

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 06 月 19 日現在

機関番号：82502

研究種目：研究活動スタート支援

研究期間：2010～2011

課題番号：22860082

研究課題名（和文）フォスウィッチ型シンチレーションファイバ検出器に関する研究

研究課題名（英文） Study of the phoswich type scintillation fiber detector

研究代表者

古場 裕介（Koba Yusuke）

独立行政法人 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター・研究員

研究者番号：10583073

研究成果の概要（和文）：

重粒子線治療場における線質測定を行うため小型のフォスウィッチ型検出器の開発を行った。CaF₂ 結晶を中空状に加工し、中に液体有機シンチレータを充填することによりフォスウィッチ型の検出部を作成し、光ファイバを用いて光読み出しを行った。加速器を用いた実験を行い、本検出器により荷電粒子と 2 次ガンマ線の弁別が可能であることが分かった。また、詳細な線質を求めるためにはエネルギー分解能の向上が必要であることが分かった。

研究成果の概要（英文）：

We developed the small phoswich type detector for the measurements of the radiation quality in the heavy ion radiotherapy. The detection part of this detector consists of the hollow type CaF₂ crystal and liquid organic scintillator. And we lead out the scintillation using the optical fiber. This study has shown that this type detector is possible to identify charged particles and secondary gamma rays by the result of the experiment using accelerator. And it has shown that higher energy resolution of this detector is required for the measurement of the precise radiation quality.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	1,220,000	366,000	1,586,000
2011 年度	1,120,000	336,000	1,456,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,340,000	702,000	3,042,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：原子力

キーワード：フォスウィッチ型検出器、小型検出器

1. 研究開始当初の背景

（1）現在、様々な放射線治療法が確立し、予後の QOL（Quality of Life）の高さからわが国ではその治療患者数が著しく増加している。このような中で、放射線治療における QA が強く求められている。CT などの 3 次元情報を用いた治療計画装置の精度向上によ

り治療成果も良好となってきているが、人為的ミスによる過剰照射や患者位置の誤差などによる医療事故が頻発しているのも事実である。皮膚の基底細胞層は細胞分裂を盛んに繰り返しており放射線感受性の高い部分である。皮膚は 3 Gy 以上で脱毛、5 Gy 以上で紅斑が生じるなど放射線影響が出やすい

部位の一つである。放射線治療において皮膚表面の線量がリアルタイムで測定できることが可能であれば過剰照射などによる医療事故を未然に防ぐことができるが、皮膚の表面線量をリアルタイムで測定する方法は確立されていないのが現状である。また、治療現場において使用する線量計は患者の配置を妨げない程度小型であることが求められる。

(2) 放射線の線量測定ではその放射線の線質(種類・エネルギー)によってLET(線エネルギー付与)が大きく異なるため、その線質を同定することが重要である。放射線治療の中でも陽子線や重粒子線を照射する粒子線治療では光子、中性子、荷電粒子など様々な線質の放射線が混在しており、線量測定を行う際に、線質の同定が必要となる。

(3) 上記のような背景から、我々は線質弁別が可能で小型な検出器として光ファイバ読み出しのフォスウィッチ型検出器の着想に至った。本検出器は無機シンチレータを中空状に加工し、その中に液体有機シンチレータを充填したものである。発光減衰時間の遅いシンチレータと発光減衰時間の早いシンチレータを組み合わせたフォスウィッチ型検出器はその減衰時間の違いにより線質弁別が可能であることが報告されている。本検出器は中空結晶と液体有機シンチレータを用いてフォスウィッチ型検出器を構成している。

2. 研究の目的

これまで小型のフォスウィッチ型検出器の開発はほとんど報告されていないことからまず本検出器の開発を目指す。また、波形取得のためのデータ収集システムの開発を行う。重粒子線治療用加速を用いた応答実験を行い、開発した検出器・データ収集システムの評価を行う。

3. 研究の方法

(1) 発光減衰時間の遅いシンチレータと発光減衰時間の早いシンチレータを組み合わせたフォスウィッチ型発光減衰時間の遅いシンチレータと発光減衰時間の早いシンチレータを組み合わせたフォスウィッチ型検出器はその減衰時間の違いにより線質弁別が可能であることが報告されている。本研究で開発を目指す検出器は中空状無機シンチレータと液体有機シンチレータを用いてフォスウィッチ型検出器を構成している。図1に本検出器の線質による波形の違いの原理を示す。波形の早い部分と遅い部分の波高積分値を2次元プロット上で示すと図2のようになり、放射線の線質の弁別ができる。検出

