、1.6 cellの高周波空洞で約4MeVまで即座に加速される。それ故に、電子間のクーロン反発力による電子ビームの拡大が抑えられた。同軸ソレノイドが、エミッタンス増大を補償するように、電子銃直下に配置されている。このソレノイドが電子ビームのイメージングのために重要である。電子ビームは、加速管により32MeVまで加速されたとき、規格化横エミッタンスは、1nCで約3mm-mradだった。典型的な電子線のパルス幅は1nCのとき約5psだった。産研フォトカソードLINACの詳細は、[1]に報告されている。

入射レーザー光の形状を制御するために、予備的な光学的加工として、いくつかのフォトマスクを用いた。フォトマスク上の像は、カソード表面上にリレーイメージングで輸送された。電子ビームの光変調の第二段階の研究として、入射光学系中に設置したリモートミラーによって、電子ビームを動的に動かした。ビームスプリッター、フォトマスク、フィルター、リモートミラーを用いた。Fig.3左側に示したように、入射レーザーを二つに分岐し、一方はフィルターで強度を小さくし、他方はマスクで小さく絞ってリモートミラーで動きの制御をした。そ

れら二つをカソード表面に輸送・結像した。

電子ビームモニターにはアルミナ蛍光板 (Desmarquest:AF995)を用いて、電子ビームによる発光をCCDカメラで観測し、トリガーシンクロビデオボードでキャプチャした。

3. 結果と考察

Fig.2の上側に示したように、いくつかのマスクで加工されたNd:YLFピコ秒レーザーの4次高調波が、フォトカソードに入射された。2穴、三角形、十字型、多穴など、様々なマスクが用いられた。Fig.2の下側のように8スポット電子ビームや、十字型電子ビームが電子銃の出口で観測された。元のレーザー光の強度分布はガウシアン分布であるので、整形された電子ビームパルスの中心が強くなっていると考えられる。加工された電子ビームの全体のサイズは、約3.2mmであった。電子銃出口での電子ビーム像の一つのスポットとスポットの空間的な間隔は約0.3mmだった。一つのスポットサイズは、約1mmだった。整形された電子ビームは、放射線治療に使用するのに十分高い空間分解能を持っていることが明らかとなった。

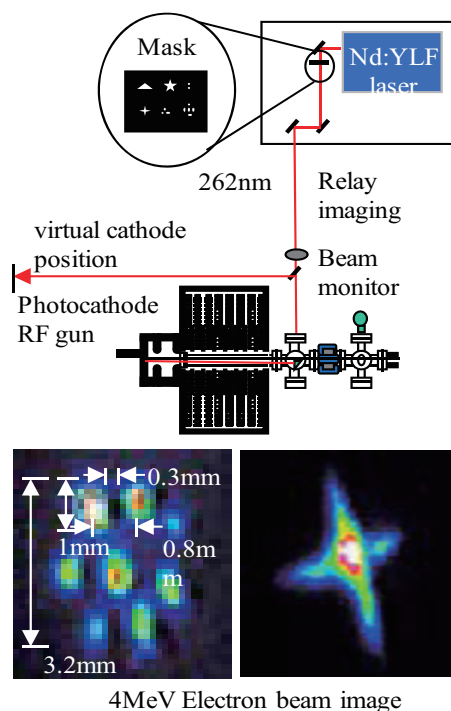


Fig.2 Shaped electron beam by photo masks in incident optics had fine spatial resolution.

次の発展として、電子ビームの動的な光学変調が行われた。高速、高空間分解能、コンピューター制御の光学変調を達成するために、我々は、DMD (=デジタルマイクロミラーデバイス: テキ

