



Photo Kiranori Kirano

Index

国立がん研究センター中央病院のBNCT	井垣 浩	1
医療機関における不均等被ばくの実態調査について	藤淵 俊王	6
〔コラム〕 31th Column		
【解剖学者の養老孟司先生との共著】	中川 恵一	11
多光子放出核種を用いたガンマ線イメージング法の創出	高橋 浩之	12
〔放射線道場の喫茶室〕		
第10回 放射線管理	鴻 知己	17
ガラスバッジサービスの法改正への対応について 2		18
〔サービス部門からのお願い〕		
2020年度「個人線量管理票」のお届けについて		19

国立がん研究センター中央病院のBNCT

井垣 浩*

【はじめに】

ホウ素中性子捕捉療法 (boron neutron capture therapy; BNCT) の実施には中性子線照射が必要であるために、従来は原子炉でしか実施できない特殊な治療の位置づけにあった。しかし近年、小型の加速器型中性子照射装置の開発によって病院設置が可能となり、BNCTを一般的な医療として実施できる環境が整ってきた。

国立がん研究センターでは、2010年に株式会社CICSと共同研究契約を締結し、これによって開発された装置を用いて2019年より皮膚腫瘍を対象にしたBNCTの治験を行っている。本稿では、BNCT用中性子照射装置の開発経緯と装置の特徴、現在進行中のBNCT治験について概説すると同時に、BNCTの将来展望についても解説する。

【BNCTとは】

BNCTは、熱中性子に対する捕獲反応断面積の大きい ^{10}B (ホウ素)原子核を含む薬剤(主にボロファン(^{10}B)、別名para-boronphenylalanine : BPA)をがん細胞に集積させ、病巣部に熱中性子を照射することによって生じる原子核反応 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ を利用して行う放射線治療である。この $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ を生じるのに最適な中性子エネルギーは0.5eV程度の熱中性子であり、体内に入射してから病変部に到達するまでに減衰するエネルギーを考慮して10keV程度以下の熱中性子を体外から照射するのが一般的である。がん細胞内で生成された α 線は約9 μm と極めて短飛程の粒子であり、重荷電粒子であるために生物学的効果が高い。一般に細胞の直径は10-20 μm 程度であることから、短飛程の α 線はがん細胞を特異的に殺すことが可能であり、BNCTは腫瘍細胞選択的重粒子線治療という特徴を持つ革新的な放射線治療法として近年注目を浴びている(図1)。なお、BNCTのためのホウ

素薬剤として、古くはboronocaptate sodium (BSH)が使われていたが、BSHは血流脳関門の破綻した脳腫瘍組織で受動的に拡散して停留することを利用した薬剤で、脳腫瘍に対するBNCTにしか利用

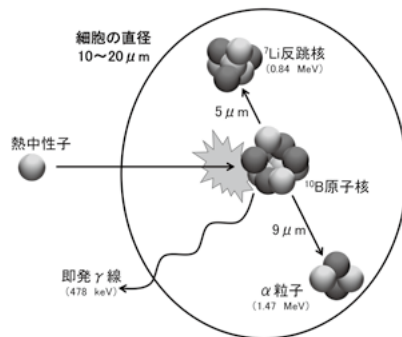


図1 (A)

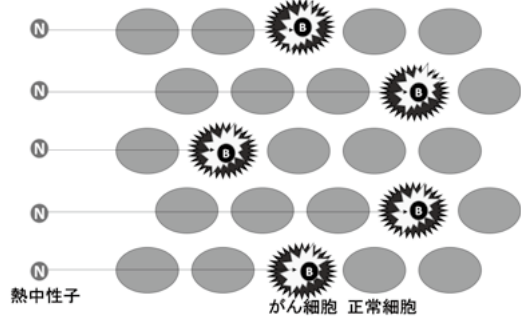


図1 (B)

図1 ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) の原理

(A)ホウ素原子核(^{10}B)に熱中性子が照射されると原子核反応が生じて α 粒子とLi反跳核を生じる。これらは細胞の直径に満たないごく短い飛程で停止する重荷電粒子であるため、細胞特異的に重粒子線を照射することになる。(B)癌細胞に取り込まれるホウ素薬剤ボロファン(^{10}B)を投与した後で中性子照射をすると、ホウ素薬剤を取り込んでいない正常細胞を熱中性子は通り抜け、癌細胞内の ^{10}B と特異的に反応する。これにより、癌細胞特異的にエネルギーが付与される。

* Hiroshi IGAKI 国立がん研究センター中央病院 放射線治療科
国立がん研究センター先端医療開発センター BNCT医療開発分野

できない。このため、ボロファラン(^{10}B)が多くの腫瘍細胞に能動的に集積することが明らかになるにつれ、ボロファラン(^{10}B)によるBNCTが普及するようになった。BSHの製剤化については現時点でその目途が立っておらず、現在ではBSHを用いたBNCTはほとんど行われていない。

医療としてBNCTを行うには高フラックスの中性子線が必要となるため、従来は研究用原子炉に患者を搬送してBNCTが行われてきたが、原子炉の新規建設や維持が困難となっていることに加え、近年の加速器開発の進歩によって、また、医療安全面での社会的要請に伴って、病院併設型の加速器型中性子照射装置を設置してBNCTを行う環境が求められるようになってきた。なお、BNCTは1951年にアメリカで開始された当時は期待された成果を出すことができず一時は衰退しかかったものの、その後、1968年に故畠中坦先生が我が国に持ち込んで開花した治療技術であり、黎明期から現在まで一貫して臨床面でも基礎研究面でも我が国が世界をリードし続けてきた分野であって、世界中のBNCT実施件数の大半が我が国で行われたものである⁽¹⁾。

なお、BNCT用加速器は日本国内でも多数の研究施設で開発が行われており、複数の中性子照射システムが実用化もしくはその直前まで到達している。海外でも加速器開発が行われているものの、現時点で実用化に至っている海外製の中性子照射システムは2021年4月時点で存在しない。また、ホウ素薬剤の製剤化を実現しているのも世界中でステラファーマ社(本社:大阪市)のみであり、BNCT開発は日本が最先端の位置にいることはもちろん、BNCT技術の大半が日本初の技術であると言っても過言ではない。

【中性子照射装置の開発について】

中性子照射装置の開発に際して、まず中性子発生メカニズムを決定する必要がある。医療としてBNCTを行うことを考えた場合に必要となる高流量の中性子フラックスを得ることが現実的に可能な原子核反応として $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ と $^9\text{Be}(p,n)^9\text{B}$ の二つが知られている。このうち、 $^9\text{Be}(p,n)^9\text{B}$ で高流量の中性子フラックスを得るには入射陽子エネルギーを8-30MeVに高めなければならず、BNCTに適した低エネルギーの中性子にまで減速するには巨大な減速体が必要であることが欠点となる。一方、 $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ の反応を用いて中性子を得る場合には、中性子生成反応の閾値エネルギー付近で中性子生成効率が最大となるため、入

射陽子エネルギーは2.5~2.8MeVと比較的低エネルギーであり、生成される中性子のエネルギーも最大で約800keVであるため、減速体の小型化が可能となる。ただしその一方で、リチウムの融点は約180℃と低く、ターゲットの適切かつ強力な冷却機構が必要となる。

ターゲット素材と陽子エネルギーが決まれば、臨床的に必要な中性子フラックスを得るために必要な陽子電流量が概算可能である。我々は、RFQリニアックを用いた2.5MeV、最大20mAの陽子加速器とLiターゲットを設計した(図2、図3)。実用的なBNCT用中性子照射装置を作るためには、加速エネルギーと電流量の組み合わせが決まれば、

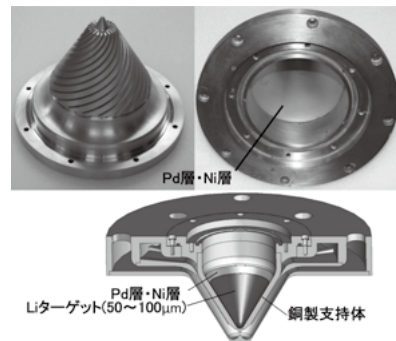


図2(A)

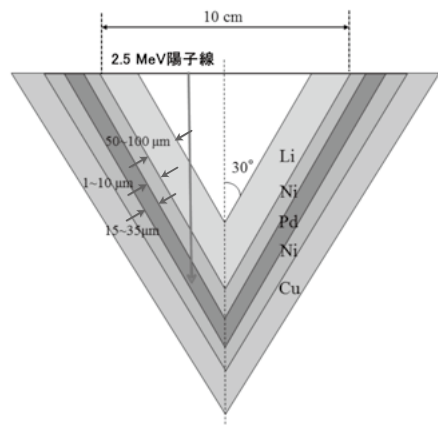


図2(B)

