

162,000と10年間で2倍以上に増大している。これに伴い、1治療施設当たりの平均新患者も1995年の142人から2005年の220人と、10年間でおよそ1.5倍に増加している。

図2は、治療施設数の年次変化であり、グラフ右の縦軸は構造調査アンケートへの回答率の変化を示している。全放射線治療施設数は調査年度によって変動が大きいように見えるが、増減がアンケート回答率と連動していることから、2000年代では700~730施設程度で放射線治療が実施されていると推定することができる。JASTROの2005年調査の推定施設数は735である。

図3は、地方別の治療施設数の推定値である。北海道31、東北60、関東191、甲信越52、東海88、近畿115、中国54、四国31および九州90の施設が点在している。県別で見ると人口1,000人当たりの施設数が最小4、最大70、1施設当たりの人口は全国平均179に対して、最小は101人、最大は353人と地域差があることが報告されている。

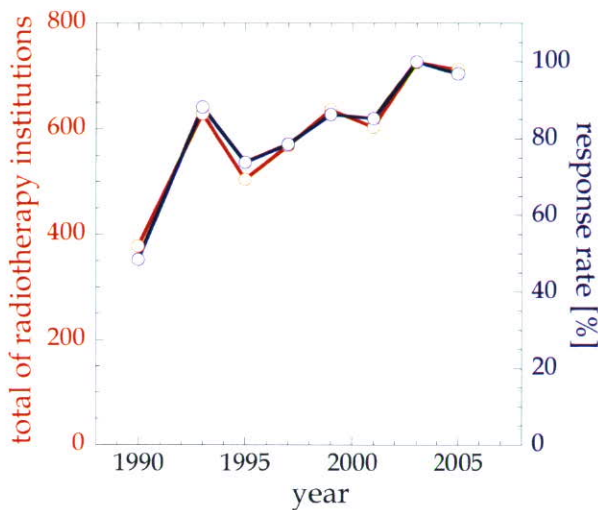


図2 国内の全放射線治療施設数とJASTRO構造調査アンケートへの回収率の年次変化
Fig. 2 Change of total radiotherapy institutions

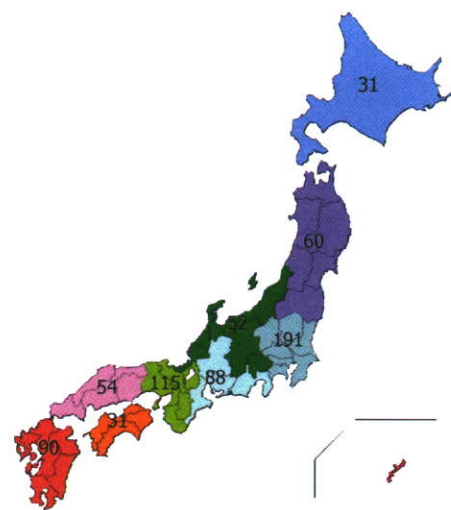


図3 地方別の治療施設数の推定値
Fig. 3 Regional distribution of radiotherapy institutions in Japan

表1は、放射線治療のために導入されている装置の種類と台数である。全世界で使用されているリニアックのおよそ1割の台数に相当する765台が日本国内に設置されている。このうち、X線エネ

表1 外部放射線治療装置の種類と台数
Table 1 Equipments for external radiotherapy

| equipment | number |
|-------------------------|--------|
| Linac | 765 |
| with dual energy | (498) |
| with 3D-CRT function | (462) |
| with IMRT function | (170) |
| Microtron | 24 |
| Telecobalt (actual use) | 11 |
| GammaKnife | 48 |
| CyberKnife | 12 |
| Tomotherapy | 1 |
| Synchrotron | 6 |

ルギーを2種類以上発生できる装置が498台、3D-CRT治療が可能な装置が462台、IMRT機能を持つものが170台である。リニアックのほかに、Microtron 24、GammaKnife 48、CyberKnife 12、Tomotherapy 1およびSynchrotron 6が2005年において設置されている台数である。一方、実際に治療に利用されている⁶⁰Co遠隔照射装置の台数は11という調査結果となっている。

以上から、日本における放射線治療患者数は高齢者人口の増加、地域差の縮小、放射線治療を選択する患者の増大によって、増加傾向がしばらく継続すると考えられる。この増加傾向の患者を治療する外部照射装置は、安定した出力が得られる⁶⁰Co遠隔照射装置が衰退し、ほとんどが加速器へと移行している現状が明らかになった。このことは、加速器による治療で投与線量を監視するモニタ線量計の校正に関わる国家標準、線量計校正サービス、そして多様な線質に対応する線量計測の標準プロトコルが品質保証にとって重要な要因となっていることを示している。

3. 線量標準と線量校正

物理量の計測では、より高位の標準によって校正され、国際標準あるいは国家標準につながる経路、すなわち計測のトレーサビリティが確立されている必要がある。

図4は、ユーザ施設のリファレンス線量計が二次標準（Secondary Standard Dosimetry Laboratory；SSDL）によって校正され、さらにSSDLの線量計が国家の標準である一次標準（Primary Standard Dosimetry Laboratory；PSDL）によって校正される線量校正の体系を示している⁹⁾。日本の放射線治療におけるPSDLは産業技術総合研究所（産総研、Advanced Industrial Science and Technology；AIST）であり、グラフィット壁空洞電離箱によって⁶⁰Co γ 線照射場の照射線量が校正されている。SSDLに相当する医用原子力技術研究振興財団（財団、Association for Nuclear Technology in Medicine；ANTM）の空洞電離箱式の二次標準線量計は、産総研の γ 線照射場で置換法によって照射線量の校正定数、コバルト校正定数 N_c が与えられている。同様にユーザのリファレンス電離箱線量計は、財団の線量計校正センターがある放射線医学総合研究所（放医研）の⁶⁰Co γ 線照射場において置換法によって校正され、コバルト校正定数 N_c が与えられている。

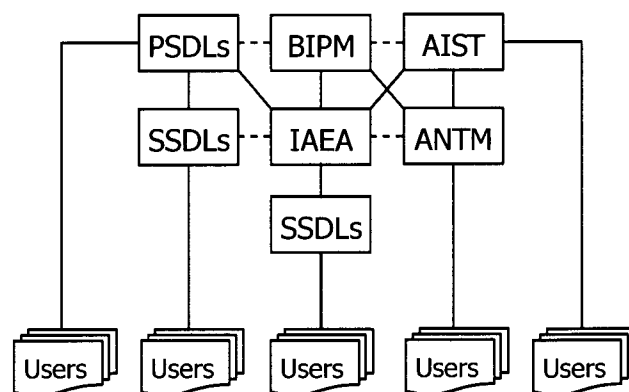


図4 ユーザのリファレンス線量計から一次標準線量へのトレーサビリティの経路

Fig. 4 Traceability of user's reference dosimeters to Primary Standard

現在、財団は照射線量のJCSS校正事業者登録を申請している。JCSSとはJapan Calibration Service Systemの略称であり、登録事業者は校正方法、不確かさの見積もり、設備が適切であるかなどが審査され、登録が許可された事業者のことである。これによってISO/IEC17025に適合した品質システムで校正できる能力を持った事業者として、日本で始めて放射線治療レベルの照射線量についてJCSS標章の入った校正証書を発行が可能となると同時に、IAEAが定義する本来のSSDLの条件を満たすことになる。

4. 線量計校正の現状

財団の線量計校正センターが行っている治療用電離箱線量計の校正サービスの現状について統計的データを示す^{6,7)}。

表2に財団の線量計校正センターが行った電位計、電離箱数を示した。同表内の数値は、同一年度内に重複して校正した数を除外した値である。校正を依頼した施設数は、治療用線量計の校正サービスが財団に移行した2004年度483施設、2005年度507施設、2006年度595施設であった。2006年度の単年度で見ると、全治療施設数のおよそ8割が校正サービスを受けたことになる。また、2006年度には、電位計695、円筒形電離箱1,013本、平行平板形電離箱597本が校正され、円筒形と平行平板形電離箱の本数の比率は63%対37%であった。さらに、1台の電位計当たりおよそ2.3本の電離箱を所有している状況が読み取れる。

表2 線量計校正センターによる校正線量計校正の年次変化
Table 2 Calibrated electrometers and ionization chambers at ANTM as SSLD

| | 2004 | 2005 | 2006 |
|-------------------------|------|------|-------|
| Institutions | 483 | 507 | 595 |
| electrometers | 535 | 571 | 695 |
| cylindrical chambers | 743 | 798 | 1,013 |
| plane-parallel chambers | 411 | 474 | 597 |

校正された電離箱の73.4%は過去に校正履歴があり、そのコバルト校正定数の変化を追跡することができる。また、20.2%は新規に購入された電離箱であり、校正履歴が不明な電離箱はわずかに6.4%であった。

校正歴のある電離箱について直前の校正から次の校正までの期間の度数分布を図5に示した。同図は、69%の電離箱が1.5年以内、85%が2年以内の間隔で校正されていることを示している。現在の外部放射線治療の吸収線量計測の標準プロトコルである標準測定法01では、リファレンス線量計の定義として、少なくとも1年に1度は校正を受けることが望ましいとしている。全電離箱のおよそ1σがプロトコルに従った校正を行っていることになる。

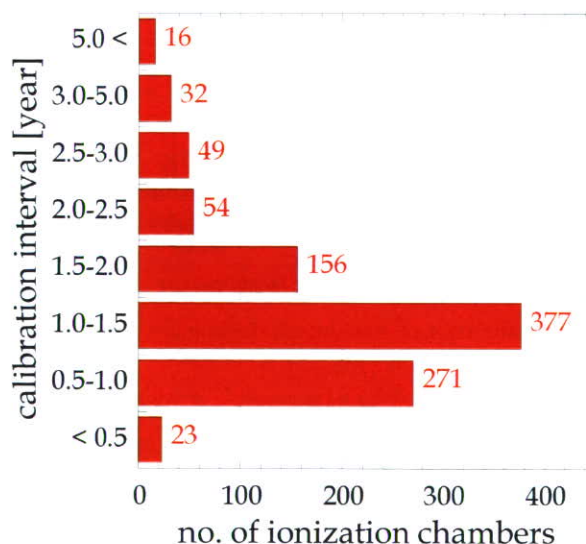


図5 直前の校正からの期間の度数分布 (2005年度)
Fig. 5 Interval from the previous calibration (2005)

図6は前回の校正で与えられたコバルト校正定数からの変化の度数分布である。全電離箱の95%の電離箱が $\pm 1\%$ 以内の変化であることが示されている。このデータから、およそ 2σ に相当する電離箱が N_c 校正の不確かさ⁹⁾の範囲内にあると考えられる。

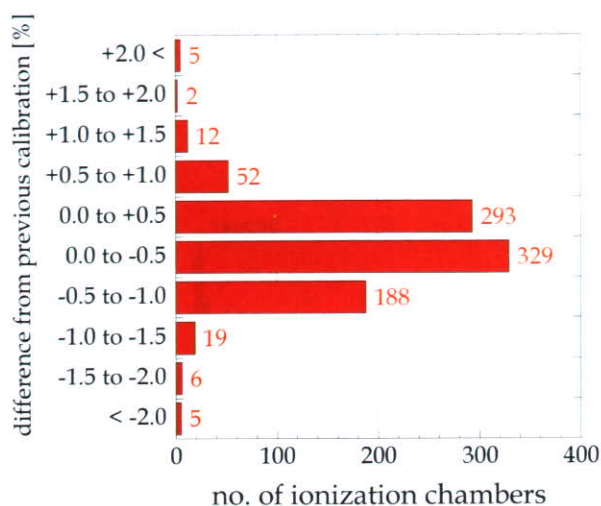


図6 直前の校正からのコバルト校正定数の変化量の度数分布 (2005年度)
Fig. 6 Difference from previous N_c calibration (2005)

5. 外部放射線治療のための吸収線量計測の標準プロトコル

外部放射線治療のための吸収線量計測のための標準プロトコルであるAAPM Report 67⁹⁾ および IAEA TRS-398¹⁰⁾ では、水吸収線量 D_w を放射線治療装置の出力の評価に採用している。また、吸収線量計測には ^{60}Co γ 線 で値付けられた水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ をもつ電離箱線量計を使用し、電位計の指示値 M から、次の簡潔な式で D_w を算出する。

$$D_w = MN_{D,w}k_Q \quad (1)$$

ここで k_Q は、校正で使用する ^{60}Co γ 線に任意線質での電離箱線量計の感度を補正する係数であり、TRS-398では100 kV以下のX線から、MV X線、電子線、陽子線、さらにAr粒子までに対応する線質決定法と線質変換係数算出法を提供している。粒子線の水吸収線量計測の詳細については、Vatnitsky氏のページを参照いただきたい。

水を媒質とすること、および電離箱線量計の校正を水吸収線量で行うことは、吸収線量評価が放射線治療分野において重要であり、水が人体のおよそ70%を占め、軟部組織と等価だからである。さらに、照射線量によって校正された電離箱を使用する場合に対して、電離箱壁およびビルドアップキャップの吸収、散乱の補正、電離箱およびビルドアップキャップの ^{60}Co γ 線に対する空気との制限質量阻止能および質量エネルギー吸収係数の相違、空気のW値など、不確かさの要因を減少させることができる。

図7は、同一の電離箱線量計に与えられたカーマ校正定数 $N_k(N_c)$ に対する $N_{D,w}$ の比を、電離箱ごと、形式ごとに示している¹⁰⁾。直接的に水吸収線量に対する感度を評価できる $N_{D,w}$ に対して、同一の形式であっても個々の製品ごとに、壁、ビルドアップキャップの材質および厚さなどのばらつきがカーマ（照射線量）評価の不確かさを拡大させていることが明らかである。

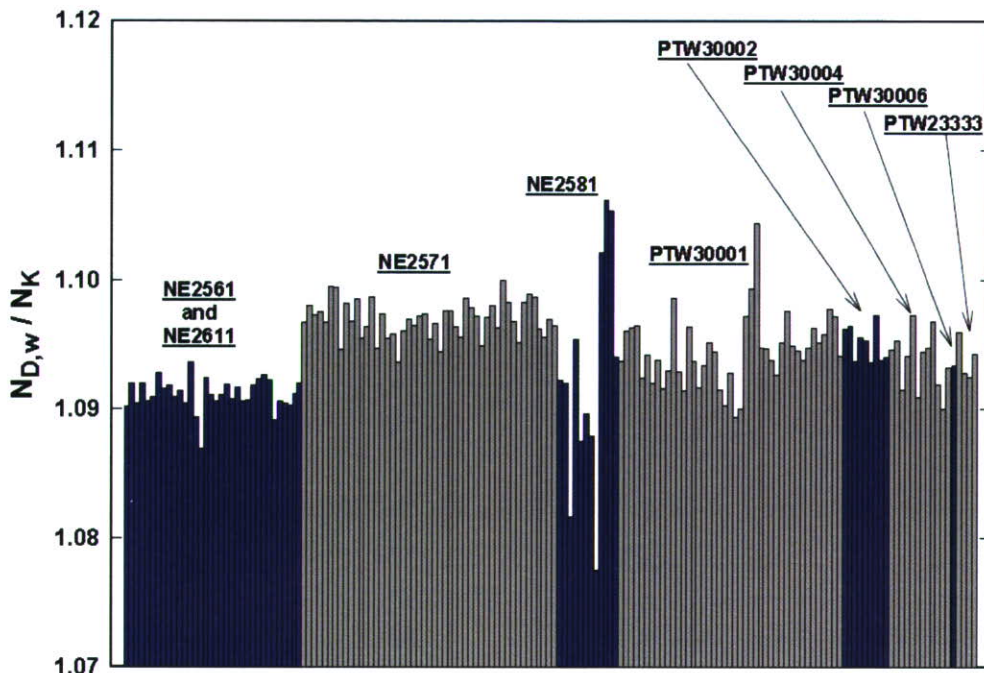


図7 電離箱線量計個別のカーマ校正定数に対する水吸収線量校正定数の比¹⁰⁾
 Fig. 7 Chamber to chamber variations of the ratio of ^{60}Co calibration factors $N_{D,w}/N_k$ ¹⁰⁾

日本医学物理学会でも、この不確かさの要因を減少させた $N_{D,w}$ を使用し、式(1)で水吸収線量を評価する外部放射線治療における吸収線量の標準測定法（標準測定法01）¹¹⁾を2002年に発刊し、5年が経過した。しかし、水吸収線量の国家標準が未整備であるため、 $N_{D,w}/N_c$ を理論的に求めた校正定数比 $k_{D,x}$ を与えて、次式で D_w を算出しているのが現状である。

$$D_w = M N_c k_{D,x} k_Q \quad (2)$$

したがって、同一形式の電離箱であっても製品ごとのばらつきが水吸収線量評価の不確かさを大きくしている状況は未だに改善されていない。

6. 水吸収線量標準の今後

2007年現在、放射線治療における線量標準は照射線量であるが、2009年度を目標に水吸収線量の国家標準を確立する計画が進んでいる。これによって、2010年台早々にはグローバルスタンダードである $N_{D,w}$ による水吸収線量評価が可能になる予定である。（1次標準については、黒澤氏の「産総研における線量標準の現状と今後」のページに詳しい。）

