

保守点検の指針は現場で受け入れられているが、メーカーが推奨する保守点検が過剰ではないかと疑う医療機関があった。JIRA はメーカーが推奨する保守点検計画が過剰でないことを医療機関に理解を求める必要があると考えられる。また、使用時間の管理が考慮されていない治療計画装置や定位照射で方向利用率が記録されていない治療計画装置があり、医療機関での放射線管理に戸惑いがあることが伺われた。治療計画装置の仕様に放射線安全管理を考慮する必要があると考えられた。方向利用率に関しては、遮へい計算マニュアルでの定義は明確であるが、かつての医学物理学会の指針と比べると表現がわかりづらいのかもしれない。混乱の原因としては、使用許可を取得するとき、また立入りのときなど方向利用率の解釈が毎回異なることが問題との指摘があった。検査官が混乱することは考えがたいので、医療機関とのコミュニケーションに何か問題があるのかもしれない。

医療機関で参考のできる資料としては、原子力安全技術センターの記帳・記録の手引きがあるが、それで対応できない「使用時間から使用線量に簡単に許可変更できるものか?」、「放射線の管理に関して、各施設ではどのような書式を用いて記録されているのか知りたい」などの疑問を Q&A 形式でデータベースとしてまとめるなどの医療機関支援策が必要ではないかと考えられた。

また、鉄とコンクリートの複合遮蔽で、鉄の中性子透過と壁での捕獲 γ 線の発生を考慮し、安全係数を見込むことが「放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル 2007」で記述されている。加速電圧 10MV 以上、鉄板が 40cm、あるいは、外側のコンクリート 75cm 未満の場合に、この影響は無視できない。既に稼働している施設では、施設検査、定期検査での透過率の実測値が計算値を超えていないことが確認できればよいとされているが、新設の施設に対しても、十分に安全を担保しつつ、かつ、過大なコスト増にならないようなしゃへいの最適化の検討が求められよう。さらに、15MV を超える装置では壁に一次ビームなどが入射することによる壁での光核反応への考慮が必要との指摘がなされている^{vii}。わが国にはそのエネルギーに該当する装置が 14 台あり、その検証が求められる。

以上のような課題は、加速器を医療に用いる特殊性に由来しており、内閣府からの委託調査として、(株)三菱総合研究所が実施した「国内外加速器（放射線発生装置）の利用実態に関する調査」^{viii}で、医療機関から得られた意見から状況が変わっていない。この調査では、医療機関から、「定期点検、定期交換部品等の品質保証管理について法的な整備を整えていただきたい。」、「障害防止法の漏洩線に関する基準が非常に厳しくなりました。どの施設に聞いても数値をクリアするのに大変な思いをしています。また、改善する為の費用も相当な額になります。今回の数値ほど厳しいものが本当に必要なのでしょうか。」、「遮蔽計算の確立。特にサイバーナイフ（ロボット型治療装置）」、「加速器の従事者の研修制度を作り支援してほしい。」、「各々の施設により技術的レベルが違う（要求水準が異なる）ために一概に教育する事は難しいかもしれないが、これだけは満たして欲しいという最低レベルでの教育は必要だと考える。そういった国レベルでの講習、免許（終身ではなく更新の必要なもの）を設定する必要があると考える。」などの要望が寄せられていた。このため、放

放射線障害防止法による規制から医療法による規制に比重を移すのがよいと思われた。

IV. まとめ

許可証の運転条件と日常運転には乖離がある。加速器運転に伴う放射化物生成量の推定は許可証の運転条件に基づくと過大見積もりになるので、日常運転記録を用いるのがよい。

約1割は時間ではなく線量で最大使用量の許可を得ていたが、線量ベース評価でも十分な余裕がない施設がある。放射線治療の品質管理のためにはビームタイムの余裕が求められ、合理的な安全評価で放射線診療の質を低下させることなく放射線防護の最適化を図る必要がある。

利益相反情報

本調査は、医療用加速器販売会社、放射性廃棄物ビジネスから利益を受けていない。

謝辞

本アンケート調査にご協力いただいた全国の医療加速器施設の関係者に厚く御礼申し上げます。また、本調査にご助言いただいた（社）日本放射線技術学会放射線治療分科会 会長 保科正夫教授、高エネルギー加速器研究機構 共通基盤研究施設 梶本 和義教授に感謝申し上げます。本調査研究は（社）日本放射線技術学会「放射性廃棄物等の管理と処分に関する研究」班活動の一環として行われた。調査の集計作業をご援助いただいた野澤（高橋）光子さんにも感謝します。

文献

- ⁱ 日本アイソトープ協会：放射線利用統計 2007 (2007).
- ⁱⁱ 科学技術庁原子力安全局放射線安全課長：放射線発生装置使用施設における放射化物の取り扱いについて（通知）(1998).
- ⁱⁱⁱ 柴田 徳思：使用を廃止した加速器の放射化の問題. RADIOISOTOPES, 48, 208-215 (1999).
- ^{iv} 梶本 和義, 大槻 勤, 笠木 治郎太, 他：中性子散乱用遮蔽体の放射化量評価と解体. 保健物理, 34(2), 151-160 (1990).
- ^v IAEA Safety Reports Series No. 47 Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities (2006)http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1223_web.pdf
- ^{vi} https://www.anzenkakuho.mext.go.jp/news/trouble/20061107_01.html
- ^{vii} 大石晃嗣, 小迫和明, 小林有希, 園木一誠, 中村尚司. エネルギーが 10MeV を超える医療用リニアック施設の遮へい設計上の留意点. RADIOISOTOPES.57(5),277-286,2008
- ^{viii} <http://www.aec.go.jp/jicst/NC/senmon/kasoku/houkoku/021021/siryoy2.pdf>