図2 ターゲットの構造

(A) ターゲットホルダーの外観 銅製のターゲット支持体兼冷却装置となっており、外側には水冷用の溝がある。内側はプリスタリング防止のためのパラジウム(Pd)層が、その後には合金化抑制のためのニッケル(Ni)層があり、これらの上にLiターゲット層を蒸着させる。(B) Liターゲットの構造 Li層の厚さは50~100 μm で、陽子線の通過厚としては100~200 μm となる。陽子線が飛程終末で水素になることで生じるプリスタリングをPd層が抑えている。

選択可能な加速器の種類や構造はその選択肢がある程度限定される。

京都大学では、住友重機械工業と共同で、サイクロトロンを用いて陽子を30MeVに加速し、 ^9Be (p,n) ^9B 反応によって得られる中性子を用いたBNCT用中性子照射装置を開発した。Beターゲットから発生する中性子エネルギーが高く、巨大な減速体が必要となる一方で、電流量としては1-2mAでBNCTを行うのに十分な中性子フラックスが得られるというメリットがある。本装置は既に薬機承認取得、保険適用となって進行再発頭頸部癌のBNCTに用いられている。また、筑波大学ではBeをターゲットとしてRFQ+DTLを用いた8 MeV陽子によるシステムを、名古屋大学で

もLiをターゲットと静電加速器を用いた2.8MeV陽子によるシステムの開発が進行中である。海外でも、Neutron Therapeutics社がLiターゲットで静電加速器による2.6MeV陽子を用いたシステムの完成間近である。

【中性子照射装置の概要】

BNCTは元々、研究用原子炉を中性子源として開始された治療であり、炉心から取り出した中性子ビームを適切に減速・調整して用いる必要性から、主に水平ビームが用いられてきた。現在、国内外でBNCTが可能な研究用原子炉および住友重機械工業製NeuCure、そして、その他の国内外で開発中のBNCT用中性子照射装置の多くが水平中性子ビームを採用しているが、国立がん研究センターの装置は垂直中性子ビームを採用している(図3)。さらに、国立がん研究センターは、国内屈指のがん治療症例実績を有する中央病院の診療部門内に中性子照射装置を設置したことも他のBNCTシステムとは異なる大きな特徴である。通常の放射線治療を日常業務として行っている医師、診療放射線技師、医学物理士が、装置の開発・設計段階から関与してきたことにより、通常の放射線治療におけるセットアップ、位置照合、固定精度に関する経験と知識、技術を活用しやすいこと、そして、Liターゲットを採用したことによって減速体を含むビームポートの小型化が可能となったことなどを考慮した結果、病院内の通常の診療用機器スペースの一部に垂直中性子ビームによるBNCT装置の設置が実現した。

我々は、リチウムをターゲット素材として選択し、RFQリニアックを用いて2.5MeVに陽子を加速して中性子を得るシステムを採用した(図3)。リチウムターゲットから発生する中性子の最大エネルギーは約800keVであり、BNCTで患者に照射するのに適したエネルギー約10keVまで中性子を減速して治療に用いる。京都大学および住友重機械工業によって先行開発されたNeuCureによって発生する中性子エネルギー約28MeVと比較すると格段に低エネルギーであり、中性子減速体の小型化が可能となった。

一方、リチウムは融点180℃と比較的低いため、十分なターゲット冷却機構が必要となる。リチウムターゲットの冷却効率を高めるために、陽子入射ビーム軸に対して30度傾けたリチウム薄層ターゲットを設計し、円錐状の銅製ターゲット支持体上でリチウムが厚さ50~100μm(陽子ビーム入射軸上では100~200μm)の薄層になっており、

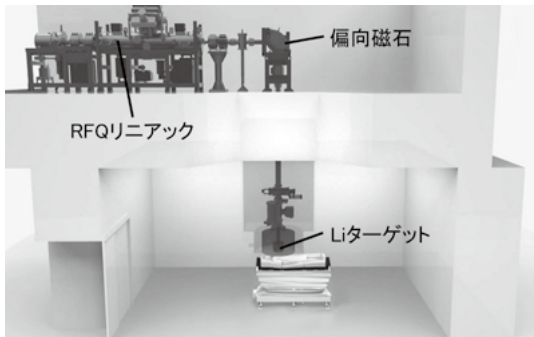


図3 (A)



図3 (B)

図3 国立がん研究センターのBNCT用中性子照射装置 (A)BNCT照射室と加速器室の位置関係を示した模型。垂直ビームを実現するために照射室(地下2階)の上階(地下1階)に加速器を設置し、水平方向に加速した陽子線を磁石で90°曲げて照射室に送る。(B)BNCT照射室の様子。天井に設置された中性子照射ポートの中にLiターゲットや減速体などが格納されている。治療寝台は5軸(3次元直線軸+回転傾斜2軸)のセットアップが可能で、これを用いて事前のシミュレーションCT通りにセットアップを行う。

ここに入射した2.5MeVの陽子ビームはリチウム層内で中性子生成に必要な経路長を通過し、最終的にはリチウム薄層と銅製ターゲット基盤との間にあるパラジウム (Pd) 層内で停止する (図2)。ターゲット基盤の外周には冷却用の溝を作り、ここに毎分250Lの循環水を通してリチウムターゲットが融点に達しないように制御している。また、ターゲットに発生する熱が1点に集中しないように、照射する陽子線はワブリングしている。ワブリング条件は、長時間照射によって安定稼働可能なものを実験によって決定した。

また、リチウムターゲットは、陽子線照射によって劣化することが明らかとなっている⁽²⁾。我々のシステムでは、1時間の陽子線照射で中性子生成効率が約0.7%低下することが明らかになっている。さらには、 ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ の反応で生じる ${}^7\text{Be}$ は半減期約53日の放射性核種であり、軌道電子捕獲により478keVの特性X線を放出する。つまり、リチウムターゲットは使用に従って中性子生成効率が低下し、かつ、放射性ベリリウムも蓄積されてゆく。このため、リチウムターゲットは定期的な交換が必要となる。本装置では、リチウムターゲットの自動洗浄・排水機構によってリチウムと放射性ベリリウムを同時に溶解して回収し、リチウム薄層の蒸着機構を用いて遠隔操作でリチウムターゲットを洗浄・交換することができ、ターゲット交換に際しては作業者の放射線被ばくが低減できるようになっている。現在、約700mA・h (患者の治療として50人以上) 毎にターゲット交換を行う運用としている。

加速器としての最大電流は20mAであるが、実際の運用に際しては、安定稼働可能な約12mAで運転している。中性子は24cm厚のフッ化マグネシウム製の減速体を用いて約10keVまで減速しており、ビーム中心軸上での最大熱中性子フラックスは 1.41×10^9 n/cm²/sとなっている。これは国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency; IAEA) が作成しているBNCTのガイダンス文書TECDOC No.1223による熱外中性子フラックスの基準に準拠している⁽³⁾。

${}^{10}\text{B}(n, \alpha){}^7\text{Li}$ 反応は、0.5eV以下の熱中性子で最も反応断面積が大きくなることが知られており、10keVで患者に入射した熱外中性子は体表面から2~2.5cm程度の深さで熱中性子フラックスのピークとなる⁽⁴⁾。それより深部では体内組織によって減衰するため、BNCTの有効深度は体表面から6~7cm程度の範囲までである。

【BNCTの臨床】

ホウ素薬剤としてBNCTに現在主に用いられているボロファラン (${}^{10}\text{B}$) は、悪性黒色腫に用いることを想定してBNCTへの利用が開始された薬剤である。ボロファラン (${}^{10}\text{B}$) は構造的にチロシンに類似しており、メラニンの生合成にチロシンが必要であることから、悪性黒色腫細胞がメラニンを生合成する際にその主要成分となるチロシンと誤ってボロファラン (${}^{10}\text{B}$) を細胞内に取り込むと考えられたためである。しかし、ボロファラン (${}^{10}\text{B}$) は悪性黒色腫だけでなく、それ以前からBNCTが行われていた悪性脳腫瘍はもちろん、頭頸部癌やその他の多くの癌にも集積することが明らかとなった。その後の研究で、ボロファラン (${}^{10}\text{B}$) は主に癌細胞の細胞膜上に発現しているアミノ酸トランスポーターLAT1を通じて細胞内に取り込まれており、多くの癌種においてLAT1を発現していることも近年明らかにされ、腫瘍の悪性度とも関連する可能性も示されている⁽⁵⁾。

原子炉でBNCTが行われていた時代には、主に悪性脳腫瘍と頭頸部癌がBNCTの主な対象疾患であった。悪性脳腫瘍に対するBNCTは大阪医大のグループと筑波大学のグループが精力的に臨床試験を行い、有望な治療成績が報告されている^(6, 7)。頭頸部癌に対するBNCTも、大阪大学、川崎医科大学などのグループ、また、海外でも台湾やヘルシンキ大学のグループによる臨床研究が行われてきた⁽⁸⁻¹⁰⁾。これらの成果をうけ、世界初の加速器型BNCT装置として住友重機械工業製の中性子照射装置NeuCureが開発された際に、局所進行・再発頭頸部癌および再発膠芽腫を対象とした治験が行われた。局所進行・再発頭頸部癌に対するBNCTは既に薬機法承認され、2020年6月より保険適用でのBNCTが大阪医科薬科大学と総合南東北病院で行われている。