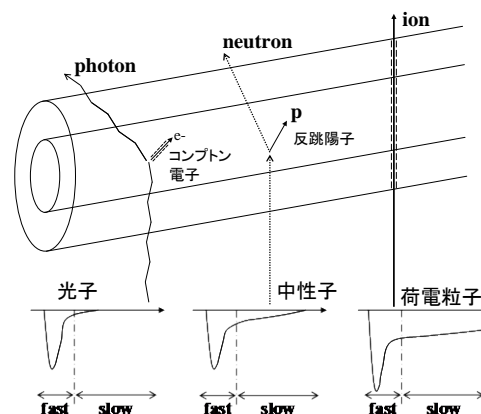


図1. 粒子による波形の違いの原理

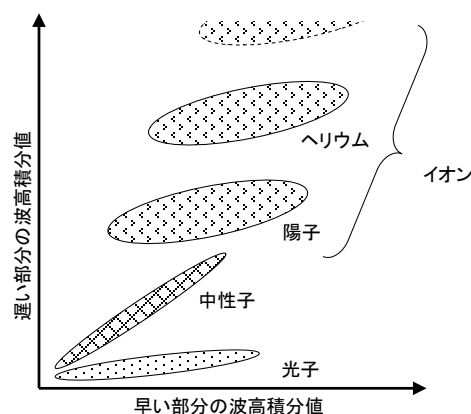


図2. 2次元プロット上における線質弁別

器はその減衰時間の違いにより線質弁別が可能であることが報告されている。

(2) 本検出器に使用しているシンチレータの減衰定数は数ナノ秒から1マイクロ秒程度であり、時間分解能が高い波形収集装置が必要である。本検出器の特色である波形の違いによる粒子弁別を行うためには、粒子イベント毎の波形を測定し、詳細に解析する必要がある。粒子イベント毎の波形を取り込む装置として集積回路の一つであるFPGAを使用した高速デジタイザ装置を用いる。1秒あたり数ギガサンプリング可能な高速デジタイザを用いて各粒子イベントの波形情報を取り込むようなデータ収集システムを開発する。さらに独自に開発した解析コードにより波形弁別を行う。

(3) 開発したフォスウィッチ型検出器とデータ収集システムの評価を行うため、放射線医学総合研究所の重粒子線治療用加速器HIMACにて炭素線照射実験を行う。

4. 研究成果

(1) 本検出器の最大の特徴である中空状の無機シンチレータの製作を東北大学吉川研究室の協力を得て行った。図3に試作した中空状シンチレータの写真を示す。材質はCaF₂結晶であり、形状は外径2 mm、内径0.5 mmの中空状である。この中空状シンチレータを長さ1 cmに切り出し、検出部に用いた。中空状シンチレータに液体有機シンチレータを充填し、アクリル製ライトガイド、光ファイバを取り付けることにより、フォスウィッチ型検出器部を製作した。図4に検出部の設計概略図を示す。光ファイバによって取り出した光信号を光電子増倍管によって電荷情報として読み取りを行った。図5に開発したフォスウィッチ型検出器を示す。図5中の先端1 cmが有感検出部である。検出部に高反射材であるESRフィルムを巻くことより集光率の向上を目指した。

(2) データ収集システムには高速デジタルにはCAEN DT5742B (16 +1 Ch. 12 bit, 5GS/s, Switched-Capacitor Digitizer) を使用した。従来の波形弁別測定では複数の電荷積分型CAMACモジュールを使用した測定が一般的であったが、高速デジタルを使用することにより、回路設計が非常に簡便となった。さらに波形解析をオフラインで行うことも可能となった。本デジタルを用いることによって発生する避けられないノイズ成分があったが、独自に開発した波形解析コードを使用することにより、CAMACモジュールを使用した測定と同等の電荷積分の精度を得られることが分かった。各パルス成分の積分では下記のような式を用いてノイズ成分の除去を行った。

$$Q_i^{t_{gate}} = \sum_{t=t_{start}}^{t_{start}+t_{gate}} \left[\left(w_i^s(t) - \overline{p^s} \right) - \left(w_i^{bg}(t) - \overline{p^{bg}} \right) \right]$$

ここで上式の文字の説明は表1に示す。

表1. デジタルノイズ除去式中の文字の説明

$Q_i^{t_{gate}}$	積分時間 t_{gate} のときの i 番目のパルスの信号量
t_{start}	パルス積分開始時間
w_i^s, w_i^{bg}	i 番目の信号波形とバックグラウンド波形
$\overline{p^s}, \overline{p^{bg}}$	信号波形とバックグラウンド波形の平均ペDESTAL