厚生労働省科学研究費補助金 医療安全・医療技術評価総合研究事業「医療放射線の安全確保に関する研究」(H19-医療-一般-003) (主任研究者:細野 眞)

分担研究報告書

「診療用高エネルギー放射線発生装置の運転に伴い発生する放射化物の適正な管理に関する研究」

分担研究者

山口 一郎 国立保健医療科学院生活環境部 主任研究官

研究協力者

小高 喜久雄 国立国際医療センター戸山病院 放射線診療部 診療放射線技師長
藤淵 俊王 茨城県立医療大学

研究要旨

【背景と目的】

高いエネルギーの放射線は、安定元素を放射性核種に転換させたり、中性子の生成（光核反応）を介して、周囲を放射化させる。光核反応以外の中性子生成は断面積が小さいために医療用加速器では一般に無視できるが、光核反応の閾値を超える加速エネルギーでは、放射線安全上、誘導放射能を考慮する必要がある。誘導放射能は、内部被ばくや外部被ばくを引き起こすために、運転時、メンテナンス時、廃棄時の放射線安全をそれぞれ確保する必要がある。このうち装置の部品交換時は取り外し時などのタイミングにより更新・廃止時には比較的半減期が長い生成核種の寄与が大きくなる。放射化物に対する規制は、今のところ、わが国では省令での整備がなされていない。とりわけ、廃棄時を想定した放射線安全確保のための手順の工夫は、これまでその検討が極めて少なく、その将来像が提示されていない。他方、わが国には、1,039台の医療用加速器（2008年3月31日）があり、1997年に比べると1.5倍に増加している。また、運転終了時までの壁での積算熱中性子束が $10^{13}[\text{cm}^{-2}]$ 程度に達しうる可能性のある医療用小型サイクロトロンは、1997年に比べると10倍以上増加し131台となっている。これらの加速器では部品や本体が定期的に交換されるだけでなく、建屋の改築に至ることもあるため、放射化物の安全取扱のルール整備が求められている。このような課題を解決するために、放射化物の安全管理のあり方を明らかにすることが本研究の目的である。

【方法】

1) 治療用加速器 2) PET 製剤製造用サイクロトロンを対象に、固体、液体、気体の廃棄物の管理や管理区域から持ち出しなどに伴う環境放出基準のあり方を明らかにするために、放射化物や放射化に関与する中性子を測定した。また、文部科学省の原子力利用安全対策等委託費による「小規模放射線発生装置使用施設における放射化状況に関する調査」（高エネルギー加速器研究機構）で得られた成果に基づき、医療機関での放射化物の安全管理法の基本的な考え方を整理した。また、加速器の運転状況を明らかにするために、日本放射線技術学会と共同で、全国の加速器使用医療機関を対象に実態を調査した。

【結果および考察】

放射化物の生成量は、加速器の種類などによって大きく異なる。また、その生成量は、医療用加速器ではビームロスの場所が定常的であることから事前に精度よく推計でき、そ

の推計の妥当性を日々の放射線管理の測定結果から事後評価できる。このため、類型別に、1) 放射性廃棄物として扱う、2) クリアランス検認により非放射性廃棄物として扱うことが可能、3) 放射化がクリアランスレベルを超えないために個別医療機関での評価なしに非放射性廃棄物として扱うことが可能と分類することが、適切であり妥当と考えられる。

規制影響上、特に、医療機関への影響が大きいのは装置数が最も多い 10MV を超えない装置の扱いである。検討の結果、10MV を超えない医療用加速器の建屋のコンクリート中の生成放射能は、比較的小さく、その濃度としても IAEA RS-G-1.7 の濃度基準の 1/100 を超えなかった。このため、少なくとも、建屋に関しては、個別機関では事前評価不要としてよいと考えられた。

サイクロトロンでは、表面付近のコンクリートでは IAEA RS-G-1.7 の濃度基準の倍程度になりえる。このため、その対策が求められる。このうち事前評価の質を上げる方法としては、サイクロトロン室のコンクリートの表面付近の放射化に寄与する室内の熱中性子束を日常放射線管理でモニタリングすることが考えられる。このため、医療機関に備えられている機器で実施可能な測定法を考案し、その妥当性を検証した。また、事後評価としては濃度評価対象範囲を深さ方向に広げ平均濃度を合理的に評価することも考えられるが、その考え方で規制を整備するには関係業界や公衆の受容を図るために手順を踏む必要があると考えられる。より現実的な対応策としては、クリアランスレベルを超える前に表層の壁を取り替えることや加速器施設などでの建築資材の需要があることからマテリアルリサイクルすることが考えられる。さらに望ましい対応としては、より放射化しうる深さ 20cm 程度までを区画して建設しておき、解体時に、区画そのままリユースできるようにすることが考えられる。一方、施設の設計で自己遮へい体を考慮することは、扉や壁を薄くし、部屋のサイズを小さくすることに寄与でき、また、通常業務や臨時業務に従事する作業者の被ばくを小さくすることに役立つ。しかし、自己遮へい体が高度に放射化し、運転終了直後の周囲の線量率を上げること、再利用や廃棄時に比較的放射能濃度が高い物品を扱う必要が生じるため、その最適化が課題である。

医療機関対象の調査で、放射化物への対応や遮へい計算で医療現場の戸惑いがあることが判明した。このため、遮へい計算で理解が十分に行き渡っていないと考えられる箇所の解説資料を作成した。

【まとめ】

医療機関での加速器運転に伴う放射化物に対する放射線防護のためのルール整備の基本的な考え方を整理し、建屋の放射化に対する現実的で医療機関に過度な負担を与えない解決策を提案した。