国立がん研究センターでは、株式会社CICSとの共同研究により開発された中性子照射装置CICS-1の薬機法承認を取得すると同時に、BNCTの適応疾患拡大、BNCTにおける皮膚耐容線量の決定を目的として、2019年11月に皮膚腫瘍 (皮膚悪性黒色腫および血管肉腫) を対象としたBNCTの治験を開始した。ホウ素薬剤としてステラファーマ製のSPM-011 (ボロファラン (${}^{10}\text{B}$)) および、国立がん研究センターと株式会社CICSが共同研究により開発した中性子照射装置CICS-1を用い、皮膚悪性黒色腫および血管肉腫の患者さんを対象に治験を行っている。本原稿を執筆している2021年4月時点で患者登録中であるため、詳細は明らかにで

きないが、2021年中の試験終了を目指し、次相の臨床試験に進む準備も進めている。

ボロファラン (^{10}B) は、前述の通りLAT1を通じて細胞内に集積するが、その集積の程度は患者ごとに異なるため、BNCTの適応を決定し、腫瘍に投与される線量を推定するために、ボロファラン (^{10}B) (BPA) に放射性フッ素を付加した ^{18}F -FBPAを用いて陽電子断層撮影 (^{18}F -FBPA PET) による評価が行われる (図4)。通常、腫瘍/正常組織 (T/N) 比もしくは腫瘍/血液 (T/B) 比が2.5~3.0以上となる症例がBNCTの適応となる。また、BNCT直前の採血で評価される血中ホウ素濃度と ^{18}F -FBPA PETによるT/B比から腫瘍組織中ホウ素濃度を推定し、これを基にBNCTの線量分布の評価も行う。

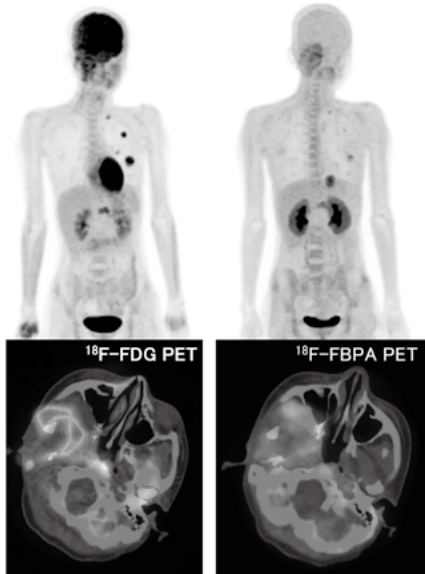


図4 ^{18}F -FBPA PET

耳下腺原発腺様嚢胞癌の患者に対する ^{18}F -FDG PET (左)と ^{18}F -FBPA PET(右)。 ^{18}F -FBPA PETのT/N比やT/B比とBNCT直前の血中ホウ素濃度から腫瘍中のホウ素濃度が推定可能であり、 ^{18}F -FBPA PETの結果を元にBNCTの適応判断を行う。また、 ^{18}F -FBPA PETによって腫瘍の広がりや転移を ^{18}F -FDG PETと同様に評価することも可能である。 ^{18}F -FBPAは排泄経路となる腎~膀胱を除き、正常組織への集積が少なく、BNCTが正常組織に与える影響が小さいことがわかる。

【まとめ】

国立がん研究センターにおける状況を中心にBNCTの機器および臨床開発について概説した。他施設の中性子照射装置が2020年に薬機承認・保険適応を取得したことにより、BNCTが一般的な癌治療としての歴史を歩み始めたが、機器開発も臨床開

発もまだやっと端緒についたばかりであり、これから多様なシステムが開発されてゆくことが予想される。原子炉を用いたBNCTでもこれまでに、乳癌、胸膜中皮腫、軟部肉腫など新たな対象疾患とする試みがなされてきていることから、加速器BNCTでも今後、このように他の臓器の悪性腫瘍に対する適応拡大や、原発臓器を限定せずに ^{18}F -FBPA PETを用いたホウ素集積性や、腫瘍細胞膜のLAT1発現に基づく適応取得など、新たな開発が進むことが期待される。新規ホウ素薬剤の開発も継続的に行われており⁽¹¹⁾、より効率の良いホウ素薬剤が出現すればBNCTの有効性もさらに高まることが期待できる。

参考文献

1. 大阪府. 革新的がん治療法 BNCT シンポジウム講演録. 革新的がん治療法 BNCT シンポジウム; 2016/9/14; 東京.
2. Nakamura S, Igaki H, Okamoto H, Wakita A, Ito M, Imamichi S, et al. Dependence of neutrons generated by (7) Li(p,n) reaction on Li thickness under free-air condition in accelerator-based boron neutron capture therapy system employing solid-state Li target. Phys Med. 2019 Feb;58:121-30. PubMed PMID: 30824143.
3. International Atomic Energy Agency. Current status of neutron capture therapy (IAEA-TECDOC-1223). 2002.
4. Nakamura S, Imamichi S, Masumoto K, Ito M, Wakita A, Okamoto H, et al. Evaluation of radioactivity in the bodies of mice induced by neutron exposure from an epi-thermal neutron source of an accelerator-based boron neutron capture therapy system. Proc Jpn Acad Ser B Phys Biol Sci. 2017;93(10):821-31. PubMed PMID: 29225308. PubMed Central PMCID: 5790759.
5. Detta A, Cruickshank GS. L-amino acid transporter-1 and boronophenylalanine-based boron neutron capture therapy of human brain tumors. Cancer Res. 2009 Mar 1;69(5):2126-32. PubMed PMID: 19244126.
6. Yamamoto T, Nakai K, Kageji T, Kumada H, Endo K, Matsuda M, et al. Boron neutron capture therapy for newly diagnosed glioblastoma. Radiother Oncol. 2009 Apr;91(1):80-4. PubMed PMID: 19285355.
7. Kawabata S, Miyatake S, Kuroiwa T, Yokoyama K, Doi A, Iida K, et al. Boron neutron capture therapy for newly diagnosed glioblastoma. J Radiat Res. 2009 Jan;50(1):51-60. PubMed PMID: 18957828.
8. Wang LW, Chen YW, Ho CY, Hsueh Liu YW, Chou FI, Liu YH, et al. Fractionated BNCT for locally recurrent head and neck cancer: experience from a phase I/II clinical trial at Tsing Hua Open-Pool Reactor. Appl Radiat Isot. 2014 Jun;88:23-7. PubMed PMID: 24369888.
9. Kankaanranta L, Seppala T, Koivunoro H, Saarihahti K, Atula T, Collan J, et al. Boron neutron capture therapy in the treatment of locally recurrent head-and-neck cancer: final analysis of a phase I/II trial. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012 Jan 1;82(1):67-75. PubMed PMID: 21300462.
10. Aihara T, Morita N, Kamitani N, Kumada H, Ono K, Hiratsuka J, et al. BNCT for advanced or recurrent head and neck cancer. Appl Radiat Isot. 2014 Jun;88:12-5. PubMed PMID: 24799334.
11. Nomoto T, Inoue Y, Yao Y, Suzuki M, Kanamori K, Takemoto H, et al. Poly(vinyl alcohol) boosting therapeutic potential of p-boronophenylalanine in neutron capture therapy by modulating metabolism. Sci Adv. 2020 Jan; 6(4):eaaz1722. PubMed PMID: 32010792. Pubmed Central PMCID: 6976296.

著者プロフィール

1995年東京大学医学部医学科卒、医学博士。東京大学病院、癌研病院、筑波大学陽子線医学利用研究センター、帝京大学病院などを経て国立がん研究センター中央病院放射線治療科に2014年入職、2021年より放射線治療科長。専門は高精度放射線治療、ホウ素中性子捕捉療法。

医療機関における不均等被ばくの 実態調査について



藤淵 俊王*

1. 背景

眼の水晶体の等価線量限度を見直した電離放射線障害防止規則が2021年4月1日に施行された。この見直しの経緯として、2011年、国際放射線防護委員会（ICRP: International Commission on Radiological Protection）による眼の水晶体の白内障のしきい線量を0.5Gy、水晶体の等価線量限度を1年あたり50mSvかつ5年間の平均で年20mSvに引き下げる声明、2012年に出されたPubl. 118勧告による科学的根拠の公開が契機となっている¹⁾。これらの声明や勧告を受け、放射線審議会は「眼の水晶体の放射線防護検討部会」を設置して2018年3月に「眼の水晶体に係る放射線防護の在り方について」という報告書を関係行政機関長に対して意見具申した²⁾。厚生労働省労働基準局では、2018年12月より、電離放射線障害防止規則における水晶体の被ばく限度の見直し等に伴う改正に資することを目的として、「眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に関する検討会」を開催し、労働衛生管理上の留意事項、問題点等について、科学的調査の結果等を踏まえ検討した上で、見直しの方向について「眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に関する検討会 報告書」として取りまとめ³⁾、法令改正につながった。

