

電子飛跡型コンプトンカメラを用いた粒子線治療リアルタイムモニタの開発の現状



黒澤 俊介*¹
Kurosawa Shunsuke



谷森 達*²
Tanimori Toru



高田 淳史*²
Takada Atsushi



園田 真也*²
Sonoda Shinya



水本 哲矢*²
Mizumoto Tetsuya



門叶 冬樹*³
Tokanai Fuyuki



沼倉 隼人*³
Numakura Hayato



岩井 岳夫*⁴
Iwai Takeo

1 はじめに

粒子線治療はがんを治す放射線治療の1つの方法で、一般的には、抗がん剤治療や外科手術といった他のがん治療法よりも、患者への負担が軽いという特徴がある。また、X線やγ線を用いた放射線治療よりも、患部にピンポイントで治療できるため、より信頼度の高い治療が可能になっている。そのため、日本国内のみならず世界的にも、その治療施設数、治療症例は増えている¹⁾。

ただ、実際に粒子線治療中のブラッグピークの位置とがん患部との位置の一致を確認する方法は確立されておらず、早急に解決すべき大きな課題であった。当該方法が確立することで、より信頼度の高い治療が期待できる。更に、放射線に異常に敏感で重大な損傷を引き起こす正常臓器ががん細胞に近接している場合には、粒子線治療の適用が難しかったが、そのような部位についても治療が可能になることが期待できる。

提案されている照射中のブラッグピークの観察の

方法、及び、撮像方法については、それぞれ本誌²⁾、及び³⁻⁵⁾に詳細が記載されているため割愛するが、粒子線治療時には、 10^{7-9} cps程度の粒子線を患者に照射するため発生する対消滅γ線(0.511 MeV)、即発γ線(主に数MeV程度)、その他、多くの荷電粒子が発生する。発生した荷電粒子からブラッグピークの位置を推定する方法も筆者らのチームメンバーからも提唱されている⁶⁾。一方でサブMeV~MeVγ線を利用する場合には、当該γ線のエネルギー領域では、コンプトン散乱が有意な光と物質の相互作用である。そのため、検出器筐体や治療施設の壁に当たったγ線も反射して検出器に入射することから、γ線光子1個ごとの方向を判断できる検出器でない、撮像は難しい。符合理化マスク(coded mask)やピンホールカメラを含むコリメータ形式の撮像は、それらが検出器の直前に置かれ、筐体とみなせるため、本応用になじまないと考えている。

上記以外の撮像方法としては、γ線レンズ⁷⁾、及び、コンプトンカメラ^{8,9)}がある。ただし、前者では焦点距離が2m程度以上になることから、医療応用と

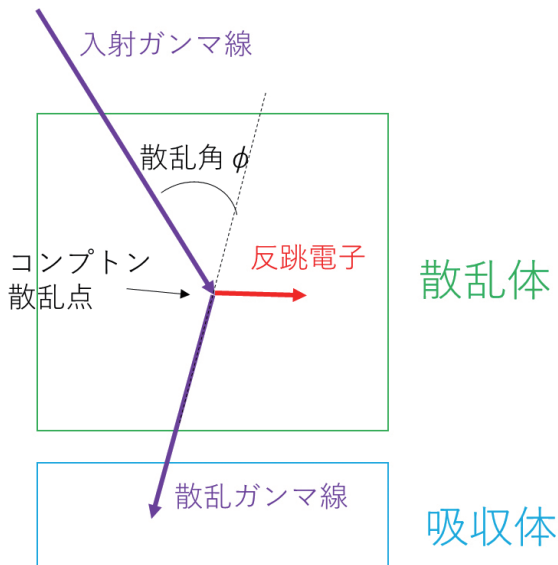


図1 コンプトンカメラの概念図

してはガントリー空間の制限から難しい。以上のことから、筆者らはコンプトンカメラに注目した。

2 電子飛跡型コンプトンカメラ

2-1. コンプトンカメラ概論

コンプトンカメラは、コンプトン散乱を検出器(散乱体)の中で起こさせて、散乱γ線と反跳電子を測定することで、その散乱イベントを再構成して、γ線の入射方向とエネルギーを得る撮像装置である(図1)。特に、散乱γ線を測定する部分は吸収体と呼ばれて、通常は散乱体と分離している。そして、散乱体と吸収体が同時にヒットするイベント(同時計測イベント)をコンプトンイベントとみなして、データを取得・解析を行い、より正しいイベントを選別してイメージングしてゆく流れが一般的である。

