

一般セッション | II. 放射線工学と加速器・ビーム科学および医学利用：202-4 量子線の医学利用

2024年9月12日(木) 17:30 ~ 18:15 A会場(講義棟A棟1F A101)

[2A17-19] 量子線の医学応用

座長:野上 光博(東北大)

17:30 ~ 17:45

[2A17]

BNCT照射中性子ビームのリアルタイム絶対量計測

*原田 恭介¹、上村 晃生¹、山西 弘城²、志賀 大史²、中村 哲志³、島田 健司⁴、中村 勝⁴、藤井 亮⁴、高田 真志¹ (1. 防衛大学校、2. 近畿大学原子力研究所、3. 国立がん研究センター、4. (株)CICS)

17:45 ~ 18:00

[2A18]

回転フィルタ型transXend検出器を用いた低被ばくエネルギー分解CT測定法の人体サイズファントムへの応用可能性

*山下 良樹¹、神野 郁夫² (1. 京都教育大学、2. 京都大学)

18:00 ~ 18:15

[2A19]

TRTにおけるリガンドとの剥離を考慮した α 線及び β 線放出核種によるガン腫瘍及び正常組織への付与線量比較

*吉野 佑紀¹、高木 直行¹ (1. 東京都市大)

BNCT 照射中性子ビームのリアルタイム絶対量計測

Real-time absolute measurement of BNCT neutron beam intensity

*原田 恭介¹, 上村 晃生¹, 山西 弘城², 志賀 大史², 中村 哲志³,
島田 健司⁴, 中村 勝⁴, 藤井 亮⁴, 高田 真志¹

防衛大学校¹、近畿大学原子力研究所²、国立がん研究センター³、CICS⁴

BNCT 中性子ビームフラックスの絶対量をフッ化リチウム蒸着量で熱中性子感度を調整できる検出器を用いて計測した。近畿大学原子炉内部と国立がん研究センターBNCT 施設の中性子場で±4.1%以内の差異で照射中性子を計測できた。

キーワード：ホウ素中性子捕捉療法，シリコンダイオード検出器，リアルタイム測定，中性子

1. 緒言

ホウ素中性子捕捉療法（BNCT：Boron Neutron Capture Therapy）では、治療中性子ビームを中性子金放射化法により計測することで品質管理を行っている。本研究ではこの金放射化法に置き換わる計測手法として、フッ化リチウム（LiF）蒸着膜とシリコンダイオードを組み合わせた検出器を用いて高精度に熱中性子フラックスを計測した。本検出器の熱中性子に対する検出効率が LiF 蒸着量に比例する特性を利用して中性子校正場に依存せず中性子ビームの絶対強度を導出できる。

2. 実験

これまで採用した熱中性子に対する検出効率の評価手法[1]では、2つの要因で ICRU の治療線量評価の基準(±5%)を満足できない。本研究ではこれらの要因を改善することで検出効率の決定精度を向上させた。1つ目は、LiF 蒸着量の評価を膜密度と厚みの計測から、水晶振動子による LiF 面密度計測に変更した。2つ目は、蒸着膜の形状を半径数 mm の円形にして、⁶Li(n,t)⁴He 反応により生成したトリトンピークの分離精度を向上させた。LiF 蒸着量に対する依存性を、近畿大学原子炉内部と国立がん研究センターBNCT 施設において実測した。

3. 結果

新たな LiF 蒸着膜形状を採用したことで、トリトンピークの分離精度が向上した。水晶振動子を用いた LiF 蒸着面密度の測定により、トリトン計数と LiF 蒸着質量がより良好な比例関係を示した。図 1 に実験から得られた熱中性子検出効率と LiF 蒸着質量の関係を示す。横軸に水晶振動子で測定した LiF 蒸着質量、縦軸に熱中性子検出効率を LiF 蒸着質量と幾何学的効率で規格化した値を示している。LiF 蒸着膜の厚みは 0.05 ～0.5 μm に相当する。PHITS コードを用いて LiF から生成された 2 次粒子をシミュレーションして評価した中性子検出効率を水色の実線で示す。この値は、1 回目の近大炉の測定結果と良好な一致を示した。これまでの結果から中性子検出効率を±4.1%のばらつきで導出できた。