本件に関し、日本放射線技術学会と日本放射線看護学会は、医療機関における職種別、業務内容別に水晶体等価線量と実効線量の測定・管理の実態調査を実施し、不均等被ばく管理の重要性を明らかにすることを目的に、「放射線診療従事者の不均等被ばく、とくに水晶体の管理に関する実態調査」として2016年に合同学術調査研究班を立ち上げ活動を進めた。本稿では、この学術研究班で実施された医療機関における不均等被ばくの実態調査⁴⁾の概要を報告する。

2. 実態調査の概要

2-1. 調査対象と項目

調査対象は、研究班員の関係施設で研究協力の承諾を得た全国17医療施設の2014年4月から2017年3月末までの期間で受動型個人線量計を着用している延べ8,656名・年であった。病院の規模は、病床数が402から711床と、比較的大規模で施設内の業務分担が明確な医療機関である。

各施設の研究協力者が、放射線診療従事者が着用する受動型個人線量計（株式会社千代田テクノ）の数、性別、月毎の実効線量、水晶体等価線量、皮膚等価線量、1cm線量当量、70 μ m線量当量、職種と所属する診療科、主な担当業務を調査した。

収集した職種別の年間個人線量データの内訳として、医師の数が最も多く全データの47.2%を占め、次いで看護師が31.6%、診療放射線技師が14.0%の順であった。本調査では均等被ばく管理の放射線診療従事者が48%（4,163名）、不均等被ばく管理の放射線診療従事者は52%（4,493名）だった。

2-2 職種別の年間水晶体等価線量分布

被ばく管理別の職種と年間水晶体等価線量の分布をTable 1に示す。均等被ばく管理者のうち年間水晶体等価線量20mSvを超過した者は4,163名中1名のみだった。それに対し、不均等被ばく管理者の場合、2.94%の者（4,493名中132名）が20mSvを超過していた。不均等被ばく管理者で20mSvを超過した者のうち、職種別では医師が最も多く4.75%（2,504名中119名）、次いで看護師が1.17%（943名中11名）、診療放射線技師が0.24%（821名中2名）だった。

職種により被ばく分布に異なる傾向がみられた。放射線診療従事者数の多い医師については、被ばくが個人線量計の検出限界未満となる数が半数近くを占めるが、中には極端に高い被ばく者も

* Toshioh FUJIBUCHI 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野

Table 1 被ばく管理別の職種と年間水晶体等価線量の分布

均等被ばく管理【体幹部のみ】

水晶体等価線量 [mSv/年]	医師	看護師	診療放射線技師	その他の職種	総数
N.D.	1144	1491	67	344	3046
≤2.5	369	297	279	47	992
≤5	41	3	44	3	91
≤10	21	1	3	2	27
≤20	6				6
≤30	1				1
≤50					0
≤75					0
≤100					0
計	1582	1792	393	396	4163

不均等被ばく管理【頭頸部+体幹部】

水晶体等価線量 [mSv/年]	医師	看護師	診療放射線技師	その他の職種	総数
N.D.	1151	505	94	115	1865
≤2.5	711	257	446	104	1518
≤5	191	67	152	5	415
≤10	173	57	86	1	317
≤20	159	46	41		246
≤30	67	7	1		75
≤50	37	2	1		40
≤75	10	1			11
≤100	5	1			6
計	2504	943	821	225	4493

N.D.: not detectable

Table 2 職種別、性別の医師、看護師、診療放射線技師の男女比別の水晶体等価線量/実効線量比

	医師		看護師		診療放射線技師	
	サンプル数	水晶体等価線量 / 実効線量	サンプル数	水晶体等価線量 / 実効線量	サンプル数	水晶体等価線量 / 実効線量
男性	1880	3.49	78	4.81	607	2.17
女性	614	4.17	865	5.82	214	2.50
女性/男性		1.37		1.21		1.15

いる。それに対し、診療放射線技師は検出限界未満や高被ばくの者は少なく、ある程度の被ばくをしている者が多い。その結果、平均値として診療放射線技師は高く、医師は大半の検出限界未満の被ばく者数の影響で平均値は低いことになる。放射線管理上重要となるのは、線量限度を超える可能性のある放射線診療従事者を減らすことであり、極端に被ばくの高い医師の被ばく管理と被ばく低減対策が大きな課題である。

一部の不均等被ばく管理者の結果で、水晶体等価線量より実効線量の高いデータがわずかであるがみられた。足元への散乱線が多く頭部近くの被ばくがほとんどないという可能性もあるが、通常、不均等被ばく状況である防護衣を着た状態では、実効線量の値に対して防護具のない状態である水晶体等価線量は数倍高くなり、頸部個人線量計と体幹部個人線量計の位置を反対につけていたり、放射線防護衣の外側に体幹部個人線量計をつけている可能性が考えられる。

2-3. 職種別、性別の実効線量に対する水晶体等価線量の比

不均等被ばく管理をしている放射線診療従事者

のうち、職種別、性別の医師、看護師、診療放射線技師の水晶体等価線量と実効線量の比をTable 2に示す。いずれも女性の方が高い比を示すが、単純に性別だけの差でなく、職種による影響も大きい結果となった。これらの理由として、看護師は女性が多い位置が腹部と頸部で距離があること、職種による防護衣の鉛当量、放射線診療室内での立ち位置が異なることによる散乱線の受け方の違いが考えられる。

2-4. 医師の診療科別年間水晶体等価線量分布

不均等被ばく管理をしている医師の診療科別年間水晶体等価線量の分布をTable 3に示す。年間水晶体等価線量が20mSvを超えていたのは、不均等被ばく管理者のうち、循環器内科が最も多く15.41% (318人中49人)、次いで消化器内科10.96% (301人中33人)、消化器外科6.99% (79人中5人)という順であった。診療科別での水晶体等価線量の高い業務を確認したところ、循環器内科、脳神経外科、放射線科では血管造影、消化器内科ではX線透視と内視鏡、整形外科では手術だった。

2-5. 看護師の所属部署別年間水晶体等価線量分布

不均等被ばく管理をしている看護師の所属部署

Table 3 医師の診療科別年間水晶体等価線量分布

水晶体等価線量 [mSv/年]	循環器内科	消化器内科	消化器外科	放射線診断科	整形外科	泌尿器科	脳神経外科	呼吸器内科	臨床研修	不明
N.D.	63	73	32	146	78	59	57	87	142	9
≤2.5	71	85	27	67	38	48	39	69	158	9
≤5	28	37	3	14	6	8	14	31	26	4
≤10	49	28	5	30	4	2	9	15	9	5
≤20	58	45	1	15	10		9	6	3	4
≤30	30	11	3	9	4	2	2	3	2	1
≤50	18	11	2	2	1	2				1
≤70	1	6			2		1			
≤100		5								
計	318	301	79	283	143	121	131	211	340	33
20 mSv/年超の割合 [%]	15.41	10.96	6.33	3.89	4.90	3.31	2.29	1.42	0.59	6.06

Table 4 看護師の所属部署別年間水晶体等価線量分布

水晶体等価線量 [mSv/年]	外来	救急救命	血管撮影	歯科	手術室	心臓血管外科	診療看護師	内視鏡	病棟	不妊診療科	放射線科	放射線治療科	放射線診断科	麻酔科
N.D.	178	1		1	255	2	5	1	57		2			3
≤2.5	137	2	11		52	2	13		27	1	8	1	1	2
≤5	48	2	2		2		2	1			10			
≤10	31		4		1		1		3	1	16			
≤20	25		7					5			9			
≤30	4							3						
≤50								2						
≤70								1						
≤100								1						
計	423	5	24	1	310	4	21	14	87	2	45	1	1	5
20 mSv/年超の割合 [%]	0.95	0	0	0	0	0	0	50.00	0	0	0	0	0	0

別年間水晶体等価線量の分布をTable 4に示す。本調査で回答された所属部署は、外来、血管造影、手術、診療看護師、内視鏡、病棟、不妊診療科、放射線科、放射線診断科、放射線治療科、救命救急科、麻酔科だった。診療看護師とは認定資格であり、医師の包括的指示の下で、あらかじめ定められた特定行為を実施できる看護師で、診療部に所属し、救命救急科や集中治療科等で業務を行う部署とのことであった。外来および内視鏡担当の看護師で年間水晶体等価線量が20mSvを超過した者がいた。看護師の所属は回答がまばらであったり施設により業務形態や内容が異なるため判定は難しいが、外来に所属してX線透視、内視鏡での検査に携わる看護師で年間水晶体等価線量が20mSvを超えた者がいた。特に内視鏡担当は高線量を被ばくした者の割合が高かった。そのほか、

血管造影、放射線科配属の看護師で20mSv近く被ばくした者がいた。

2-6. 診療放射線技師の主要業務別年間水晶体等価線量分布

不均等被ばく管理をしている診療放射線技師の担当業務別月間水晶体等価線量の分布をTable 5に示す。診療放射線技師は、ローテーションで年度内に部署を移動することも多く、月毎の主な放射線診療業務別に分析した。

