

## 放射線治療における光ファイバ型放射線量モニタ

## Optical Fiber Type Radiation Dose Monitors in Radiation Therapy

渡辺賢一 山崎淳 川端勇矢 宮前英史 瓜谷章  
Kenichi Watanabe Atsushi Yamazaki Yuya Kawabata Hidefumi Miyamae Akira Uritani

名古屋大学大学院 工学研究科  
Graduate School of Engineering, Nagoya University

## 1. はじめに

がん治療のひとつである放射線治療においては、近年の照射技術・機器の目覚ましい発展により、非常に複雑な照射が可能になってきており、正常細胞に対する線量を低く抑えつつ、患部に対してはより集中的に放射線を照射することが可能となってきた。このような放射線治療では、患者に対して照射される放射線量は、事前の治療計画において緻密に計画されている。現状では、治療計画には専用のソフトウェアが用意されており、十分な精度で線量が予測されている。しかしながら、予定された線量を確実に照射するためには、関連機器および治療手順の品質保証・品質管理に対し多くの手間と時間が費やされているのが現状である。

このような治療前後の品質保証に資する手順については、多くの手間と時間が費やされている一方で、実際の治療中には、患者体内あるいは患者体表面における放射線量を実測することは稀である。実測を妨げている一つの要因は、線量計のサイズである。多くの線量計は数cm程度の大きさを持っているため、治療そのものに対する影響を無視できないことに加え、治療を受ける患者の身体的負担および違和感を懸念し、線量計を設置することは見送られることがほとんどである。そこで、我々の研究グループでは、患者の負担あるいは違和感なく患者体表あるいは体内に設置可能な小型の線量計の開発を進めている。特に、放射線照射に伴い起こる発光現象を利用し、この発光信号を光ファイバを介して読み出すタイプの小型放射線線量モニタの開発を進めている。

今回の講演では、ホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy: BNCT) および高エネルギーX線治療用に開発された小型の光ファイバ型放射線量モニタについて紹介する。

## 2. ホウ素中性子捕捉療法用放射線量モニタ

ホウ素中性子捕捉療法とは、大きな中性子吸収断面積を持ち中性子を吸収するとアルファ線を放出するホウ素の同位体  $^{10}\text{B}$  を含みかつ腫瘍細胞への集積性のある薬剤をあらかじめ患者体内に投与し、薬剤が腫瘍細胞に集積した後、体外から中性子を照射するがん療法である。中性子は正常細胞ではあまり吸収されず、薬剤が集積された腫瘍細胞中にある  $^{10}\text{B}$  に選択的に吸収されアルファ線を放出する。アルファ線は、細胞のサイズ程度ですべてのエネルギーを失い停止するため、アルファ線の持つエネルギーが  $^{10}\text{B}$  を含む細胞内のみで付与されるため、腫瘍細胞に選択的にエネルギーを付与することのできる放射線療法である。

BNCTにおいては、現在、モンテカルロシミュレーションに基づく治療計画用ソフトウェアにより各部位の線量が計算されるが、計算コードへの入力値として、特に原子炉で BNCT を行う場合には最低どこか一点での中性子束が必要となる。我々は、この中性子束を測定するため、光ファイバの先端に、中性子を吸収すると発光する小型の中性子用シンチレータを配し、その発光を光ファイバで伝送し、他端に設置された光電子増倍管で検出するシステムを開発した。光ファイバの細径・柔軟性といった特徴を活かすことで、患者の違和感を最小限にすることができる。また、シンチレータの寸法を検討することで、中性子測定でしばしば問題となるガンマ線の影響を抑制することに成功している。図1に得られた信号波高分布を示す。 $^{252}\text{Cf}$ 線源から放出される中性子に対しては、大きな信号波高が得られている一方で、 $^{60}\text{Co}$ から放出されるガンマ線に対しては小さな波高の信号のみしか確認できない。信号波高により中性子とガンマ線を弁別可能であることを示している。

今後、線量計の出力線形性、耐放射線性、出力安定性等の実用に向けた各種特性評価を行ない、実際の BNCT 治療場への適用を目指す。

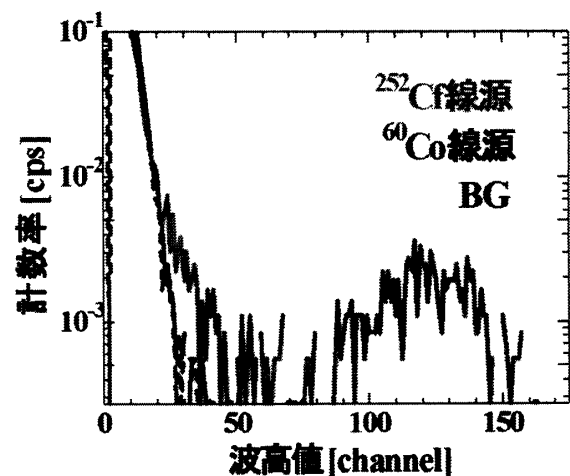


図1 光ファイバ型中性子線量モニタより得られた信号波高分布。 $^{252}\text{Cf}$ 線源から放出される中性子に対しては大きな信号波高が得られている一方で、 $^{60}\text{Co}$ から放出されるガンマ線に対しては小さな波高の信号のみしか確認できない。