目次

A.研究目的.....	35
B. 研究方法.....	36
B.1 治療用加速器.....	36
B1.1 ターゲット集合体の放射化核種の同定.....	36
B1.2 熱中性子束密度の推計.....	36
B.2 PET 製剤核種製造用サイクロトロン.....	37
B.3 医療機関対象の調査.....	39
C. 研究結果.....	40
C.1 治療用加速器.....	40
C1.1 放射線治療用加速器のターゲット集合体の放射化核種の同定.....	40
C1.2 熱中性子束密度の推計.....	41
C.2 PET 製剤核種製造用サイクロトロン.....	46
C2.1 熱中性子束測定.....	46
C2.2 サイクロトロン室内の中性子分布測定.....	47
C2.3 サイクロトロン室内の放射化物測定.....	47
C2.4 冷却水中のトリチウム等の放射化核種の評価.....	48
C2.5 空気中に生成される放射化核種による放射線の線量の評価.....	51
C2.6 サイクロトロン室のコンクリート壁中の放射化核種.....	55
C.3 医療機関対象調査.....	58
D. 考察.....	58
D.1 ターゲットで生成される放射化物.....	59
D.2 水の放射化.....	59
D.3 オイルの放射化.....	60
D.4 サイクロトロン室内外での中性子モニタリング.....	60
D.5 計算評価の課題.....	61
D.6 汚染の有無の評価.....	61
D.7 医療用の電子直線加速装置やマイクロトロンでの放射化物の扱い.....	62
D.8 規制の整備の基本的な方針.....	62
D.9 放射化生成物低減化やサイクロトロン解体廃棄物の処理の工夫.....	63
D.10 その他の課題.....	66
D.11 まとめと今後の課題.....	66
E. 結論.....	67
F.研究発表.....	67
G.知的所有権の取得状況.....	68

謝辞.....	68
関係文献の紹介	69
遮へい計算の理解のための解説資料.....	88
サイクロトロン施設関係の放射化物の管理のあり方の基本的な考え方	90
①放射化物に関するサイクロトロンのカテゴリー分類.....	90
②自己遮蔽体の定義	91
③放射化物の評価と取扱い.....	91
④科学的な根拠	91
⑤検討課題.....	93

A. 研究目的

光核反応の閾値を超える加速エネルギーでは、放射線安全上、誘導放射能を考慮する必要がある。このうち、比較的半減期が短い核種は、主として、運転時や装置メンテナンス時の従事者の線量に寄与し、装置の部品交換・更新・廃止時には比較的半減期が長い生成核種の寄与が大きくなる。わが国には、1,039 台の医療用加速器（2008 年 3 月 31 日）があり、1997 年に比べると 1.5 倍に増加している。その内訳を表 1 に示す¹。このように装置が増加しており、運転時のみならず、装置の入れ替え時や施設立て替え時などでのより一層の放射線安全の確保が求められる。しかし、これまでのところ、放射化物に関する放射線安全の指針は文部科学省（当時は科学技術庁）の課長通知としてのみ示されておらず²、ルールの整備が課題となっている³⁴。そこで、そのよりよいルールづくりのために、実態把握とその放射線管理のあり方を検討した。

医療用加速器のうち、サイクロトロンは、新しいタイプではビームロスが小さい。しかし、加速した陽子等をターゲットに照射し、(p, n) 反応等により半減期が 2~110 分の短半減期のポジトロン核種 (^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O 、 ^{18}F) を生成するために用いられる。サイクロトロン室においてこれらの核反応で比較的多くの中性子 (10^{15} /日程度) が生成されるため、熱中性子核反応等により装置や周囲に放射化が生じ、放射線管理の現場では放射化物への対応が課題となる。また、装置、室内空気、コンクリートなどの残留放

射能の評価は、室内作業時の防護やデコミッショニング対策上の基礎になる。

しかし、医療用の小規模放射線発生装置使用施設のうち最も放射化が懸念される PET 製剤製造用のサイクロトロン室であっても、これまでの検討の多くは運転中の放射化箔などの測定から中性子束を推計することにとどまっており、壁に生成された残留放射能を評価した例は少ない。そこで同様な施設の解体時の参考データを提供する目的で、廃止された加速器室からコンクリート試料を採取し、その残留放射能を測定評価した。また、その結果とこれまでの国内での検討を踏まえて、その管理のあり方の考え方を整理した。医療用小型サイクロトロンでも、装置や施設の多様性があることから、その最適化のために放射化の原因となる中性子の測定方法を検討し、サイクロトロンを所持する医療機関で簡便かつ安価に、放射化する可能性の高い箇所を把握できると考えられる方法を開発し、その実現可能性を検証した。

表 1. 医療用加速器の国内での台数

	1997 年	2008 年
総数	673	1,039
サイクロトロン	17	131
シンクロトロン	0	3
直線加速器台	624	890
ベータトロン	10	1
マイクロトロン	22	13

B. 研究方法

B.1 治療用加速器

B1.1 ターゲット集合体の放射化核種の同定

医療機関に保管されている4つのターゲットを用い生成されていた放射化核種を、ゲルマニウム半導体検出器を用いたスペクトロメトリーで同定した。なお、持ち出し時にサーベイメータで測定し、管理区域から持ち出すことができる基準を満足していることを確認した（一部はポータブルスペクトロメータで主な核種を確認）。

(1) 2004年11月29日に交換した電子加速器のターゲット

公称加速エネルギーは定格で10MVである。交換時の表面付近の線量率はH(10)で $29\mu\text{Sv/h}$ であったとされている。また、2005.1.14には医療機関の測定では有意な放射線は全く検出されなくなった。ターゲットやターゲット周囲の元素組成は、企業秘密であるとの理由で開示されなかった。