診療放射線技師は一般撮影やCTに従事する者の被ばくが高かった。CTや一般撮影の担当者は通常の検査で被ばくすることはないが、高齢者や乳幼児、日常生活動作の低下等の介助で入らざるを得ない場合があり、短時間の照射であっても線量率が非常に高く、また散乱線源になる患者に近接することが要因と考えられる⁵⁾。そのため、短

Table 5 診療放射線技師の主要業務別年間水晶体等価線量分布

水晶体等価線量 [mSv/月]	一般撮影	CT	血管造影	X線透視	MRI	放射線治療	核医学	PET
N.D.	284	136	48	16	169	124	3	10
≦ 0.5	2693	528	419	35	432	267	132	144
≦ 1.0	441	116	24	5	15	11		1
≦ 1.5	146	58	7	2	3	1		
≦ 2.0	50	17		2	1	2		
≦ 5.0	41	19			2	1		
≦ 10	2	5	1					
≦ 20								
≦ 20.5		1						
計	3657	880	499	60	622	406	135	155
2 mSv/月超の割合 [%]	1.18	2.84	0.20	0	0.32	0.25	0	0

時間の照射であっても放射線防護衣はもちろん、放射線防護眼鏡の積極的な着用が求められる。また介助に関しては可能な限り患者の家族や付き添いの方に協力を求めたり、専用の介助具を用意することも、被ばく低減につながる。MRIの担当者にも被ばくが確認されたが、これは当直業務等で他のX線検査を担当する際などの被ばくと考えられる。

3. 調査結果からの考察

3-1. 評価結果の限界と注意事項

今回のデータでは、水晶体等価線量は頸部に装着した個人線量計からの報告値を用いているため、放射線防護眼鏡による遮蔽の効果は考慮していない。よって放射線防護眼鏡を使用している不均等被ばく管理者に対しては、真の水晶体線量より過大評価していると考えられる。

3-2. 職種別の水晶体等価線量と低減対策

水晶体等価線量が20mSv/年を超える可能性の高い業務は透視装置を使った業務であった。特に医師においては、血管造影等透視のX線を出しながらの手技では通常どうしても散乱線源である患者に近づいての手技が必要である。放射線防護衣や防護眼鏡は鉛当量に応じて遮蔽効果も向上するが、重量の点から長時間の着用は負担となり、天吊りの放射線防護板等と組み合わせた効果的な対策が求められる。その際、防護板と患者との間に隙間があると散乱線遮蔽効果がないことから、適切な使用方法について熟知しておく必要がある。また放射線防護眼鏡を装着していても、眼鏡のデ

ザインや鉛当量、入射する散乱線の角度により遮蔽効果は異なる⁶⁾。放射線業務をする場に応じた眼鏡の選択が求められる。その他、業務に支障なくなるべく被ばくの少ない位置での作業や不要な透視を抑えること、照射条件の最適化は患者だけでなく放射線診療従事者被ばく低減に有効となる。ICRPでは113勧告⁷⁾において放射線診断およびIVRにおける放射線防護教育と訓練について、117勧告⁸⁾では画像診断部門以外で行われるX線透視ガイド下手技における放射線防護についてまとめており、今回被ばくの高かった部門に対して上記遮蔽や照射条件の工夫による防護対策のほか、スタッフへの教育の重要性について述べられており、効果的な放射線防護教育方法の検討が求められる。

3-3. 被ばく管理について

今回の調査結果では、施設により不均等被ばく管理者の割合が大きく異なり、被ばく管理の基準が施設ごとで異なっていることが明らかになった。放射線診療従事者が安心して放射線診療業務に従事できる職場環境の構築のために、学会などが放射線診療従事者の個人線量管理方法に関する基準を作成することが求められる。全放射線診療従事者に個人線量計を1つのみ支給している施設もあったが、本調査はあくまで個人線量モニタリングサービス会社の線量記録のみから集計したものであり、不均等被ばく管理該当者の中には電子式個人線量計等を頸部に装着して被ばく管理を実施している可能性もあることから、一概に不均等被ばく管理をしていないとは言えない。医療機関で均等被ばくと不均等被ばく管理者を分ける理由として管理者のコストへの意識が考えられる。コス

トを意識しつつ適切に被ばく管理をするには、業務内容に応じた合理的な管理方法の構築とともに、様々な職場の環境に応じた放射線診療従事者自身の個人被ばくに対する理解、実態に基づく現状の管理方法への問題点のフィードバックといった管理者への協力が求められる。

均等被ばく管理をしている者は、体幹部個人線量計の値から水晶体等価線量が算出されるため、ほぼ同じ値になる。しかし、防護衣を着用しているにも関わらず均等被ばく管理として体幹部のみに個人線量計を装着し放射線診療業務をしていた場合、体幹部の個人線量計から換算される水晶体等価線量の値は実際よりも低くなる。そのため防護衣を着用しているにも関わらず均等被ばく管理とした場合、水晶体等価線量が20mSv/年を超えていないとしても、それは正確なモニタリングができていない可能性があり、安全という意味ではない。不均等被ばく状況にある防護衣を着用して放射線業務をしている放射線診療従事者が均等被ばく管理をしている場合、水晶体等価線量を1/3から1/5に過小評価としている可能性がある。防護衣を着用した場合の不均等被ばく管理は法令で定められていることから、適切な被ばく管理が求められる。

4. まとめ

今回、複数の大規模施設の放射線診療従事者のデータを集め職種別、業務別の不均等被ばく管理状況を調査し、水晶体等価線量や不均等被ばく管理の実態を明らかにした。水晶体等価線量の高い職種、業務内容として、血管造影や内視鏡検査等のX線透視を頻繁に実施する医師や看護師が挙げられる。診療放射線技師は一般撮影やCT検査の介助時に被ばくする可能性がある。ICRP118勧告で示された白内障のしきい線量は0.5Gyであり、50年間線量限度近くまで被ばくをするとしきい線量を大きく超えてしまうことから、線量限度の遵守はもちろん、可能な限り被ばくを低減するため、防護の最適化が重要である。特に被ばくする可能性の高い業務では、放射線防護板や放射線防護眼鏡による防護対策、照射条件の最適化や適切な立ち位置の把握や理解といった放射線防護教育が求められる。

謝 辞

本学術調査研究の実施にあたり支援いただきました日本放射線技術学会に感謝いたします。また本研究にご協力いただきました施設の担当者の方々に深く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) ICRP. ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs –threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 2012; 41 (1/2).
- 2) 放射線審議会 眼の水晶体の放射線防護検討部会, 眼の水晶体に係る放射線防護のあり方について, 平成30年3月2日
- 3) 厚生労働省, 眼の水晶体の被ばく限度の見直しに関する検討会 報告書, 令和元年9月
- 4) 藤淵俊王, 他, 放射線診療従事者の不均等被ばく管理の実態に基づく水晶体被ばく低減対策の提案, 日本放射線技術学会雑誌, 77, 2, 160-171, 2021.
- 5) 宮島隆一, 他, X線CT撮影の介助時における医療従事者被ばくの効果的な防護方法について, 日本放射線技術学会雑誌; 74, 4, 326-334, 2018.
- 6) Y Hirata, et al. Angular dependence of shielding effect of radiation protective eyewear for radiation protection of crystalline lens, Radiological Physics and Technology, 12, 4, 401-408, 2019.
- 7) ICRP. Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures. ICRP Publication 113. Ann. ICRP 2009; 39 (5).
- 8) ICRP. Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department. ICRP Publication 117. Ann. ICRP 2010; 40(6).

著者プロフィール

2000年茨城県立医療大学 保健医療学部 放射線技術科学科卒業。2012年筑波大学大学院 人間総合科学研究科 疾患制御医学専攻修了。博士(医学)。株式会社千代田テクノロ、筑波大学附属病院 放射線部、千葉大学医学部附属病院 放射線部、茨城県立医療大学 保健医療学部 放射線技術科学科を経て、2013年9月より九州大学大学院 医学研究院 保健学部 門 医用量子線科学分野 講師、2019年4月より同教授。アイソトープ統合安全管理センター病院地区実験室長、放射線教育部等併任。研究テーマは放射線診療に伴う患者や業務従事者の被ばく、放射線管理に関する研究。所属学会として、日本放射線技術学会、日本保健物理学会、日本放射線安全管理学会、放射線安全フォーラム等。



中川 恵一

東京大学医学部附属病院

解剖学者の養老孟司先生との共著



解剖学者の養老孟司先生との共著『養老先生、病院へ行く』（エクスナレッジ）を出版しました。

養老先生は、私が東大医学部の学生のころ、解剖学を学んだ恩師です。出席などとらない時代、欠席も多かった不良学生の私も養老先生の講義は格別に面白く、欠かさず聴いたものでした。

その養老先生ですが、昨年6月、東大病院で私が診察し、緊急入院となりました。この大病の顛末を二人でまとめたのが本書です。共通の友人であるヤマザキマリさんとの鼎談や愛猫まるの死も取りあげています。