図1にあるコンプトン散乱角φは反跳電子、及び、散乱γ線のエネルギーをそれぞれ E_e 、及び、 E_γ とすると次のとおり表現することができる。

$$\cos\phi = 1 - \frac{m_e c^2 E_e}{E_\gamma + E_e E_\gamma} \quad (1)$$

ここで、 m_e 、及び、 c はそれぞれ電子の質量、及び、光速である。つまり、散乱体で反跳電子のエネルギーを、吸収体で散乱γ線のエネルギーを正確に測定することで、散乱角を決定することができる。ただし、入射γ線の入射ベクトルは3次元であるた

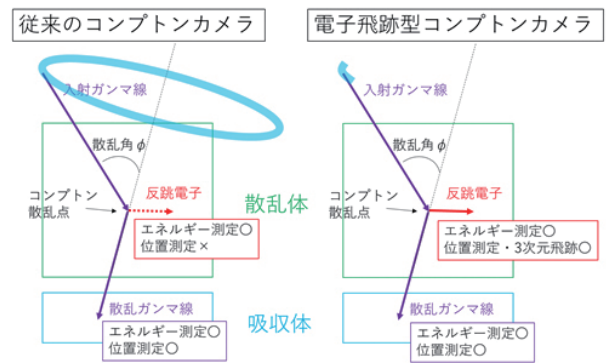


図2 従来と電子飛跡型コンプトンカメラの差についての概念図

め、散乱角の情報のみでは、図2のようにγ線1光子では円でのみしか到来方向を制限できない。既存のコンプトンカメラはこの方法に該当し、ある程度の統計をためて円の重ね合わせからγ線の方法を知っていた。

2-2. 電子飛跡型コンプトンカメラ

従来のコンプトンカメラに加えて、電子飛跡とコンプトン散乱点を取得する方法では、反跳電子と散乱γ線の運動量ベクトルを取得できるために、運動量保存則から、一意に方向が決定できる。これが、電子飛跡型コンプトンカメラ(ETCC)である。また、反跳電子と散乱γ線のなす角は、それぞれの方向ベクトルの内積から求まるほか、それぞれのエネルギーからも解くことができる。ここで、方向ベクトルとエネルギーそれぞれ独立にETCCでは取得できるため、例えば散乱γ線が吸収体で全吸収せずコンプトン散乱等で一部のエネルギーのみ吸収体に落とす場合等の不完全なイベントを除去できる。

2-3. 筆者らの電子飛跡型コンプトンカメラ(ETCC)

散乱体として筆者らは、アルゴンガス等をベースとしたガス検出器で、3次元飛跡が取得可能なTime projection chamber(TPC)を採用している¹⁰⁻¹¹⁾。このTPCで飛跡とエネルギーが取れることから、単位長さあたりの落とすエネルギー(dE/dx)の取得が可能になる。そのため、電子とその他の粒子、例えばミュオン等の最小電離粒子(Minimum Ionizing Particle, MIP)や中性子等の分別が可能になり、よりノイズを除去できる性能が向上できる。

また、吸収体としては、(i)γ線を光電吸収しや

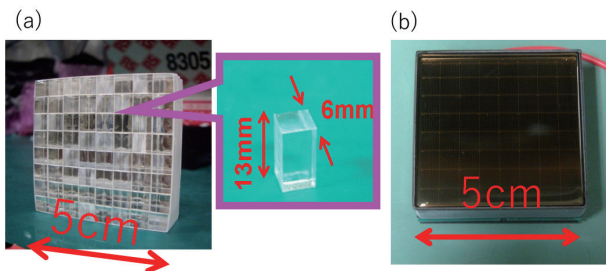


図3 GSOピクセルアレイシンチレータ(a)とマルチアノード光電子増倍管(b)の写真

すくするために有効原子番号や密度が比較的大きく、(ii) ガス検出器との同時計測を図るために蛍光寿命が100 ns程度以下、(iii) ランダムコインシデンス(偶発同時計数)を抑えるためにシンチレータ自身が放射線を出さない、(vi) 現状では高線量下での光検出器としては半導体光検出器よりも光電子増倍管のほうが動作実績を持つことから、光電子増倍管とマッチする発光波長であること等が選択条件となっている。これらに適合するシンチレータとしてCe添加Gd₂SiO₅(Ce:GSO)を筆者らは採用している。また、散乱γ線の位置を特定するために、図3のようにピクセルアレイ化したCe:GSOシンチレータを位置有感(マルチアノード)光電子増倍管で読みだしている。