図. 10MVの電子加速のターゲット集合体

(2) マイクロトロンターゲット

公称加速エネルギーは定格で20MVである。ターゲットはA, B, Cの3種類である。交換してからは相当期間経過しており、医療機関の測定では有意な放射線は検出され

ないとしていた。ターゲットやターゲット周囲の元素組成は、企業秘密であるとの理由で開示されなかった。

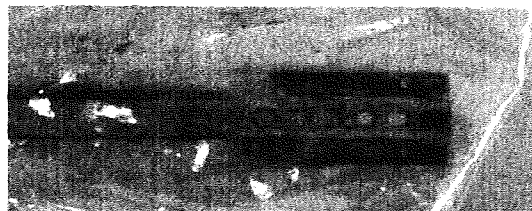


図. 20MVの電子加速のターゲット集合体

B1.2 熱中性子束密度の推計

B1.2.1 10MVの電子直線加速器治療室内

金箔、カドミニウム板でカバーした金箔、CR-39を横浜労災病院、国立埼玉病院、の治療室内(10MV)の壁際に設置した。放射化箔はHP-Ge検出器で測定した。金箔は、直径9.5mm、厚さ0.05mm、重量68mgのものを用いた。カドミニウム板の厚みは0.8mmであり熱中性子透過率は 1×10^{-5} とした。実効カドミニウム切断エネルギーと熱スペクトル切断エネルギーとの差に起因する補正

は 1.18 とし、飽和係数は設置時の加速器の運転状況から求めた。

B1.2.2 マイクロトン治療室内

国立がんセンター中央病院のマイクロトン治療室内で同様に熱中性子束を計測した。

B1.2.3 15MV 電子直線加速器治療室内

国立がんセンター中央病院医療用リニアック CLINAC - silhouette iX : Varian を用いた。本装置は、6 & 15MV Dual energy である（使用線量率：300 MU/min）。

CR-39 はダイナミックレンジを考慮し 5 日間設置した。

金箔は、1 日（実動稼働時間 8:30~17:15）設置を行った。CR-39 の設置場所は、

- ①ガントリーヘッド：ガントリーに向かって正面（collimator 0degree）
- ②ガントリーヘッド：ガントリーに向かって右側（collimator 270degree）
- ③壁：ガントリーに向かって左側（gantry 270degree）アイソセンタと等しい高さとした。

B. 2 PET 製剤核種製造用サイクロトロン

B2.2.1 熱中性子束測定

測定対象のサイクロトロンとして、千葉大学附属病院に設置されている CYPRIS HM-18（住友重機械工業）を使用した。千葉大学附属病院では ^{18}F のみの製造を行っており、2003 年 4 月より一日平均運転時間 60 分、陽子線入射エネルギー 18MeV、平均電流 20 μA で週 4 回程度運転している。

1 食塩を試料とした放射化法の検討

中性子の測定方法のひとつとして、 (n, γ) 反応で放射化された試料の放射能を測定する方法（放射化法）が挙げられる。放射化させる試料として ^{197}Au は熱中性子に対して反応断面積が大きく、放射化された ^{198}Au が適度な半減期とガンマ線エネルギーを持つことから、一般的に金箔を利用した手法（金箔法）が用いられている。しかし金箔は比較的高価であり、大量の測定点を同時に測定しようとするコストがかかる。より低コストで医療機関でも実現可能と考えられる方法として、食塩を用いた ^{23}Na の放射化法による中性子測定を試みた。

試料として、2.5ml のポリプロピレン製のシリンジ（トップ）に食塩を封入した検出器を作成した（円柱状試料食塩径 9 mm、厚さ 15mm、重量 1.5g、シリンジの厚さ 1mm）。また食塩の測定精度を検証するため、金箔を用いた測定と結果を比較した。用意した試料をそれぞれサイクロトロン運転時にターゲット付近 4 箇所配置した。

照射された試料は多重波高分析器（以下スペクトロメータ）を用いて波高分布を測定し、全エネルギー吸収ピークの計数値を求め、放射能強度に換算される。放射能と断面積、飽和係数により中性子束密度に変換される。スペクトロメータとしてエネルギー分解能の高い Ge 半導体検出器がよく使用されるが、高価でランニングコストもかかる点からこれを所持する医療機関はほとんどない。そこで、合成された PET 核種の品質検定に利用される NaI シンチレーシ

オン式スペクトロメータ (GENIE 2000 : CAMBERA、以下 NaI スペクトロメータ) を用いることを検討した。ただし NaI シンチレーション検出器は半導体検出器に比べエネルギー分解能が著しく劣る。そのため測定点 A に配置した各試料を Ge 半導体スペクトロメータ (GEM20 : ORTEC 社) で測定した値を基準とし、相対測定結果の違いを検証した。

また中性子エネルギーを把握するため、カドミウム箔 (以下 Cd 箔) を用いたカドミニウム差引法で熱中性子と熱外中性子の割合を弁別した⁵。カドミニウムは低いエネルギーの中性子に対し大きな吸収断面積をもち、0.18 eV 付近に大きな共鳴吸収をもつ。この共鳴エネルギーは熱領域と熱外領域の境界エネルギー (熱スペクトルの切断エネルギー $E_{ct} \approx 0.1$ [eV]) に近く、このことを利用して Cd 箔で放射化箔を包むことにより、熱中性子を全て吸収し、試料の熱中性子による放射化を防ぐことができるとみなす。測定点 A から D において金箔試料の周りに厚さ 0.8 mm の Cd 箔を覆った場合と覆わない場合との測定結果から以下の式によりカドミニウム比 ($(RR)_{cd}$) を求め、熱中性子エネルギーの推定を行った。

$$(RR)_{cd} = R_{bare} / R_{cd}$$

R_{bare} : Cd 箔を覆っていない試料の放射化反応率、 R_{cd} : Cd 箔で覆った試料の放射化反応率である。

2 サイクロトロン室内の中性子分布測定

サイクロトロン室内の中性子分布を計測

するため、サイクロトロン運転時シリンジに封入した食塩試料を室内床面に 50cm 間隔で網目状に全 78 箇所配置した。サイクロトロン運転後、NaI スペクトロメータで ^{24}Na の全エネルギー吸収ピークを計測し中性子束密度分布を評価した。また運転時・非運転時同位置に蛍光ガラス線量計 (GD-352 : 千代田テクノ) を食塩試料と同位置に配置し、コンクリートおよび装置の放射化にともなう光子分布も測定した。各分布の最大線量点に電子線量計 (Dose³ および Dose³-N : 千代田テクノ) を配置し、最大点の 1 cm 線量当量を測定した。

B2.2.2 冷却水中のトリチウム等の放射化核種の評価

計算と測定により冷却水中放射化核種の生成量を評価した。サイクロトロンの冷却水は、ターゲット用とマグネット用の 2 系統がある。いずれも 60 リットル程度の水を循環させている。この冷却水は、絶縁も兼ねており不純物の混入が厳格に制御されている。このうち、より放射化しやすいと考えられるターゲット用の冷却水を測定した。

B2.2.3 空気中に生成される放射化核種による放射線の線量の評価

加速器の運転に伴い発生する中性子により、空気が放射化される。空気の放射化は内部被ばくや外部被ばくを引き起こす。このため、そのリスクは法令に基づき制御することが求められる。そこで、医療用加速器の使用に伴う中性子による空気中の放射

化アルゴンの生成とその被ばくの放射線管理ルールの整備の必要性を明らかにするために、空気中に生成される放射化核種による放射線の線量の評価を試みた。

B.2.2.4 サイクロトロン室のコンクリート壁中の放射化核種

運転が終了したサイクロトロンが保管されている群馬大学医学部附属病院の旧加速器使用室のコンクリート試料を採取し、生成核種を Ge 半導体検出器で同定した。サイクロトロンは、日本製鋼所製 BC1710 であり、使用期間は、昭和 59 年 4 月から平成 19 年 3 月で、総運転時間は約 6776.55 時間である。加速粒子は主として Proton (17MeV) であり一部研究用に Deuteron (10MeV) を用いている。加速器は、2m 厚の遮蔽壁の 5.35m×5.1m の部屋に設置され、ターゲット付近は 10~20cm 厚のポリエチレンで覆われていた。図に示すように、この部屋の 4 面の壁 A~D から、ビームラインと同じ高さ (1.15m) と±0.5m 位置 (一部) で深さ 40cm~50cm、直径 5cm 及び 10cm のコンクリート試料を採取した。さらに床面でも同様に採取し、採取点は総計 31 点であった。採取した試料は、25mm 厚に裁断し粉碎して、2008 年 3 月~5 月に、高純度 Ge 検出器にて 3,000sec~50,000sec の測定時間で γ 線を測定し核種同定、放射能値を算出した。

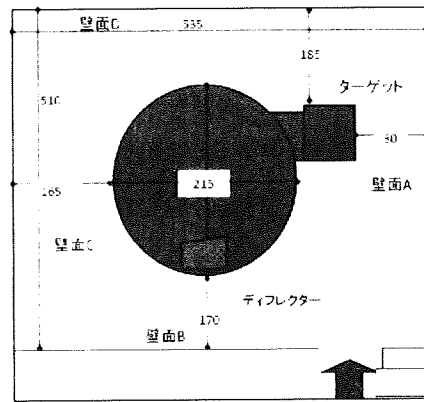


図. サイクロトロン室の概要

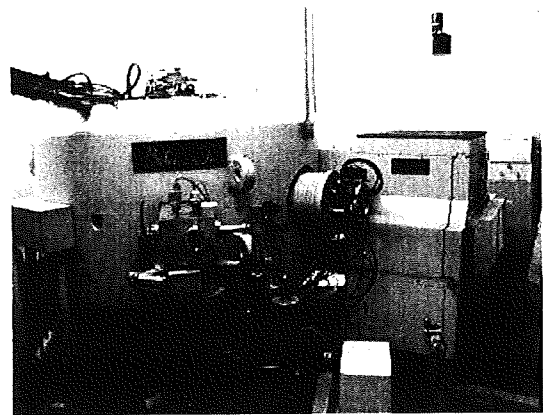


図. 群馬大学医学部の運転が終了したサイクロトロン

右側のターゲットボックスはポリエチレン製の中性子遮蔽体で覆われている。左側にはデフレクターが設置されていたが、作業時の被曝を軽減するために一時取り外した。

B. 3 医療機関対象の調査

放射化物の安全管理基準を策定するために、放射線発生装置の医療利用の実態を把握すべく全国の医療機関を対象とした調査を実施した。調査対象は、加速器を有する医療機関で、治療 702 施設、サイクロトロン設置 128 施設である。調査期間は、平成

19年10月29日～平成19年11月14日と
したが、平成19年中の回答まで集計対象と
した。

調査方法は、日本放射線技術学会のサイ
トに調査票をアップロードし、それを各医
療機関にダウンロードしてもらい、記入し
たアンケート用紙をメールで送信すること
とし、日本放射線技術学会と共同で実施し
た。