### 3. 高エネルギーX線療法用放射線量モニタ

電子線加速器で加速された高エネルギー電子をターゲットに照射した際に発生する高エネルギー制動放射 X 線を体外から腫瘍に向けて照射する高エネルギー X 線療法の技術は、近年発展著しく、強度変調放射線療法 (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) に代表されるような非常に複雑な照射が可能となってきている。更には、呼吸同期照射と言った動的な照射も可能となってきている。このように、複雑かつ動的な照射が主流となりつつある現在、治療計画で予定された線量と実際に照射された線量との整合性を確認することの重要性が再認識されてきている。そこで、我々の研究グループでは、究極的には患者体内で放射線量をモニタすることを目指し、小型の放射線量モニタの開発を進めてきた。

放射線を検出する機器は、前述のシンチレータのように逐次信号読み出しを行うものと、X線フィルムのように放射線の照射履歴を素子内に蓄積し、後で読み出しを行う積分型検出素子に大別される。放射線検出部を小型化すると、放射線により検出部に付与されるエネルギーも小さくなるため、逐次読み出し方式の素子では、小型化することで信号強度が小さくなり、ノイズに対して大きな信号を得ることが難しくなる。一方で、積分型検出素子では、一定時間、照射履歴を蓄積することでノイズレベルを超える信号強度を得ることが可能となり、小型化する際には有利となる。そこで、我々は積分型放射線検出素子の一種である輝尽性蛍光体を採用することとした。

輝尽性蛍光体をプレート状にしたものは、近年 X 線フィルムに取って代わり、再利用可能な X 線撮像用プレートとして利用されている。この素子では、放射線照射により励起された電子がトラップ準位に捕捉され、これが放射線照射履歴として蓄積される。これらの捕捉電子は、赤色レーザーを照射することにより再励起され、青色の蛍光を伴い基底準位へ緩和される。これを輝尽性蛍光と呼び、輝尽性蛍光強度は読み出し用レーザーを照射するまでに蓄積された放射線量を示す。

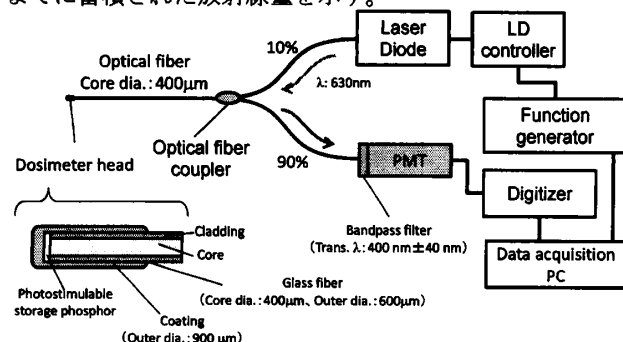


図2 輝尽性蛍光体を用いた光ファイバ型小型放射線量モニタリングシステムの概要。

我々は、輝尽性蛍光体を光ファイバ先端に設置し、光ファイバを介して信号読み出し用レーザーを照射し、発生する輝尽性蛍光を再び光ファイバを介して検出するシステムを構築した。システムの概略図を図2に示す。また、製作した小型線量モニタヘッドを図3に示す。現状では、ヘッド部の直径は900 μmである。1 mmの径になるとカテーテルの中を通すことも可能となる。現在、治療

用 X 線ライナック等を用いた特性評価試験を進めており、今後、具体的な利用方法についても検討を進める予定である。

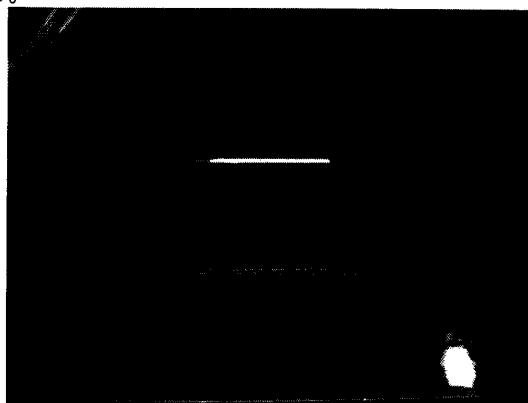


図3 製作した小型放射線量モニタヘッド。ヘッド部の直径は900 μm。