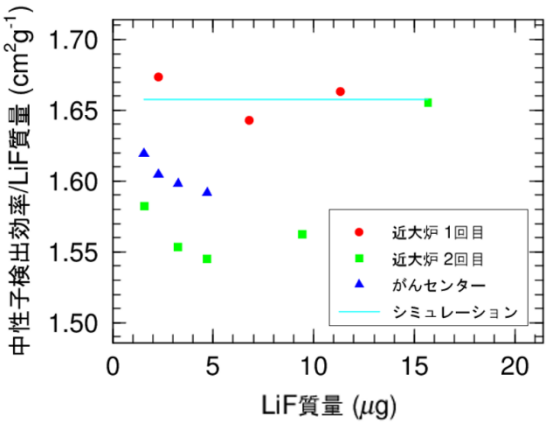


図 1 熱中性子に対する検出効率と LiF 蒸着量の関係

4. 結論

中性子コンバーターの最適な LiF 蒸着形状と水晶振動子を用いた LiF 蒸着面密度測定により、リアルタイム中性子検出器の熱中性子検出効率を±4.1%の精度で評価できた。今後、更なる中性子検出効率の高精度化を行い、熱中性子フラックスの導出精度を向上させる。

参考文献

[1] M. Takada et al., “Thickness-dependent neutron detection efficiency of LiF-Si-based active neutron detector for boron neutron capture therapy”, Nucl. Instr. Meth., A1064(2024)

*Kiyosuke Harada¹, Kosei Kamimura¹, Hirokuni Yamanishi², Hiroshi Shiga², Satoshi Nakamura³, Kenji Shimada⁴, Masaru Nakamura⁴, Ryo Fujii⁴, Masashi Takada¹

¹Nat'l Defense Acad., ²Atomic Energy Res. Inst., Kindai Univ., ³Nat'l Cancer Center, ⁴CICS

回転フィルタ型 transXend 検出器を用いた低被ばくエネルギー分解 CT 測定法の人体サイズファントムへの応用可能性

A Feasibility Study on the Applicability of Low-dose Energy-resolved CT by a transXend Detector with Rotating Filters to a Human-sized Phantom

*山下 良樹¹, 神野 郁夫²

¹京都教育大学, ²京都大学

X 線管出口に回転型の吸収体交換装置を設置した 2 次元 transXend 検出器によるエネルギー分解 X 線コンピュータ断層撮影法を開発した。これを用い直径 30 mm の被検体の測定角度と吸収体の種類変更を同期し、被ばく量を低減する方法を実証した。今回、投影データを並び替えてエネルギー分解解析を行うことにより被ばく量の増加なしでより高画質の断層画像を得る手法を新たに考案した。計算により直径 300 mm の人体サイズの被検体に対しての応用可能性を発表する。

キーワード: X 線, エネルギー分解 CT, 回転フィルタ, 低被ばく, 人体サイズ

1. 緒言 X 線を電流測定し解析によりエネルギー分布を求める transXend 検出器を用いたエネルギー分解 X 線コンピュータ断層撮影法(ER-CT)の開発を行ってきた[1]。汎用二次元検出器とフィルタ交換装置を用いた transXend 検出器は実用化に近いが、被ばく量が高い欠点がある。この解決策として被検体の微小角度変化とフィルタ変更を同期して測定する手法を考案し、直径 30 mm の被検体について実証した[2]。今回、直径 300 mm の人体等価サイズ被検体に対し、同様の手法が可能か計算を用いて検討を行ったので報告する。

2. 計算・解析方法 フィルタ無し(1ch)と 0.1 mm 厚の銅フィルタ(2ch)から成る 2ch 回転フィルタとピクセルサイズ 0.1 mm 角のフラットパネル検出器(FPD)で構成する transXend 検出器とした。被検体は直径 300 mm の円柱アクリル(PMMA)で、中心から 50 mm の位置に直径 5 mm のポリテトラフルオロエチレン(PTFE)の領域がある。被検体の中心から前方 600 mm に X 線管の焦点、後方 200 mm に FPD を位置づけた。被検体 0.5° 回転毎に 1ch と 2ch を交換し 360°まで計算した。得られた電流値を用いたアンフォールディング解析を(1ch, 2ch)の角度(a)(1.0°, 1.5°), (2.0°, 2.5°), ..., (360°, 360.5°)の 360 投影方向と(b)(1.0°, 1.5°), (2.0°, 1.5°), (2.0°, 2.5°), ..., (360°, 360.5°), (1.0°, 360.5°)の 720 投影方向の組み合わせについて行い、被検体透過後の X 線エネルギー分布を取得した。

3. 結果 図 1 に方法(a), (b)より得られた 60 keV の X 線光子数を用いた ER-CT 画像をそれぞれ示す。図 2 に PTFE 領域を通る直線上の線減弱係数プロファイルを示す。60 keV での PTFE と PMMA の線減弱係数の理論値は 0.407, 0.228 cm⁻¹ であり[3], とともに一致している。プロファイルの(a)黒線に比べ投影方向数が 2 倍である(b)赤線はバラつきが小さく CT 画像の画質の向上が確認できる。今後は、実際に人体サイズの被検体の測定を行い実用化の可能性を示す。

[1] I. Kanno, et al., J. Nucl. Sci. Technol., **45**, 1165-1170 (2008).

[2] 神野郁夫, 山下良樹, 日本原子力学会 2019 年秋の大会, 3N07

[3] E.B. Saloman et. al.:NIST, 37, NBSIR-86-3431 (1986).

*Yoshiki Yamashita¹, Ikuo Kanno²

¹Kyoto Univ. of Educ., ²Kyoto Univ.

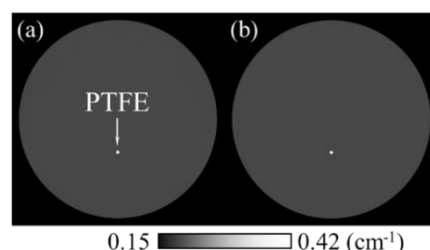


図 1. 方法(a), (b)で測定した ER-CT 画像。

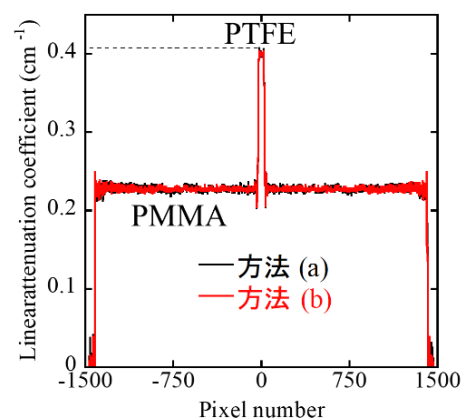


図 2. 方法(a), (b)で測定した ER-CT 画像の線減弱係数プロファイル。

TRT におけるリガンドとの剥離を考慮した
 α 線及び β 線放出核種によるガン腫瘍及び正常組織への付与線量比較

Comparative assessment of doses to cancer tumors and normal tissues delivered by α and β emitters considering detachment from ligands in TRT

*吉野 佑紀¹, 高木 直行¹
¹ 東京都市大学

抄録

標的アイソトープ療法(以下 TRT)において、 ^{225}Ac を使用した際のリガンドとの剥離を考慮したガン腫瘍に対する線量評価を行った。 ^{225}Ac の評価結果を踏まえ、同じく治療用核種として臨床試験が進んでいる ^{177}Lu 、 ^{211}At も同様の条件下で線量比較を行うことで、それぞれの核種における放射性医薬品としての性能を定量的に比較評価した。

キーワード：標的アイソトープ療法、ガン腫瘍、線量評価、リガンド剥離、PHITS、 ^{177}Lu 、 ^{211}At 、 ^{225}Ac

1. TRT における治療用 RI のリガンド剥離

TRT で用いられる治療用核種の ^{225}Ac は、娘核種である ^{221}Fr 、 ^{217}At 、 ^{213}Po (以降娘核と総称)を含めた4つの核種が α 崩壊を起こすことにより、ガン腫瘍に対し効果的な線量を与えられることが期待されている。一方で、崩壊に伴う核種の反跳により、リガンドとの剥離が発生すると考えられる。血液が体内を一巡するのに約30秒かかるのに対し、 α 崩壊後の娘核である ^{221}Fr は半減期が約5分と比較的長いため、2回目の α 崩壊が起こる前に核種が遊離してしまい、腫瘍に十分な線量を与えられないことが懸念される。そこで、リガンド剥離の発生により、1回の α 崩壊後腫瘍から遊離してしまう場合と、リガンドとともに細胞内に取り込まれ、4回の α 崩壊を完了する場合の2通りで、ガン腫瘍に対する線量評価を行うと同時に、同じく治療用核種である ^{177}Lu 、 ^{211}At との評価結果と比較することで、治療用核種としての ^{225}Ac の性能を評価した。

2. PHITS を用いたガン腫瘍への線量評価

TRT によりガン腫瘍へ与えられる線量の評価を行う為、放射線挙動解析コード PHITS^[1]を用いて計算を行った。球体の細胞核を覆う立方体構造の細胞質に対し、厚さ $0.01\mu\text{m}$ の細胞膜が包んだ構造を単細胞構造とし、1000個の細胞集合体であるガン腫瘍モデルを作成した。腫瘍内における核種は、ガン細胞膜表面に吸着するものとし、自然崩壊による細胞核への吸収線量を評価した。分布核種は ^{177}Lu 、 ^{211}At 、 ^{225}Ac (娘核なし)、 ^{225}Ac (娘核あり)の4通りで評価をし、比較を行った。次に、図2のように腫瘍モデルの周りに厚さが細胞1つ分の細胞層を何層も用意することで、周辺細胞への線量を計算し、腫瘍内細胞への平均吸収線量と比較した。これにより、4通りの想定核種における線量付与の局所性について比較評価した。