なお、筆者らのカメラでは、散乱体であるガス検出器でトリガーをとり、その時に吸収体でヒットしたγ線情報も合わせてデータとして取得して、コンプトン散乱を再構成できるかを解析する流れを採用している。

2-4. ガス検出器の有効性

コンプトンカメラにガス検出器を用いると、検出効率下がって測定に時間がかかるという指摘がある。ただし、散乱体はコンプトン散乱を起こしやすく、吸収体では光電吸収を起こしやすくすることが肝要であり、散乱体に固体を用いるとどうしても光電吸収の割合が増えてしまう。また、(3次元飛跡)ガス検出器を用いることで、前述のようなノイズをカットする方法が多く適用できる。画像化したいγ線のエネルギーがサブMeVから数MeVの領域であるため、どうしてもコンプトン散乱を筐体等でも起こしてしまい、完全なノイズ発生の抑制は難しいが、ノイズを区別して解析から落とすことがETCC

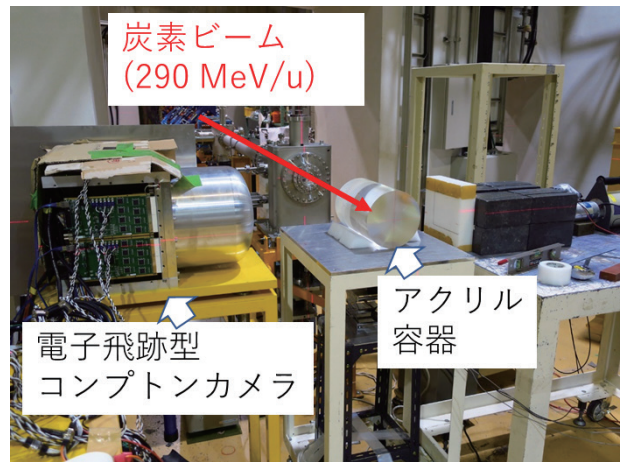


図4 HIMACでの実験風景

では可能になる。

以上のことから、確かに散乱体も固体にした場合にはγ線のトリガーレートは上がるが、かえってノイズが増え、かつ、そのノイズを落とすことが難しくなる。そのため、コンプトン散乱を完全に再現できたイベントを解析で選択したあとの解析効率としては、散乱体が気体でも固体でも同程度、もしくは、気体のほうが有利になる場合がある。特に、粒子線治療では 10^{7-9} cpsという量で、100-300 MeV/u程度のエネルギーを持つ粒子線が患者に向かって照射されるため、二次的に発生する粒子(電子、中性子)や光子(X, γ線)の量は非常に多くなる。そのような環境で、固体のみのコンプトンカメラでは、多くのノイズを検出し、かつ、デッドタイムを増やしてしまう結果になると考えられる。

なお、このETCCは、粒子線治療への応用以外にも、γ線天文学や福島県での環境モニタ等でも応用されている^{12,13)}。

3 HIMACでの実験

(国研)量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所にある重粒子線がん治療装置(HIMAC)にて、ETCCでの撮像実験を2018年8月に行った。ここでは、290 MeV/uの炭素線を、実際の治療時の照射条件に近い、非常に高い照射流量条件(2×10^6 cps)で、人体に見立てたアクリル容器に照射させ、そこから出るγ線の撮像を行った(図4)。