図3. 中空状無機シンチレータ

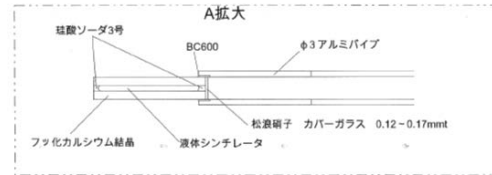


図4. 検出部の設計概略図

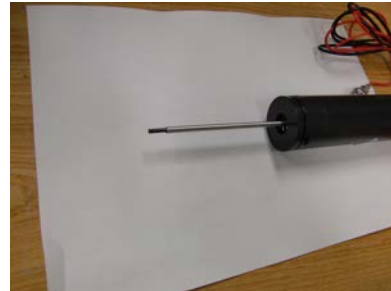


図5. 開発したフォスウィッチ型検出器

(3) 研究成果(1)及び(2)において開発を行ったフォスウィッチ型検出器とデータ収集システムを用いて放射線医学総合研究所の重粒子線治療用加速器HIMACにて炭素線照射実験を行った。図6に照射実験の様子を示す。フォスウィッチ型検出器の上流に厚さ5 mmのプラスチックシンチレータを設置し、照射粒子カウンターとして使用した。ダブルカウントによるパイルアップを防ぐため照射強度は約1000 pps程度とした。取得した波形データに対して積分時間を100ナノ秒と900ナノ秒として積分したときの信号量の2次元プロットを図7に示す。図7中の炭素線イベント①は円柱状シンチレータ部のみを通ったイベント、炭素線イベント②は円柱状シンチレータ部と中心液体有機シンチレータ部の両方通ったイベントである。二次ガンマ線イベントは発光量が小さいため、立ち上がり信号が大きい中心有機液体シンチレータ部にて検出したもののみが測定されている。開発したフォスウィッチ型検出器によって炭素線とガンマ線の線質弁別ができ

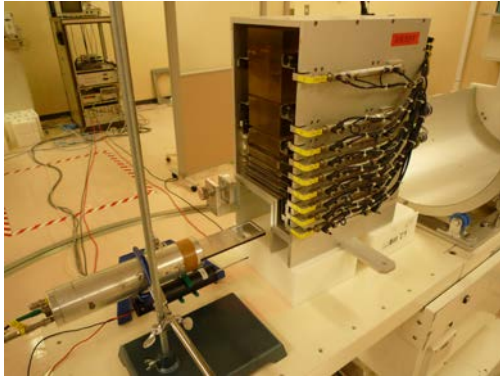


図 6. HIMAC を使用した重粒子照射実験の様子

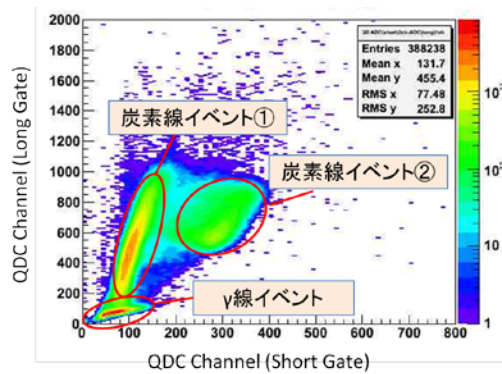


図 7. 本検出器を利用した炭素線と二次ガンマ線の弁別図

ていることが分かった。しかしながら、本検出器ではエネルギー分解能が悪く、中心部の液体有機シンチレータ中での損失エネルギー同定が困難であり炭素線の LET を求めることは不可能であった。

(4) 本研究ではこれまで製作が困難であった中空状無機シンチレータを用いて非常に小さいサイズのフォスウィッチ型検出器の開発を行った点で先鋭的であった。中空状無機シンチレータを用いて小型であっても炭素線とガンマ線の線質弁別が原理的に可能であることを示した。本研究内で作成した検出器はエネルギー分解が悪く、損失エネルギー同定が困難であることが分かった。エネルギー分解能を向上させるためには中心部の体積を大きくし、発光量を大きくする必要がある。そのためには、内径対外径比が大きい中空状無機シンチレータの製作が不可欠となる。今後、形状の最適化により十分なエネルギー分解能を得ることができれば、小型のフォスウィッチ型検出器による、重粒子線治療場の線質測定が可能であると期待できる。

5. 主な発表論文等
なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者

古場 裕介 (Koba Yusuke)

独立行政法人 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター・研究員

研究者番号：10583073

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし