

第 60 回放射線化学討論会
Glass GEM による粒子線の線量分布イメージング

産業技術総合研究所 計量標準総合センター
量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所
東京大学大学院 工学系研究科

藤原 健*
古場 裕介
三津谷 有貴

1 はじめに

近年、放射線医療の中でも、陽子線や炭素線を用いた粒子線治療が治療後の生活の質が高い効果的な癌治療法として注目されている¹⁾。粒子線のその物理学的特性から、正常組織へのダメージが少なく、腫瘍細胞を狙い撃ちできるため国内外で治療実績が飛躍的に向上している。一方、陽子線や重粒子線は、X線やガンマ線と比較して線エネルギー付与 (LET) が著しく高く、粒子線の正確な測定は予てからの課題となってきた。例えば、熱蛍光線量計 (TLD) などのパッシブ線量計や、半導体検出器、シンチレータなどの固体検出器ではクエンチ現象と呼ばれるブラッグピーク付近での過小評価が問題となる。そのため、一般的に、正確な線量測定が要求される治療計画では電離箱が主として用いられている²⁾。電離箱は放射線の検出媒体にガスを用いているため、高いエネルギー密度の現象においてもクエンチ現象がなく、ブラッグピークを正確に測定することが可能になる。一方、電離箱は単体では位置分解能を持たないため、二次元の線量分布の測定には位置を変えて多数の測定をする必要があり、線量分布の測定には長時間を要するという課題があった。また、近年では電離箱アレイなども登場しているが、

多チャンネルの読み出しには高性能な微小電流測定回路が多数必要になり、実装が飛躍的に難しくなる他、価格の面での事業者の負担が問題となる。また、高い位置分解能で読み出すとなると、電離箱の単位面積が小さくなり、必然的に1チャンネルあたりの電荷量が小さくなるため S/N 比が低下するという別の問題も発生する。言い換えると、電離箱と同等の応答を示し、高い空間分解能を有し、かつ簡便に読み出すことが可能な検出器ができれば線量分布の測定がより高速になり、さらなる治療実績の向上が期待できる。

我々はこれらのニーズに応える、ガスを用いた新しい二次元の粒子線検出器の開発に取り組んでいる。検出器の基盤となる技術は、GEM (gas electron multiplier) と呼ばれるガス中で電子を増幅する形の検出器である。GEM とは絶縁体基板に電極と無数の孔を形成し、孔一つ一つが比例計数管として動作するものであり³⁾、元々は多芯比例計数管に変わる二次元の放射線検出器として高エネルギー実験用に CERN (欧州原子核研究機構) で開発されたものである。我々は、GEM をより医療現場に適した形になるよう、ロバスト性や増幅率などを向上させたガラス製の GEM (Glass GEM) を用いた粒子線測定用の二次元検出器を開発している。Glass GEM は従来の GEM と比較して高い増幅率が得られる上、高計数率特性が向上しており、さらに Ar/CF₄ といった蛍光ガスと組み合わせることで高分解能の X 線イメージングが可能であることを先行研究で実証してきた⁴⁾。本研究では X 線で培った二次元ガス検出器の知見を粒子線測定に転用し、粒子線のような高 LET 放射線を簡便に、かつ、高分解能で線量分布を可視化 (イメージング) するための検出器を開発した。

High-resolution dose imaging detector with gas scintillation Glass GEM

Takeshi FUJIWARA* (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), Yusuke Koba (National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, National Institute of Radiological Sciences), Yuki MITSUYA (The University of Tokyo),

〒305-8568 茨城県つくば市梅園 1-1-1
TEL: 029-861-3146, FAX: 029-861-5683,
E-mail: fujiwara-t@aist.go.jp

2 Glass GEM

蛍光ガスと Glass GEM を組み合わせることで、X 線が付与するエネルギーに比例した発光が得られることは我々の先行研究⁵⁾で示されているが、より LET の高い粒子線等で同様の線形性が保たれるか実証されたことはなかった。また、我々の先行研究では、Glass GEM と冷却 CCD カメラを組み合わせることでガスと放射線の相互作用を利用した X 線イメージングが可能になることが示されており、この原理を用いることで簡単に粒子線の線量分布が測定可能になることが期待できる⁴⁾。そのためまず、本研究では Fig. 1 のような検出器を開発し、粒子線の線量分布イメージングの実証実験を行った。ガスチャンバー内には、多数の孔が形成された Glass GEM が実装されており、一つ一つの孔が蛍光比例計数管として動作する。ガスチャンバーの下部には可視光を取り出すための窓が設けられており、封入するガスには X 線イメージングで実績のある蛍光ガス (Ar/CF₄ (90:10)) を用いている。ガスチャンバーは暗箱・光学ミラー・冷却 CCD カメラと直結しており、これらを組み合わせることで直放射線が直接カメラに照射されることなく粒子線のイメージングが可能になる⁶⁾。検出の流れをまとめると以下の通りになる。

- 粒子線とガスの相互作用（電離）によって電荷が発生

- 電荷を強い電場が形成された Glass GEM の孔の中で増幅する（電子雪崩）
- 増幅された電荷は、初期の電離量に比例
- 電子雪崩の際に、蛍光ガスが励起され、電荷の量に準じた蛍光が発生
- 蛍光をチャンバーの下部から取り出し、ミラーと冷却 CCD カメラによって計測

2.1 線形性の確認

本研究で開発した検出器を用いて、放射線医学総合研究所の HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) にて 290 MeV/u の炭素線の測定を行った。本検出器は 100 mm × 100 mm の有感面積を持つ Glass GEM を用い、30 mm × 30 mm にコリメートした炭素線の測定を行った。ここでは電離量と Glass GEM による増幅後の発光（蛍光）が比例するかを確認するための線形性の確認を行った。HIMAC に常設されたバイナリーフィルタと呼ばれる、厚みを水等価で約 0.6 mm 刻みで 400 mm まで変化させられる PMMA 製の減速材を用いて、通過する粒子線が検出器に付与するエネルギーを変えながら電荷と発光量の測定を行った。電荷の測定は I/F コンバータ⁷⁾と呼ばれる微小電流計を用いて行い、発光量の測定は CCD カメラから得られる画像の輝度をプロットすることで行った。その結果を Fig. 2 に示す。電荷量と発光量は良い比例関係を示しており、この発光を計測することで、開発の指標と

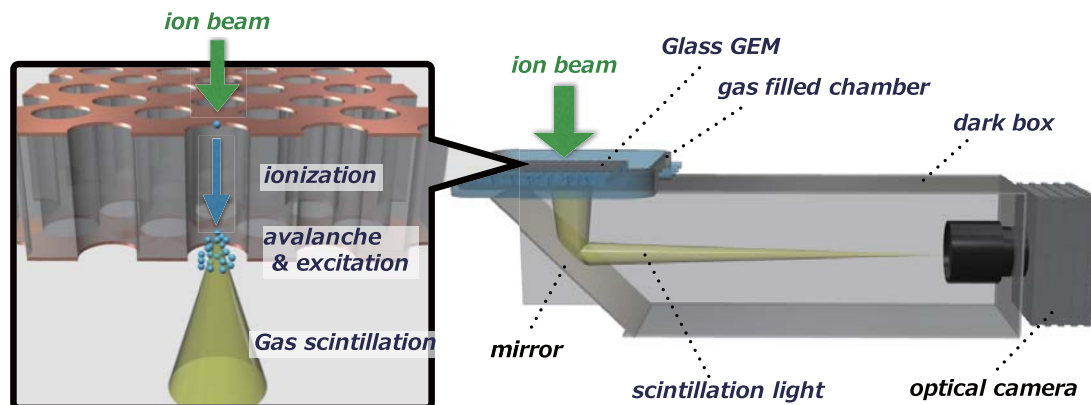


Figure 1. Schematic representation of the detector; a scintillating G-GEM with mirror and optical camera readout.

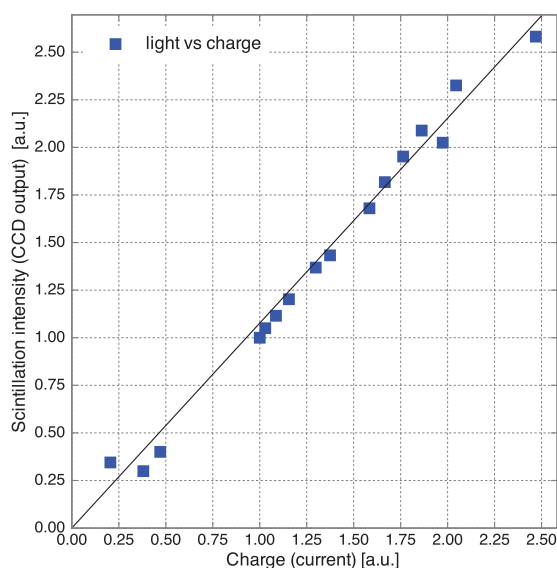


Figure 2. Charge amount obtained from detectors's cathode as a function of the number of photons detected with CCD. The results show a good proportionality between charge and scintillation photons.

なる電離箱と同等の応答になることが期待できる。一方、エネルギー付与が小さい低輝度部分にて電荷量と発光量の線形性に若干の不一致があるが、これは本計測に用いた冷却 CCD カメラ (Bitran BU-50) に実装された、画素の滲みを除去する機能 (アンチブルーミング機能) により低輝度領域のリニアリティが低下していることに起因するものと捉えている。

2.2 線量分布イメージング

本検出器を用いて陽子線のイメージングを行った。まず、サンプルには Fig. 3 に示す東北大学で開発されたアクリル製のファントムを用いた⁸⁾。このファントムはアクリルの厚みを中心部から段々厚みを増す設計となっており、円周状に粒子の飛程が変わるようになっている。そのため、このファントムを用いることで、場所ごとにエネルギーの違う粒子線を検出器に入射させることが可能になる。また、Fig. 3 の右側 (領域 b) は白色の骨等価物質で覆われているため、陽子線の飛程が左側 (領域 a) と異なる。

このファントムの下流に検出器を配置して、一様に陽子線を照射した際に得られた画像の一例を Fig. 4 に示す。この場合に、骨等価物質で覆われている部分 (領域 b) において、円周の一番外側 (領域 c) と外周の

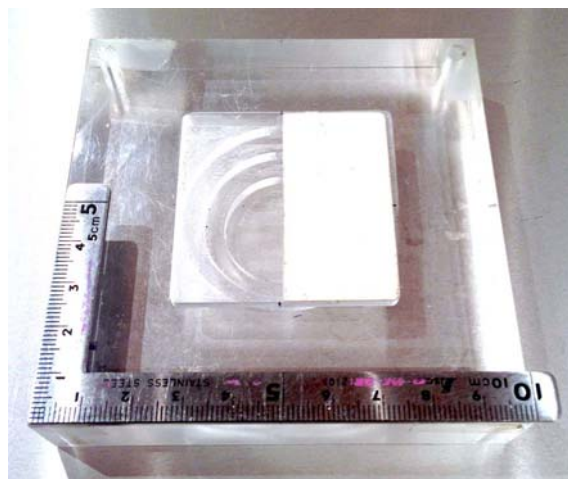


Figure 3. A photograph of acrylic resin phantom used for this study.

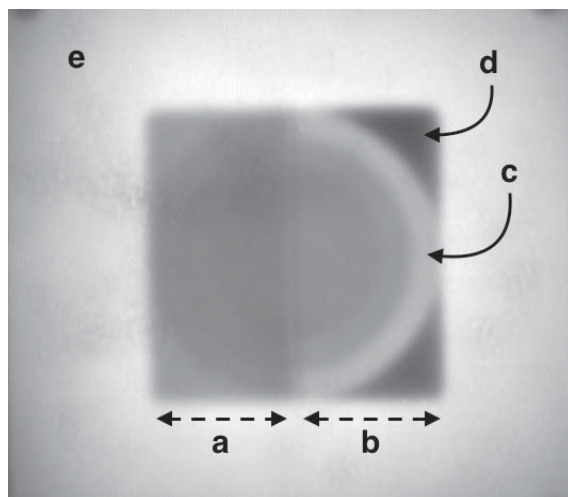


Figure 4. Obtained proton radiograph image of the phantom.

アクリル部 (領域 e) ではちょうど検出器内で陽子線のブラッグピークとなる厚みであるため、他の部位と比較して画素値が明るくなっている。一方、領域 d ではブラッグピークを過ぎてしまっているため画素値としては小さくなっている。また、領域 a では陽子線のエネルギーが高く、検出器内でのエネルギー付与が小さいため、こちらも画素値としては小さくなる。このように理論と矛盾のない理論と矛盾のない応答を示しており、ガスの電離・電子雪崩・蛍光を組み合わせると、粒子線の線量分布が測定可能であることが示された。

3 まとめ

粒子線の治療計画における線量測定用に、治療の QA (quality assurance) に用いる二次元の粒子線検出器の開発を行った。医療現場では粒子線を高速に測定できることや、高空間分解能を有すること、高 LET 放射線でもクエンチ現象がなく正確に線量分布が測定できること、簡便に測定できること、ロバストであることなどが要求されるが、本研究で開発した Glass GEM を用いた粒子線測定用の二次元検出器は、カメラを用いた簡便な読み出し可能である上、10 秒ほどの測定時間で分布が一度にとれるというメリットがある。また、電荷量と発光量の線形性について確認できており、複雑なエネルギー分布を持つファントムの測定でも理論値と矛盾のない線量分布測定が実証できた。

今後は実用化に向けて検出器の改良を進めていく予定だが、まずは測定に用いる CCD カメラを応答の線形性を重視したタイプの CCD カメラに置き換えることで低線量領域での線形性を向上させる計画である。さらに医療現場で標準的に使用されている電離箱との比較を通して、本検出器の測定精度について検証していき、一刻も早い実用化を目指す。

〈謝 辞〉

本研究成果は HIMAC 共同利用課題 (課題番号 H341, H005) にて得られた成果です。この場を借

りて HIMAC 関係者、AEC の皆さまに御礼申し上げます。

〈参 考 文 献〉

- 1) 村上健, 放射線化学, 100 (2015) 89.
- 2) T. Kanai, M. Endo, S. Minohara, N. Miyahara, H. K. Ito, H. Tomura, N. Matsufuji, Y. Futami, A. Fukumura, T. Hiraoka, Y. Furusawa, K. Ando, M. Suzuki, F. Soga, K. Kwachie, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 44 (1999) 201.
- 3) F. Sauli, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A-Accel. Spectrom. Dect. Assoc. Equip.*, 386 (1997) 534.
- 4) T. Fujiwara, Y. Mitsuya, T. Fushie, K. Murata, A. Kawamura, A. Koishikawa, H. Toyokawa, H. Takahashi, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A-Accel. Spectrom. Dect. Assoc. Equip.*, 850 (2017) 1.
- 5) T. Fujiwara, Y. Mitsuya, T. Yanagida, T. Saito, H. Toyokawa, H. Takahashi, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 55 (2016) 106401.
- 6) T. Fujiwara, Y. Mitsuya, H. Takahashi, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A-Accel. Spectrom. Dect. Assoc. Equip.*, 878 (2018) 40.
- 7) T. Takei, N. Shinozaki, Y. Sano, T. Kanai, Y. Takei, M. Torikoshi, S. Minohara, S. Fukuda, Y. Tameshige, *Proc. of PASM*, (2009) 484.
- 8) 戸塚祐希, CYRIC 粒子線治療装置の体内吸収線量シミュレーションシステムの開発, 東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻 修士論文, 2007.