C. 研究結果

C.1 治療用加速器

C1.1 放射線治療用加速器のターゲッ ト集合体の放射化核種の同定

表 1. 10MV の電子加速器で
同定された核種

核種	半減期
^{51}Cr	27.70d
^{54}Mn	312.1d
^{57}Co	271.8d
^{60}Co	5.271y

表面での $H_{1\text{cm}}$ [$\mu\text{Sv/h}$] : 0.005

表 2. 20MV のマイクロトロンで同定された
核種

A	B	C
^{54}Mn , ^{59}Fe , ^{57}Co , ^{58}Co , ^{60}Co , ^{65}Zn	^{54}Mn , ^{57}Co , ^{58}Co , ^{60}Co , ^{65}Zn , $^{108\text{m}}\text{Ag}$, $^{110\text{m}}\text{Ag}$	^{54}Mn , ^{57}Co , ^{58}Co , ^{60}Co , ^{65}Zn , $^{108\text{m}}\text{Ag}$, $^{110\text{m}}\text{Ag}$

表面での $H_{1\text{cm}}$ [$\mu\text{Sv/h}$] : A: 0.01, B: 0.5, C:
0.05

C1.2 熱中性子束密度の推計

C1.2.1 10MV の電子直線加速器治療室内

表 3 横浜労災病院での計測結果

	金箔			CR-39		光子線量 [mSv week ⁻¹]	
	熱中性子束 [cm ⁻² day ⁻¹]	熱中性子線量 [mSv week ⁻¹]	Cd 比	熱中性子 [mSv week ⁻¹]	速中性子 [mSv week ⁻¹]	H (10)	H (0.07)
物置上	6.1E+6 (5.4-6.9E+6)	0.9 (0.8-1.0)	5.0±2.3	0.2	2.1	78	78
壁面	8.8E+6 (7.7-9.9E+6)	1.1 (1.0-1.2)	2.3±0.4	0.7	6.4	188	188
ヘッド奥	1.9E+6 (1.2-2.5E+6)	0.3 (0.2-0.4)	1.9±0.7	0.3	1.4	14	14
迷路内				<0.1	<0.2	0.6	0.6
扉				<0.1	<0.2	<0.1	<0.1

注：金箔での熱中性子束と熱中性子線量の測定結果の範囲は 60% タイルを示す。

Cd 比の不確かさは、金箔の放射能測定時の計数誤差に基づく標準不確かさ (k=2) である。

表 4 独立行政法人国立病院機構埼玉病院での計測結果

	金箔			CR-39 [mSv week ⁻¹]		光子線量 [mSv week ⁻¹]	
	熱中性子束 [cm ⁻² day ⁻¹]	熱中性子線 量 [mSv week ⁻¹]	Cd 比	熱中性子	速中性子	H (10)	H (0.07)
左壁アイソセンタ から 200cm 手前	1.8± 0.6E+6	0.23±0.09	1.5 ±0.4	0.4	1.1	12.29	12.29
迷路側アイソセン タから 50cm 出口 側	1.8E+6 (0.9-2.7E+ 6)	0.3 0.1-0.9	1.8 ±0.7				
迷路側アイソセン	4.8E+06	0.7	3.0				

タ	(3.2-6.3E+6)	(0.5-0.9)	±0.9				
迷路側アイソセン タから 50cm 奥側	1.8E+6 (0.8-2.9E+6)	0.3 (0.1-0.4)	1.5 ±0.6				
左側壁アイソセン タ	4.9E+6 (3.9-6.0)	0.7 (0.6-0.9)	2.1 ±0.6				
左側壁アイソセン タから 50cm 奥側	5.1E+6 (4.5-6.0E+6)	0.7 (0.7-0.9)	2.2 ±0.8				
奥側壁アイソセン タから 100cm 左 側側	4.3E+6 (3.0-5.6E+6)	0.6 (0.4-0.8)	3.4 ±2.5				
奥側壁アイソセン タから 100cm 左 側側	5.1E+6 (3.3-6.8E+6)	0.7 (0.5-1.0)	2.6 ±1.2				
右側壁アイソセン タ	4.9E+6 (4.0-5.7E+6)	0.7 (0.6-0.8)	2.6 ±0.6				
右側壁アイソセン タ 50cm 上	6.7E+6 (5.9-7.6E+6)	1.0 (0.9-1.1)	3.8 ±1.3				
右側壁アイソセン タ 100cm 上	4.7E+6 (3.8-5.5E+6)	0.7 (0.5-0.8)	1.9 ±0.5				
迷路入口	0.5E+6 (0-1.0E+6)	0.1 (0-0.1)	2.0 (1.2 -5.1)				
迷路出口	1.8E+6 (1.3-2.4E+6)	0.2 (0.2-0.3)	2.1 ±0.6				

注：測定時の照射時の線量率は焦点から距離 1m で 300cGy/min で、一日の照射時間は 0.49 時間

であった。アイソセンタから迷路側の壁の距離は270cmである。測定点は記している以外は、床から50cmである。アイソセンタから迷路入り口までは580cmであり、この測定ポイントまでは一回以上散乱しないと到達しない。

金箔での熱中性子束と熱中性子線量の測定結果の範囲は80%タイルを示す。

Cd比の不確かさは、金箔の放射能測定時の計数誤差に基づく標準不確かさである。

ただし、迷路入り口ではCdカバーの金箔で生成Au-198の放射能が検出限界を超えなかったため、生成放射能を0から検出限界までの一様分布に従い、かつ、CdカバーなしよりもCdありの金箔での生成放射能が少ないと仮定し、同様にCd比と熱中性子線量推計の不確かさをモンテカルロ法で計算した。