病状については本に詳しく書かれています。養老先生の病名は心筋梗塞。東大病院に2週間入院されました。

実は、養老先生が「病院に行く」のは、一つの「事件」と言えます。

たしかに、病院に行くと、服薬や生活習慣の指導などで、医者から「管理」されるようになります。それを先生は「野良猫が家猫に変えられる」と表現しています。それが嫌なのか、養老先生はこれまで医療とは距離を取り続け、がん検診すら一度も受けたことがあ

りません。

心筋梗塞のカテーテル治療の他、白内障の手術まで受けられましたから、医療の恩恵を十分に享受されたことは間違いありません。しかし、その後も、「なるべく病院に行かない」という元の姿勢に戻っていきま

した。養老先生のお考えは以下の文章（月刊新潮2020年10月号）に端的に表現されています。

「医師の手にかかったら、医療制度に完全に巻き込まれるからである。自分がいわば野良猫から家猫に変化させられることになる」

そんな養老先生が入院してうまくやれるだろうかと心配しましたが、杞憂でした。心配していた「院内喫煙」もなく、優等生患者でした。とは言うものの、大腸ポリープは放置、ピロリ菌も除菌せず、と養老先生らしい判断を下されていましたが。

心筋梗塞の治療が一段落していったん退院されたあと、両目の白内障治療のため、再度、東大病院に入院されました。このときは、養老先生も「家猫」になられたのかと思っ

てしまいました。しかし、現代医療のおかげで、首尾良く、若いころの視力を取り戻した先生は、すぐに「野良猫」に戻っていきま

した。年明け早々のメールです。「私はとりあえず変化なく、不急不要の患者みたいな気がしています。こういう患者を病院として歓迎するか否かです。運動も毎日散歩して、体重は65キロと入院当時より十キロ近く増加しました。行かないとすれば、処方だけが問題です。検査は近所の開業医に頼もうかと思

います。。。養老 拝」養老先生は、医療が必要なときは、最低限とはいえ、その恩恵にあずかり、すぐに、元の世界に戻って行かれました。こんな芸当は万人にはお勧めできませんが。

多光子放出核種を用いた ガンマ線イメージング法の創出



高橋 浩之*

核医学イメージング装置としてPET (Positron Emission Tomography) は悪性腫瘍検出や全身分子イメージングに長い間重要な役割を果たしてきた。我々は、SiPMを用いた高解像度検出器技術を開発し、サブミリの装置解像度をPETにおいて達成してきたが、陽電子放出核種においては、陽電子の発生位置と消滅ガンマ線の生成位置が一致しないため、陽電子飛程由来の理論的限界が指摘されており、新たな高感度全身分子イメージング手法を実現することが望ましいと考えられる。一方、ガンマ線イメージング技術としては単一光子放出核種に対してSPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) が知られているが、SPECTでは、空間分解能に関する制約はないが、検出器にコリメータを必要とすることや、バックグラウンドの影響を受けやすい点が問題であった。また、コンプトン散乱の際に散乱前後のエネルギー変化から入射角度を求めるコンプトンカメラなどの手法もあるが、エネルギー情報からは散乱角度に関する情報しか得られないことや、SPECTと同様にバックグラウンドの影響を受けることがあげられる。

そこで、東京大学においては、核医学におけるこれらの原理的な制約を打破するために、新たな計測原理を考案した。PETでは、2本のガンマ線光子に対して同時計数を行っているため、バックグラウンドを大きく低減させることができるが、この場合の2本のガンマ線は必ずしも陽電子の消滅線でなくてもよいはずである。たとえば ^{60}Co のように連続して複数のガンマ線を放出するような核種を用いれば、同時計数により、バックグラウンドを低減させることができる。もし、検出器に入射するガンマ線の入射方位が分かれば、それを用いてPETのようにイメージングを行うことが可能になる。すなわちコリメータが不要でPETと同じ感度が実現できるはずである。最近のコンプトンカメラの技術を用いれば、検出器への入射角度情報を得ることができるので、2台のコンプトンカメラを同時に動作させることで、位置情報を得ることができる。さらに、PETのようにガンマ線が直線状に放出される場合には、放出位置を一つのイベントで求めることは不可能であるが、2本のガンマ線が一直線上に乗らない方向に放出されるならば、検出器から

* Hiroyuki TAKAHASHI 東京大学大学院工学系研究科総合研究機構
特定非営利活動法人放射線安全フォーラム 理事長

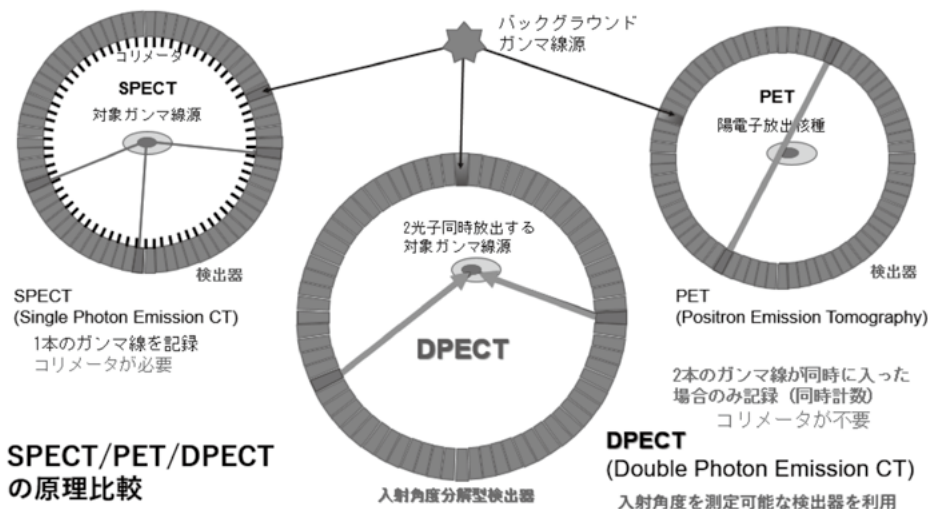


図1 SPECT、PET、DPECTの比較

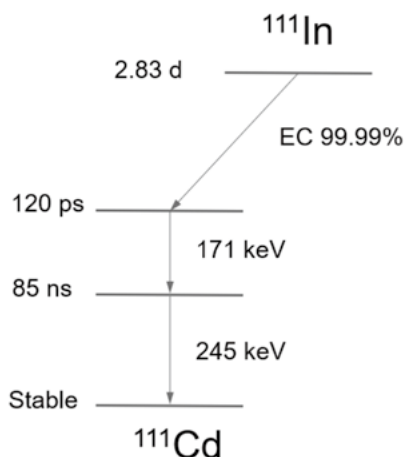


図2 ¹¹¹Inの壊変図式

入射方位側へ引いた2本の直線が一点で交わるので、1イベントでガンマ線放出位置を特定することが可能である(図1)。逆に交わらないならばバックグラウンド放射線が混入しているものである。また、対向させることも必ずしも必要ではないので、体表面からアプローチして片側に検出器を配置するだけで断層画像が得られるなど新たな有望なイメージング法の計測原理であると考えられる。そこで、本原理に適した2光子放出

核種の検討を行った。この結果、171 keVと245 keVの2光子を85 nsの時間差で続けて放出する¹¹¹Inへの適用可能性を見出した(図2)。

ガンマ線の入射方位は、コンプトン反跳電子飛跡計測で散乱面を特定することが利用できる。我々は既にこの検出技術を検出感度の高い固体センサにおいて実現した¹。一方、これと高エネルギー分解能、高速のガンマ線検出器としてシンチレータのレイがあり、この両者を組み合わせることで、ガンマ線の入射方位を得ることができる。先に述べた2光子放出核種の¹¹¹Inは抗体、高分子標識核種として注目されている。比較的低エネルギーの2光子ガンマ線放出核種(¹¹¹Inの場合は171 keV、245 keVの85 ns遅延放出)に対して、本方式を適用することで全身多核種分子イメージングの世界の革新が可能であると考えられる。理研のサイクロトロンにおいては種々のRI核種の製造に取り組んでいるが、数十keV程度までの特性X線の利用までを視野に入れると、放射線治療に用いられている¹⁷⁷Luや α 線