サスインスツルメンツ製) やDM (=デフォーダブルミラー) などの集積ミラー素子を考へて、準備している。DMDは100万個のマイクロミラーの集積素子である。マイクロミラーの一つ一つがON/OFFスイッチングすることにより、光の整形と強度変調を行う。レーザー光は、ガウシアンに近い空間分布を持っている、すなわちレーザー光の中心部が高強度である。短パルスレーザーに対しては、強度変調は一つのDMDでは難しい。このために、レーザー光は、整形用DMDと強度変调用DMへと分岐したい。DMDは整形に適しており、DMは強度変調に適している。整形された光と、強度変調された光は合成され、フォトカソードに輸送・結像される。映像診断装置との親和性が高いことがこの方法の利点である。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) などのリアルタイムの出力像とPC上での治療計画に基づいて、照射は簡単にコントロールできる。例えば呼吸や脈動、不随意筋運動のように、人体は常に動く、それゆえにがん組織もまた常に動く。放射線治療のためには、電子ビームは、呼吸などの動きと同期しなければならない。現在の段階では、DMDの使用にはいくつかの問題点がある。

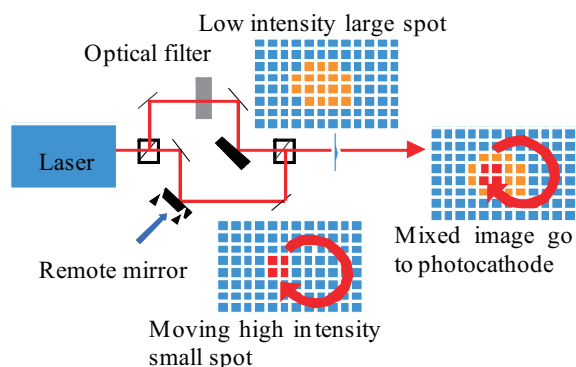


Fig.3 Basic experiment of dynamic optical modulation of electron beam

電子ビームの動的な光制御が可能であるということを示すために、単純な仮想的な実験系を用いて、基礎的な実験を行った。レーザー光は、二つの光路に分岐され、一つはフィルターにより光強度を小さくした。そして、他方はマスクにより、サイズを小さくした。小さく高強度の光路中にリモートミラーを使用した (Fig.3)。高強度の小さいスポットが、低強度の大きなスポットの周りをぐるぐる動いた。電子ビームの動的な光学変調のデモンストレーションとして、簡単な電子ビームムービーを測定・撮影した。Fig.4に電子ビームムービーのスナップショットを示した。従来の方法ではこのような電子ビームの変調はできなかった。電子ビームの光学変調の第二段階として、入射光学系中のリモートミラーによる電子ビームの動的な加工に成功した。

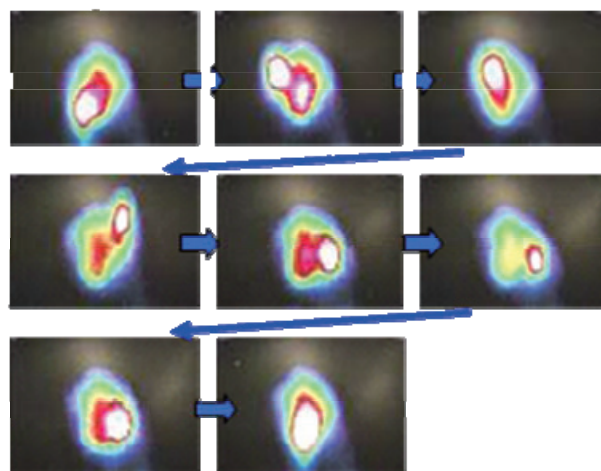


Fig.4 Pick up snap shot images from electron beam movie

4. まとめ

高機能IMRT (高速変調、高空間分解能など) を目指して、フォトカソードの入射光を加工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制御できるという新しいアイデアを我々は提案した。フォトマスクにより変調された電子ビームは、放射線治療に用いるのに十分高い空間分解能を持っていた。電子ビームの光変調の第二段階として、入射光学系でフォトマスクとリモートミラーを用いた電子ビームの動的加工に成功した。電子ビームの形状と強度分布は、コンピュータ制御の光学素子でリアルタイムに自動的に制御されるようになるだろう。

参考文献

- [1] J. Yang, T. Kondoh, K. Kan, T. Kozawa, Y. Yoshida, S. Tagawa, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 556(2006)52-56