図8は2006年度に校正された円筒形電離箱の防水への対応の比率である⁷⁾。 $N_{D,w}$ ベースの水吸収線量計測プロトコルが周知され、耐水性電離箱の比率が44%まで増大している。防水鞘などの使用によって必ずしも耐水性の電離箱である必要は無いが、耐水性の製品が主流になり、今後も比率は増大すると予想される。

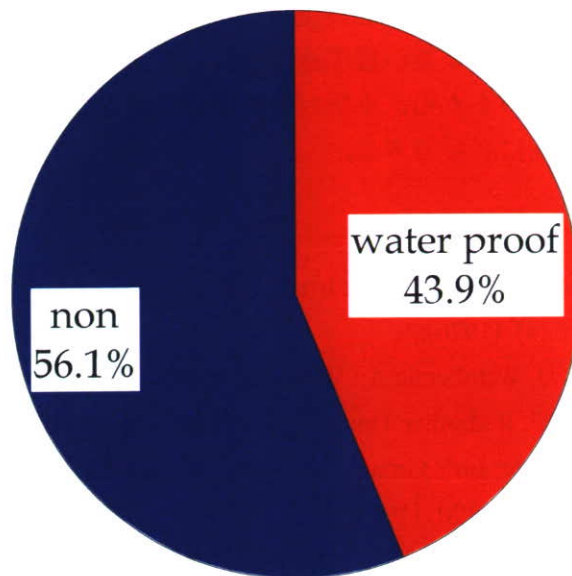


図8 耐水性、非耐水性円筒形電離箱の比率（2006年度）

Fig. 8 Ratio of water proof to non-water proof cylindrical ionization chambers (2006)

表3にIAEA TRS-398での水吸収線量評価と、標準測定法01による N_c および $k_{D,x}$ を使用した現在の水吸収線量評価の不確かさの要因と合成標準不確かさを比較して示した。IAEA TRS-398では、 $N_{D,w}$ 、 k_Q 、 M それぞれの不確かさを0.6、1.0、0.9%と見積もり、合成標準不確かさを1.5%と評価している¹⁰⁾。これに対して標準測定法01では、 N_c および $k_{D,x}$ の不確かさがそれぞれ0.74、1.3%であるため、 $N_{D,w}$ に相当する不確かさが1.5%、合成標準不確かさが2.0%と評価されている⁸⁾。数年後の $N_{D,w}$ 校正サービスの開始によって、ファントム中での吸収線量評価の不確かさの改善が期待されるどころである。

表3 光子に対するFarmer形電離箱での水吸収線量評価の不確かさの比較

Table 3 Uncertainties of absorbed dose to water for photon using Farmer type

| components of uncertainty | | IAEA TRS-398 | JSMP01 (situation in 2007) |
|-----------------------------------|---|--------------|----------------------------|
| $N_{D,w}$ | calibration factor in terms of absorbed does to water | 0.6 | (1.5) |
| N_c | calibration factor in terms of exposure | - | 0.74 |
| $k_{D,x}$ | conversion factor in terms of N_c to $N_{D,w}$ | - | 1.3 |
| k_Q | beam quality correction factor | 1.0 | 1.0 |
| M | measurement at calibration point | 0.9 | 0.9 |
| combined standard uncertainty [%] | | 1.5 | 2.0 |

6. おわりに

国内の放射線治療施設のほとんどが加速器使用して治療を実施している現在、線量標準、線量計校正サービス、そして多様な線質に対応する線量計測プロトコルは品質保証にとって重要である。線量計校正サービスの現状から、全電離箱のおよそ 1σ に相当する電離箱が標準測定法01に従って年に1度、さらに 2σ 近くが2年に1度の校正を実施している状況が示され、ユーザの線量計校正に対する認識の高さが明らかとなった。また、標準測定法01の現状の問題点と、グローバルスタンダードである水吸収線量評価のメリットから、水吸収線量標準の確立と、評価の不確かさを改善するための N_d, w 供給体制の確立が早期に必要なためである。