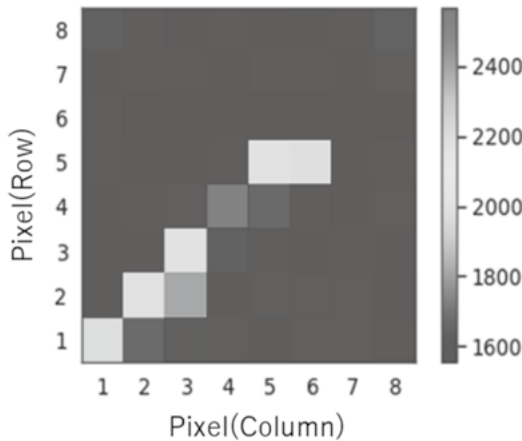


図3 CMOS-SOIチップにより記録された反跳電子飛跡

放出核種など対象核種は多岐にわたり、原理的に大きな可能性をもつものである。

そこで、科学研究費補助金基盤研究（S）において、このような2光子放出核種を用いた同時計数システムを実際に製作して、その性能を調べている。電子飛跡検出器については、24.6mmサイズのCMOS-SOI（Silicon On Insulator）チップの製作を行い、フレームモードでの²⁴¹Amのガンマ線スペクトルからコンプトンカメラとして十分なエネルギー分解能を有していることを確認し、β線の電子飛跡が可視化できることを示した（図3）。またSOIチップおよびGAGG-SiPMとシンチレータを組み合わせたコンプトンカメラを製作し、反跳電子飛跡追跡による角度分解能と信号雑音比の性能向上を確認した²。またCeBr₃読出用の高速ASICを開発し、時間分解能として40ピコ秒および良好なエネルギー分解能と線形性を有する性能をもつことを確認した。1チップに64チャンネルを搭載しておりCMOS-SOIチップと組み合わせることで良好な角度分解モジュールを構成するものである。多光子同時計測に

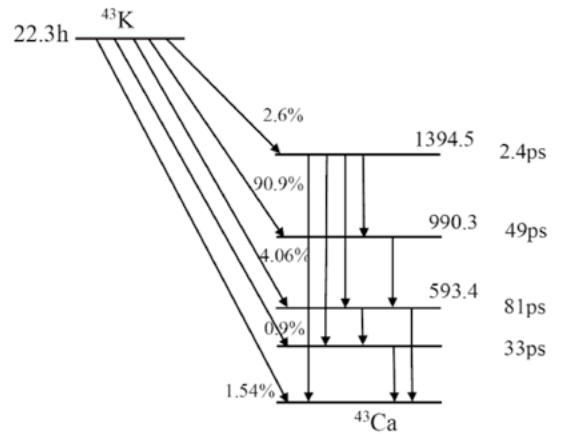


図4 ⁴³Kの壊変図式

よる信号バックグラウンド比の向上、位置分解能の改善についてシミュレーションおよび実機試験の結果から実証した。これにより動物の体内動態を複数の核種を用いて撮像することが可能であることが分かった。

2光子ガンマ線イメージング用の核種の探索を行い、新たに⁴³K、⁴⁸Cr、⁴⁷Caなどの有望な対象核種を見出した。図4に示すように、⁴³Kは617keV/372keVまたは397keV/593keVの光子を数10ps内に続けて放出するため、PETとほぼ同等の時間分解能で計測可能な核種である。一方、⁴⁸Crは112keVの光子を放出した後、7.09nsの寿命のうちに308keVの光子を放出する。これらの核種は90%以上の割合で2光子を放出するので、診断用の核種として¹¹¹Inと組み合わせて、同時計数の時間窓をたとえば（0-1ns）（0-20ns）（0-300ns）と変化させて、それらの差分画像を求めることで、多核種同時撮像が可能になると考えられる（図5）。また⁴⁷Caは生体の重要核種であり、後に述べるRI顕微鏡によりバイオイメージングに用いることが考えられる。実際の

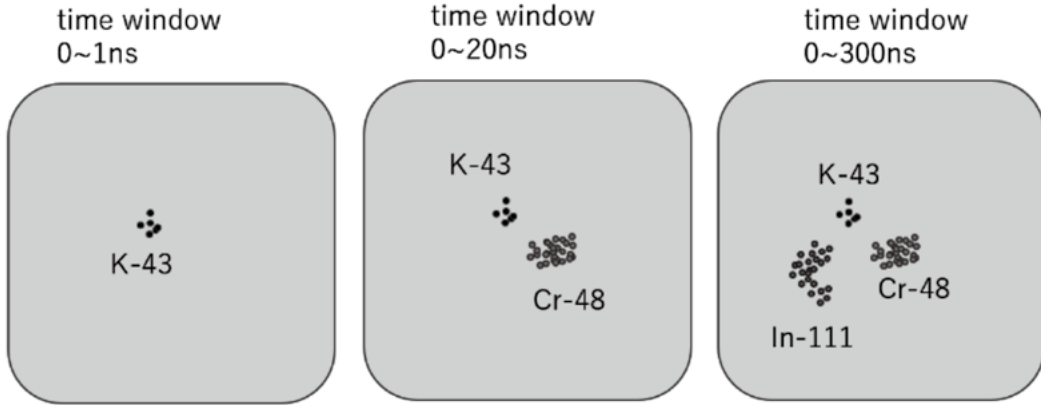


図5 同時計数時間窓を用いた多核種イメージング

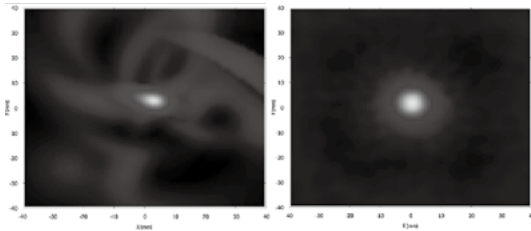


図6 新たに見出した2光子放出核種⁴³Kを用いたDPECTと単一光子による線源分布の比較

核種の合成に際しては、 $^{nat}\text{Ca}(d,x)^{42,43}\text{K}$ 、 $^{44}\text{Ca}(d,x)^{42,43}\text{K}$ 、 $^{43}\text{Ca}(d,x)^{42,43}\text{K}$ 、 $^{42}\text{Ca}(d,x)^{42,43}\text{K}$ 、 $^{nat}\text{Ca}(d,x)^{44m}\text{Sc}$ 、 $^{44}\text{Ca}(d,2n)^{44m}\text{Sc}$ 、 $^{46}\text{Ti}(\alpha,2n)^{48}\text{Cr}$ 、反応を用いて、2光子あるいは3光子を放出する核種である⁴³K、^{44m}Sc、⁴⁸Crの製造技術開発を行った。このうち、⁴³Kについては、生成収率の決定、化学精製技術まで確立し、イメージング結果を得ることができた(図6)。⁴³K、^{44m}Sc、⁴⁸Crは、次世代ガンマ線イメージング装置の開発研究の応用に用いることができる。

多光子ガンマ線時間・空間相関型イメージング法の開発においては、イメージングと核医学内用療法を融合させたTheranosticsが重要な医学応用の一つである。現在、核医学治療としていくつかのベータ線、ア

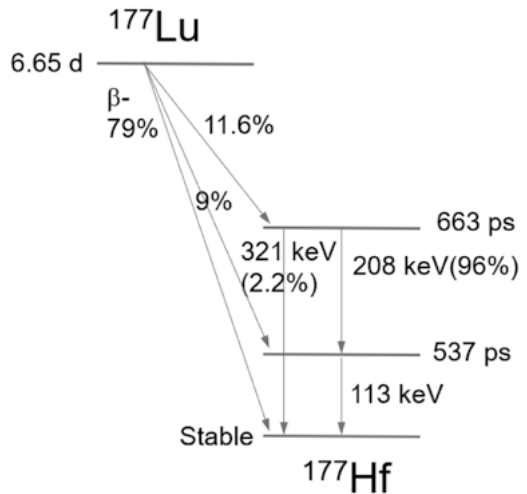


図7 ¹⁷⁷Luの壊変図式

ルファ線放出核種が臨床利用されているが、本研究では、¹¹¹Inなどの診断用核種に加えて、Theranosticsへの展開として放射線治療と診断の融合について検討を進めた。その結果、¹⁷⁷Luなどのベータ線治療用2光子核種(図7)、アルファ線放出核種²²³Ra、さらにはこれら原子番号の大きな核種では蛍光X線の利用による複数光子の放出、また、中性子とGdなどの核反応により生成する2本のガンマ線(6750keV、1187keV/1107keV)と蛍光X線など、放

射線治療の多くの分野において多光子時間/空間相関イメージング法を利用することが可能であると考えられる。治療核種は実際には大量に用いて治療を行うため診断核種に比べてガンマ線の放出率は高くなくとも二光子により、バックグラウンド存在下でも質の高いデータが得られることが利点になると考えられる。また、X線の利用については、実際に ^{111}In について23 keV、26 keVの放出X線と171 keV、245 keVの相関計測によるイメージングができることを実験で確認した。

また、コリメータを用いる方式にも利点があり、**図8**に示すように多数の穴からなるコリメータを用いた2光子RI顕微鏡の原理を新たに考案した。本原理は、空間上の1点に多数のコリメータを空間上で一つの焦点に合わせ、その点から放出される2本のガンマ線光子を同時に計測するというものである。本原理によれば、コリメータを利用するものの、コリメータの見込む焦点自体からの検出効率は極めて高くとることが可能である。したがって共焦点顕微鏡のように関心領域近傍を走査することで線源分布情報を詳細に得ることが可能に