遮へい計算実務マニュアル2007で、

I 0.5 Gy/min

L 4.5 m

T 58 min /day ×4day

とすると、照射ヘッドからの漏えい光子線量は、

5.7E+01 mGy/4days

となるので、計算は4.7倍程度安全側を見越していた。

C1.2.2 マイクロトロン治療室内

表5 国立がんセンター中央病院のマイクロトロン治療室での測定結果

	金箔			CR-39		光子線量 [mSv week ⁻¹]	
	熱中性子束 [cm ⁻² day ⁻¹]	熱中性子線量 [mSv week ⁻¹]	Cd比	熱中性子 [mSv week ⁻¹]	速中性子 [mSv week ⁻¹]	H(10)	H(0.07)
壁面 (左側)	6.5E+6 (6.1-7.0E+6)	1.0 (0.9-1.0)	2.8 ±0.2	4.4	36.8	745	724
壁面 (右側)	1.4E+6 (1.1-1.7E+6)	0.2 (0.2-0.3)	2.3 ±0.2	3.4	30.3	1,002	1,002
オペ室扉 (中央)	3.6E+6 (2.8-4.6E+6)	0.5 (0.4-0.7)	2.0 ±0.3	1.4	5.9	15.2	14.8
加速器	1.1E+6	0.2	1.9	>50	>50	1055	1055

本体室	(0.9-1.2E+6)	(0.1-0.2)	±0.1				
ガントリ ヘッド 90° 方向 (足側)				>50	>50	1,050	1,050
ガントリ ヘッド 0° 方向 (右側)				>50	>50	1,043	1,043
壁面 (左側) の直上 (ガント リヘッド 部計測と 同一高 さ)				4.0	36.2	340	340

注：金箔での熱中性子束と熱中性子線量の測定結果の範囲は80%タイルを示す。Cd比の不確かさは、金箔の放射能測定時の計数誤差に基づく標準不確かさである。

C1.2.3 15MV 電子直線加速器治療室内

表6 国立がんセンター中央病院の15MV治療室での測定結果

	金箔			CR-39		光子線量 [mSv week ⁻¹]	
	熱中性子束 [cm ⁻² day ⁻¹]	熱中性子線量 [mSv week ⁻¹]	Cd比	熱中性子 [mSv week ⁻¹]	速中性子 [mSv week ⁻¹]	H(10)	H(0.07)
壁A	1.6E+7 (1.5-1.7E+7)	2.3 (2.1-2.5)	2.4 ±0.2	4.4	36.8	745	724
壁B	3.0E+7 (2.7-3.3E+7)	4.4 (4.0-4.7)	2.4 ±0.2				

床	7.1E+7 (5.7-8.5E+8)	10 (8.3-12)	1.5 ±0.06				
ガン トリ A	3.0E+7 (2.9-3.1E+7)	4.3 (4.1-4.5)	1.8 ±0.04	>50	>50	1,050	1,050
ガン トリ B	2.5E+7 (2.3-2.6E+7)	3.6 (3.3-3.8)	1.5 ±0.03	>50	>50	1,043	1,043

計算結果は1日の実働稼働時間をもとに算出した。測定したリニアックは6・15MVのデュアルエネルギーの為、15MVのみの照射時間をMU値より算出した。測定日の両日とも電子線は使用していない。

金箔での熱中性子束と熱中性子線量の測定結果の範囲は母数推計の80%タイルを示す。

Cd比の不確かさは、金箔の放射能測定時の計数誤差に基づく標準不確かさである。

ガントリA、ガントリBは速中性子線量が50mSv以上のオーバーレンジとなっており熱中性子線量の読み取りができなかった。

得られた結果から、

- ・もっとも熱中性子の量が多いのは床。

ガントリーよりも多い。

- ・熱中性子束は10MVに比べると10倍程度多い。

- ・中性子をもっとも熱化しているのは壁。床とガントリーでは比較的熱化していない中性子が多い。

- ・この程度であれば、濃度ベースでも床はクリアランスレベルを超えないと考えられる(10年間運転しても1E+12 [cm⁻²]

を超えない)。

と推測できた。

カドミニウム比は、カドミニウムカバーの有無別の金箔の放射化量の比である。カドミニウムカバーは熱中性子を効率よく捕捉するために、熱中性子とそれ以外をわけて計測できる。カドミニウム比が高いほど、カドミニウムカバーでの中性子捕捉割合が大きく、熱化している成分が大きいことを示す。

(空气中に生成される Ar-41 の放射能とその空間線量の推定) 程度であった。

部屋のサイズを 300m^3 とすると、室内のアルゴンの数は 7.5×10^{25} となる。また、運転中の熱中性子束密度を $5.4 \times 10^2 [\text{cm}^2 \text{s}^{-1}]$ とし、加速器の運転時間を 1 時間とすると、運転終了直後の Ar-41 の生成量は、 8.5 kBq となる。このため、その濃度は、 $28 \mu\text{Bq}/\text{cm}^3$ であり、その空間線量は、EGS5 で計算したところ $6\text{pGy}/\text{h}$ であると推定された。

C. 2 PET 製剤核種製造用サイクロトロン

C2.1 熱中性子束測定

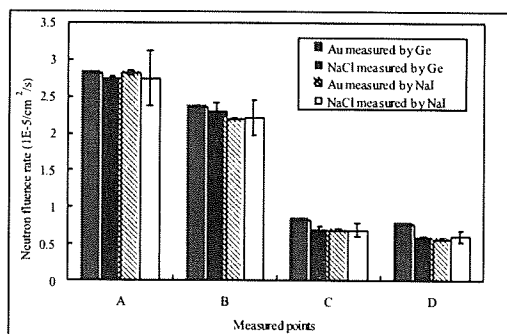


図. 金箔と食塩を用いた放射化法による中性子束測定結果

A は金箔を Ge 半導体検出器で測定、B は食塩を Ge 半導体検出器で測定、C は金を NaI 検出器で測定、D は食塩を NaI 検出器で測定している。エラーバーは計数値の統計誤差を表記している。

(1) 食塩を試料とした放射化法の検討

金箔と食塩の試料を Ge 半導体検出器および NaI スペクトロメータで測定した結果を図に示す。断面積の違いから食塩試料の計数値が少なく、偶然変動が大きい。ただし、測定法の違いによる差は最大でも 20%