その結果、大強度の粒子線照射でも、ETCCは動作し、図5のような図が得られ、PHITSやSRIM等の

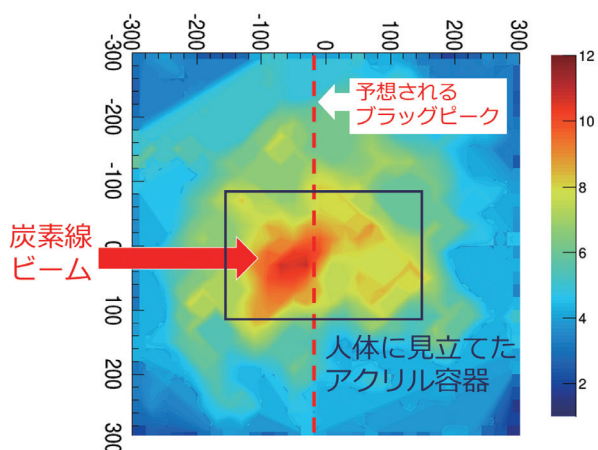


図5 HIMAC で得られた ETCC による二次元再構成イメージ

計算から予想されるブラッグの位置の上流側に γ 線のピークを得ることができた。なお、再構成した γ 線のエネルギー領域は 0.4-2 MeV である。

この結果について、PHITS シミュレーションを行ったところ、図6のように、 γ 線の分布は得られた図5と同様にブラッグピークの上流に γ 線の分布ピークがあることが分かった。このように、得られた結果は、シミュレーションとも矛盾のない結果になった。

なお、図5は、ETCCの感度関数等による解析をする前の図であるが、それでもこのような結果になったことは特筆すべき点である。更に、最高で 10^7 cpsの炭素線強度でも、十分に撮像に成功し、わずか3分でも撮像に成功した。

4 結論、今後の研究

今回、世界で初めて、ETCCを利用した炭素線治療と同等の線量での照射中リアルタイムの撮像に成功した。これは、ETCCのもつノイズ除去能力のためのものである。近年の粒子線治療では「ポットスキヤニング」と呼ばれる方法等の導入もあり、より短い時間での線量判定が必要である。そこで、複数のETCCを用いたステレオ観測、及び、更にETCCの角度分解能の向上を狙った新規シンチレータ、 $\text{Ce:}(\text{Gd}, \text{La})_2\text{Si}_2\text{O}_7$ の導入を行い、1分以内での撮像を目指す。

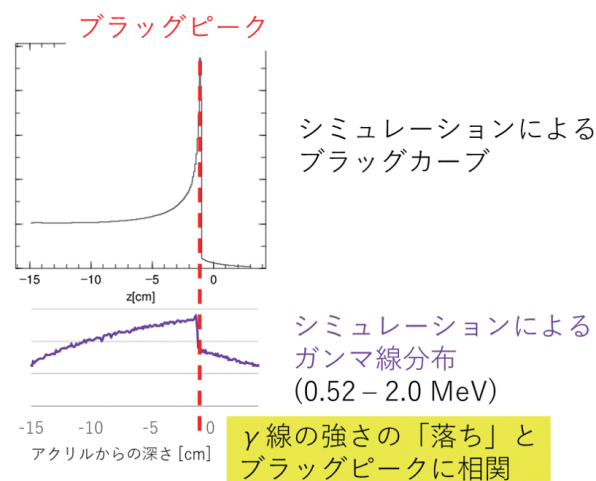


図6 HIMAC 実験で予想される γ 線発生分布のPHITS シミュレーション

謝辞

本研究は(国研)日本医療研究開発機構 (AMED)の平成29年度「医療分野研究成果展開事業(先端計測分析技術・機器開発プログラム)」から支援をいただいております。

参考資料

- 1) 最新のデータ等は Particle Therapy Co-Operative Group の web ページを参照：<https://www.ptcog.ch/>
- 2) *Isotope News*, 山口ら 2018 年 12 月号 No.760 p6
- 3) A. M. Levine, *et al.*, *ApJ*, **469**, L33-L36 (1996).
- 4) D. E. Kuhl and R. Q. Edwards, *Radiology*, **80**, 653-662 (1963)
- 5) M. M. Ter-Pogossian, *et al.*, *Radiology*, **114**, 89-98 (1975)
- 6) T. Iwai, *et al.*, *JPS Conf. Proc.*, **24**, 011030 (2019)
- 7) P. von Ballmoos, *Experimental Astronomy*, **20**, 253 (2005)
- 8) G. Weidenspointner, *et al.*, *A & A*, **368**, 347 (2001)
- 9) S. Takeda, *et al.*, *Physics Procedia*, **37**, 859 (2012)
- 10) A. Ochi, *et al.*, *NIMA* **471**, 264-276 (2001)
- 11) K. Miuchi, *et al.*, *IEEE TNS*, **50**, 825-830 (2003)
- 12) T. Tanimori, *et al.*, *Sci. Rep.*, **7**, 41511 (2017)
- 13) D. Tomono, *et al.*, *Sci. Rep.*, **7**, 41972 (2017)

(*1 東北大学未来科学技術共同研究センター,

*2 京都大学理学研究科,

*3 山形大学学術研究院 (理学部)

*4 山形大学学術研究院 (医学部))