3. 評価結果及び考察

図3より、腫瘍内におけるガン細胞体積割合増加時、腫瘍内の核種総放射能の増加に伴い、正常細胞を含む腫瘍内細胞への平均吸収線量は線形で増加している。ガン細胞体積割合100%のとき、細胞あたりの平均吸収線量は、 ^{177}Lu で $1.28 \times 10^{-3}\text{Gy}$ 、 ^{211}At で $1.66 \times 10^{-1}\text{Gy}$ 、 ^{225}Ac で $1.52 \times 10^{-1}\text{Gy}$ 、 ^{225}Ac (娘核あり)で $6.65 \times 10^{-1}\text{Gy}$ となった。 ^{225}Ac (娘核なし)の平均吸収線量は、 ^{225}Ac (娘核あり)の線量の約23%にまで低減してしまうことが分かった。一方で ^{225}Ac (娘核なし)でも、 ^{211}At 使用時の約92%の線量を与える為、 ^{225}Ac は比較的線量付与効果が高いといえる。また図4より、腫瘍内細胞の平均吸収線量に対する周辺細胞層の吸収線量の相対値は、腫瘍から遠ざかるにつれ、 ^{225}Ac (娘核なし)が最も早く減衰し、次いで ^{225}Ac (娘核あり)と ^{211}At が同程度となった。また、 α 核種は4層目で0%まで減衰するが、 ^{177}Lu は6層目を超えても細胞層へ線量を与えることが分かった。以上より、 ^{225}Ac は、TRT において局所的かつ効果的な治療を可能とする核種であると考えられる。

参考文献

[1] : T. Sato, Y. Iwamoto, S. Hashimoto, T. Ogawa, T. Furuta, S. Abe, T. Kai, Y. Matsuya, N. Matsuda, Y. Hirata, T. Sekikawa, L. Yao, P.E. Tsai, H.N. Hunter, H. Iwase, Y. Sakaki, K. Sugihara, N. Shigyo, L. Sihver and K. Niita, Recent improvements of the Particle and Heavy Ion Transport code System - PHITS version 3.33, J. Nucl. Sci. Technol. 61, 127-135 (2024)

*Yuuki Yoshino¹, Naoyuki Takaki¹
¹Tokyo City Univ.

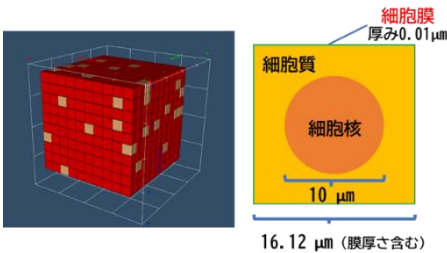


図1：腫瘍モデル及び細胞モ

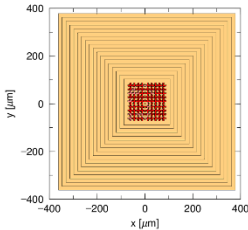


図2：周辺細胞層モデル

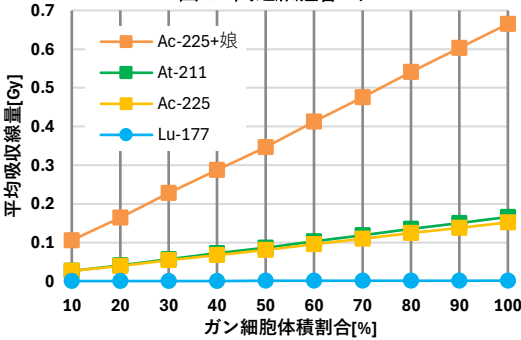


図3：ガン細胞体積割合変化時の細胞あたりの平均吸収線量

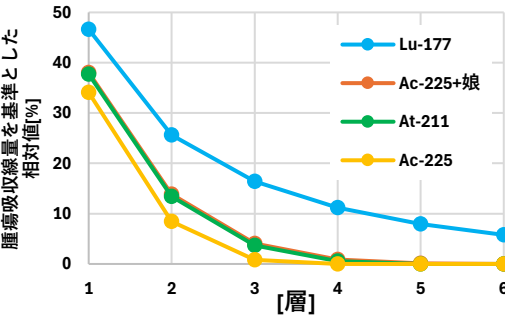


図4：腫瘍内細胞への平均吸収線量に対する周辺細胞層への吸収線量の相対値