C2.2 サイクロトロン室内の中性子分布測定

サイクロトロン運転中の(a)光子、(b)中性子および非運転時の(c)光子の床面での線量分布を図に示す。

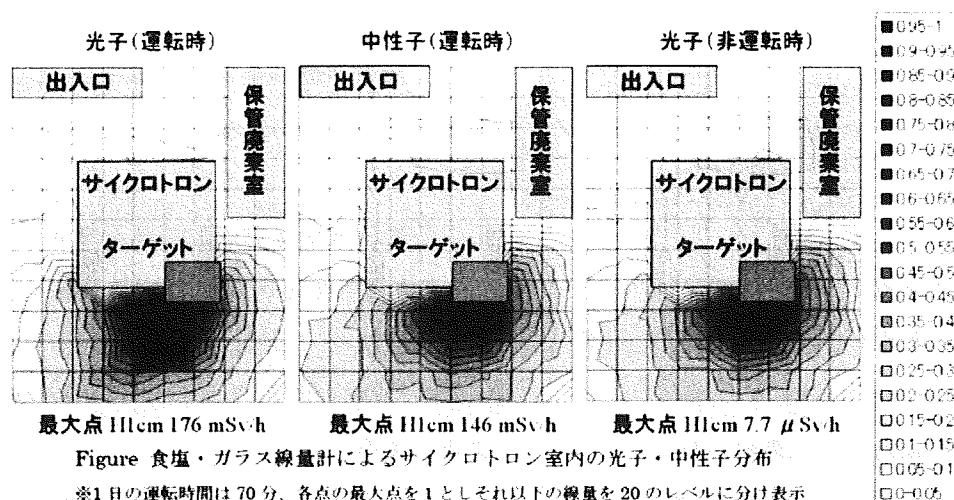


図. サイクロトロン室の床での光子と中性子の分布

サイクロトロン運転中の(a)光子、(b)中性子および非運転時の(c)光子の線量分布が示されている。線量分布は、それぞれの測定の最大値を1とした相対表記である。サイクロトロンが設置されている床では計測されていないために、相対的な線量が0となっている。

半導体式電子ポケット線量計 (Dose3 および Dose3-N) による最大点の1cm線量当量指示値は、それぞれ(a)176mSv/h、(b)146mSv/h、(c)7.7μSv/hであった。サイクロトロン室内の中性子分布は、ターゲット近くで高く、また非運転時のガラス線量計によるガンマ線分布と同様の傾向を示した。

C2.3 サイクロトロン室内の放射化物測定

保管されているサイクロトロンの外側のネジ(Bq/g)

ねじ A	ねじ B-1	ねじ B-2 (ワッシャー)
Zn-65: 5.3±0.02	Mn-56: 0.4±0.06	Cr-51: 3.4±0.05
	Fe-59: 0.2±0.003	Mn-56: 3.4±0.4
	Co-60: 0.1±0.002	Fe-59: 0.06±0.02
		Co-58: 0.07±0.008
		Co-60: 8.3±0.004

不確かさは、計数値の統計変動を示す。

C2.4 冷却水中のトリチウム等の放射化核種の評価

ベビーサイクロトロン¹⁾の運転に伴い放射化しうる水として、

1. 冷却水
 2. ターゲット水
- が考えられる。

1. 冷却水の放射化

非密封 RI を使用する施設では、管理区域内で発生する排液は、除湿水も含めて、全て、放射性排水設備に一旦集められている。サイクロトロンを有する PET 診療施設は、非密封 RI を使用する施設であり、ガンマ線を検出する RI 排水モニタが設置されており、排水中のガンマ線放出 RI 濃度は基準値以下であることを確認したうえで放流されている。

一方、RI 排水モニタの多くは、トリチウムなどの RI は検出できない。そこで、サイクロトロン施設でのトリチウム生成量を評価する。

冷却水としては、(1) ターゲット冷却水、(2) マグネット、RF システム及びイオン源冷却水が用いられている。

このうち、より放射化しうるのは、ターゲット冷却水である。

ターゲット冷却水は、通常は、定期的には交換されず、蒸発に伴う減量を補って循環されている。

ターゲット冷却水は、絶縁体としても用いられており、イオン交換水などが使用されている。

不純物の混入は電気伝導度で確認されており、その存在は無視しうると考えられる。従って、H と O 以外の元素は考慮しなくてよい。

また、放射化に関与するのは中性子だけであるとすると N-13 などの生成も考慮不要とできる。

この前提で放射化物の生成量を推定する。D の同位体存在比を 0.015% とすると 1g の水の中の D の数は 1.0×10^{19} となる。

生成される中性子は、 $0-18(p, n)F-18$ のみによるとする。

F-18 の生成量を $1 \times 10^{11} \text{Bq/日}$ とすると、その生成される F-18 の個数は、F-18 の半減期が 109.8 分 = 6588 秒であることから、崩壊定数は 1.1×10^{-4} なので、 9.5×10^{14} 個/日となる。

従って、生成される中性子数は 1×10^{15} 個/日程度になると考えられる。

冷却水は中性子生成箇所よりも離れており、入射する中性子の割合は、その一部に過ぎない。

ここで、運転時の熱中性子束密度を $2.4 \times 10^{10} \text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$ 程度とし、運転期間 4 年 4 か月で、週に 4 回、1 回につき 1 時間運転したとすると、D の熱中性子捕獲断面積は 0.55mb であるので、生成トリチウムは 6mBq/g 程度になり、排水の濃度限度 (60Bq/g) を十分に下回ることが確認できる。

このため、加速器の運転管理が適切に行われている限り、冷却水を放射性廃液として扱う必要はないと考えられる。