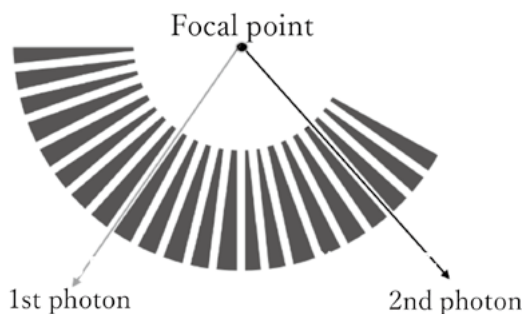


図8 2光子RI顕微鏡の原理

なる。SPECTで用いているコリメータでは焦点のみにガンマ線発生源を特定することはできず、コリメータの見込む領域すべてから発生するガンマ線が計測されるが、2光子放出核種の場合は、同時計数の効果によりバックグラウンドを抑制し焦点から発生したガンマ線光子のみが計測される。また、コリメータ径を十分に小さくとることにより、分解能を高くとることができる。微細加工技術を用いることで原理的には10 μm 以下の分解能を有するRI顕微鏡が実現可能であると考えられ、片側からのアクセスが可能な2光子同時計測法の利点を生かして、測定対象領域は狭くなるが、生体深部の3次元イメージングを高空間分解能で得ることが可能な新手法として期待されるものである。

参考文献

- 1 K. Shimazoe, H. Takahashi et.al. arXiv 2015
- 2 Yoshihara et al. JINST 2017

著者プロフィール

- 1987年 東京大学大学院工学系研究科
修士課程修了
- 1989年 東京大学工学部助手
- 1993年 東京大学工学系研究科講師
- 1996年 東京大学工学系研究科助教授
- 2000年 東京大学人工物工学研究センター助教授
- 2005年 東京大学工学系研究科教授、
現在に至る
- 2016年よりNPO放射線安全フォーラム
理事長

放射線道場の喫茶室
第10回

放射線管理
鴻 知己



大学で電気を専攻し原子力の研究所に就職したのは1958年のことである。保健物理部に配属され、「放射線管理室」で半年“管理の実務”を学んだ後「保健物理研究室」の所属となった。以後、特殊法人職員・国家公務員・地方公務員・会社員と、職場を替えながらも、放射線管理をkey wordに含む仕事に関わってきた。

西欧の同業者は、「お仕事は？」と聞かれると「Radiation Protection」（昔なら「保健物理」）と応えるのが普通で、「ナントカ会社員」とか「(地方/国家)公務員」などの応答は滅多に聞くことがない。

日本ではspecialist/professional/expertの使い分けは曖昧で、訳は皆“専門家”である。

閑話休題。社会人となった当時（1958年）“放射線管理”とは、いわゆる原子力事業所における、放射線作業員（職業人/準職業人）の職業被曝線量の測定と施設内外の環境に係る放射線/放射能の測定・評価を意味していた。その際の管理基準は（オカミが示す）“天与”のもので、絶対に冒してはならないものと受け止められていたが、その風潮は今に引き継がれているようだ。

法令とは理想的に作られ完璧なものと思われ、その規定に背く者は（何らかの）お咎めを受けるものとされてきたが、原子力平和利用開始時に制定された放射線防護関連の新法令も、運用に当たっての条文解釈にこれが強く影響していたように思われる。

因みに、明治以降、戦前に作られた法令はドイツやフランスの法令（いわゆる大陸法）

を手本としており、戦後の原子力関係法は、異なる哲学を背景に持つ米国の法令を範としたものである。

こうして、放射線管理とは英語で表すときRadiation Controlが適訳とされるものと解されていた。しかし、大型の放射線施設での放射線管理業務に長年従事し、その間に得た知識や経験を基に「放射線安全科学」の講義を準備してみると、それまで慣れ親しんできた“放射線管理”の実体としてはRadiation ControlよりRadiation Safety Managementの方が間違いなくシックリくるのであった。

ルール（規則）は約束であり、約束は守られなければならないものである。それ故、ルールは厳密にして明確であらねばならない。誰もが共通に正しく理解できるものでなくてはならないのである。

国際の冠がつく研究機関で放射線管理の責者を務めていた時、日本人は“ルールは厳密に作るが守らない（守り方はルーズ）”とよく言われた。西欧人から見える日本人像は明治の開国時から変わらないと恐れ入ったが、考えてみれば、spirit（本質）を見抜く力量（リテラシー）不足の露呈なのであった。

そこで「ルールを守りさえすれば安全は最大限確保されるように作られていること」「それはルール厳守が前提」と訴えた。実際、制度の設計も運用もこの考えで行っていたのである。

「ルール（規則）の制定はできる限り厳密に、運用はできる限り“柔軟に”（幅を持たせてflexibleに）」というのが“達人の流儀”と考える。

ガラスバッジサービスの法改正への対応について 2

線量計測技術課

FBNews No.532 (2021年4月号)でもご紹介しておりましたとおり、2021年4月の改正法律施行により、報告書様式を一部変更いたしました。

法令で記録・保管が定められている項目を網羅した帳票である「個人線量算定値管理票」「個人線量測定値管理票」につきまして、変更点を再度ご紹介いたします。お客様における管理票の保管などの取り扱いについては今までと変更ございませんが、改正された線量限度を超過することがないように管理してください。

変更点

個人線量算定値管理票

- ・ブロック5年間の累積線量に等価線量(水晶体)の項目を追加しました

ブロック5年間の累積線量		年度	2021年度	年度	年度	年度	年度	合計
実効線量(mSv)	(X件数)	0.3	11					0.3 11
等価線量(水晶体)(mSv)	(X件数)	0.3	11					0.3 11

ブロック5年間の累積線量	年度	2021年度	年度	年度	年度	年度	合計
実効線量(水晶体)(mSv)	(X件数)	0.3	11				0.3 11

個人線量測定値管理票

- ・3mm線量当量の項目を追加しました

サービス部門からのお願い

2020年度「個人線量管理票」のお届けについて

平素より弊社のガラスバッジサービスをご利用くださりまして誠にありがとうございます。
2020年度の「個人線量管理票」(個人線量算定値管理票・個人線量測定値管理票)は、第4・四半期を含む計画使用期間(2021年3月)のガラスバッジの報告書出力時点で作成し、個人線量報告書と共にお届けしております。

この度、2021年7月1日現在で「個人線量管理票」をお届けしていない方に対しては、返却されていない計画使用期間に「未返却」と表示させていただき、お届けする予定です。

お届けする時期は7月中旬以降を予定しております。

なお、使用期間の終了したガラスバッジがまだお手元にございましたら、早急にご返却くださいますようお願いいたします。



編集後記

- 先日、東京都では3回目の緊急事態宣言の延長が決まりました。大型連休にも拘らず今年も家でまったりと過ごすこととなり、ダイエットするつもりがまさかの体重増加で、週明けから意気消沈しております。不要不急の外出自粛も大事ですが、健康な身体も同じくらい大切です。読者の皆様、私のようなセルライト備蓄家にならないよう、お気をつけてお過ごし下さい。
- さて、今月の巻頭は国立がん研究センター中央病院の井垣浩先生にホウ素中性子捕捉療法(boron neutron capture therapy: BNCT)の国内動向について概説していただきました。昨年、住友重機械工業株式会社のBNCT装置が業事承認され、大阪医科大学と総合南東北病院では局所進行・再発頭頸部癌を対象とした新しい治療法が実用化されました。医療を受ける立場としては、治療の選択肢が増えることはとてもありがたいことです。引き続き、適応疾患の拡大や新規ホウ素薬剤の開発といった進展を楽しみにしております。
- 九州大学の藤淵俊王先生からは不均等被ばくの実態調査についてご紹介いただきました。読者の中には血管造影や内視鏡検査等のX線透視に携わる医師や看護師、CT検査の介助を行う診療放射線技師の方々もいらっしゃると思いますので、本記事をご一読いただき、今一度、ご自身の放射線防護の在り方を振り返っていただく機会となれば幸いです。
- 東京大学大学院の高橋浩之先生には、コンプトンカメラの技術を応用した、多光子ガンマ線時間・空間相関型イメージング法についてご紹介いただきました。私個人の意見としましては、コリメーターなしの方向性で突き進んでいただきたいところです。新しいイメージング法の実用化に期待が高まります。
- オリンピックまで約2ヵ月となりました。先のことは誰にもわかりませんが、新型コロナウイルスの感染者数が減り、オリンピック開催に支障がない、『ごく普通の生活』に早く戻りたいです。もう少しの辛抱?! (Y.N)

FBNews No.535

発行日/2021年7月1日

発行人/細田敏和

編集委員/新田浩 小口靖弘 中村尚司 金子正人 加藤和明 青山伸 原明

五十嵐仁 藤森昭彦 高橋英典 中本由季 廣田盛一

発行所/株式会社千代田テクノ

所在地/〒113-8681 東京都文京区湯島1-7-12 千代田御茶の水ビル

電話/03-3252-2390 FAX/03-5297-3887

<https://www.c-technol.co.jp/>

印刷/株式会社テクノサポートシステム

—禁無断転載— 定価400円(本体364円)