参考文献

- 1) Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures (ICRU Report 24), (1976).
- 2) Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A.: What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?, *Radiother. Oncol.* 8, 37-52 (1987).
- 3) Radiation Therapy Committee Task Group #24: Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy (AAPM Report 13), AAPM, (1984).
- 4) 日本放射線腫瘍学・データベース委員会: JASTRO 2005年定期構造調査解析結果(第1報), <http://www.jastro.jp/report/topic/070419.pdf>, (2007).
- 5) Andreo P, Burns DT, et al.: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (IAEA TRS-398), IAEA, (2000).
- 6) 佐方周防, 秋山芳久, 他: 医用原子力技術研究振興財団による線量計校正実績(平成17年4月~平成18年3月), *医用標準線量* 11(2), 7-15, (2006).
- 7) 佐方周防: 私信, (2007).
- 8) 福村明史, 遠藤真宏, 他: 新しい治療用線量計校正トレーサビリティと校正定数の不確かさ, *医用標準線量* 9(1), 1-9, (2004).
- 9) Almond PR, Biggs PJ, et al.: AAPM7S TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Medical Physics* 26(9), 1847-1870, (1999).
- 10) Andreo P, Burns DT, et al.: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, IAEA TRS-389, (2000).
- 11) 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法, 通商産業研究社, (2002).

第三者評価による品質保証・品質管理(QA・QC)について

－ 米国RPC研修報告 －

Quality Assurance and Quality Control by Third-party Evaluation

－ RPC training report －

国立がんセンター がん対策情報センター 峯村 俊行

Corresponding: tminemur@ncc.go.jp

1. はじめに

近年、がん患者の増加に伴い、より高度な治療が必要とされている。特に放射線治療に関しては、人口の高齢化による高齢がん患者の増加が顕著で、こういった患者の多くに非切除治療の中核として放射線治療がなされている。

放射線治療計画でも照射野という2次元的な考え方から標的体積という3次元放射線治療(3D-CRT)に移行することで、より複雑な治療計画が行われるようになった。また、強度変調放射線治療(IMRT)、定位放射線照射(SRI: SRS, SRT, SBRT)、イメージガイド下放射線治療(IGRT)、永久挿入密封小線源治療などの新しいタイプの放射線治療の開発と導入が、結果的に放射線治療の現場での仕事量を増加させ、通常の作業も複雑にしている。このように放射線治療には、治療計画、放射線治療装置等々で新しい知識と高度な技術が求められている。この高精度な治療を保証する体系的な活動としては、放射線治療の品質保証(Quality Assurance: QA)、品質管理(Quality Control: QC)が不可欠である。最近、わが国でも、このQA・QCに対して活発な動きを見せているが、欧米と比較するとやはり十分な活動を行っているとは言えない。

欧米では、QAを円滑に運用するために、各施設内にQA委員会を設置してそれぞれのプログラムを実行するのが一般的である。また、諸外国では、第三者評価機関が物理技術のQA面において、出力線量に関してのさまざまな調査を郵送、訪問で行っている。

郵送調査に関して代表的な組織としては、IAEA/WHO (International Atomic Energy Agency / World Health Organization)、EQUAL (ESTRO-QUALity assurance network)、RPC (M. D. Anderson Cancer Center Radiological Physics Center) の3組織が活動を行っている。

この3組織の中でもRPCは郵送調査だけでなく、訪問調査に関しても高度な技術と豊富な経験を持ち合わせている施設である。この度3ヶ月間、RPCで研修を受ける機会が得られたので、その内容について報告する。

2. Radiological Physics Center (RPC) とは？

RPCは、AAPM (American Association of Physicists in Medicine) とCRTS (Committee on Radiation Therapy Studies) の後押しを受けて、1969年にNCI (National Cancer Institute) の財政的援助で設立され、物理学的技術支援を約40年間行っている施設である。また、RPCはRTOG (Radiation Therapy Oncology)、ITC (Image-Guided Therapy Center) 等のQAグループと連携を持ちながら、全米放射線治療施設の2/3(約1500施設、約3000放射線治療装置、約7500ビーム)の臨床試験参加施設に対して放射線治療のQA・QCプログラム支援活動を行っている。スタッフ数は総勢30名ほどの物理スタッフのみでこれらの施設を支援している。

RPCの使命としては、以下の3つが挙げられる。

- (1) 臨床試験参加施設の処方線量の正確性を保証し、それをNCIやQAグループに報告する。
- (2) 臨床試験参加施設において誤った箇所がある場合、それを修正してその情報を施設にフィードバックする。
- (3) 施設の匿名性を保持し、有益と思われる情報を社会に提供する。

3. RPCの活動内容

主な活動内容は、臨床試験参加施設を中心に物理学的技術支援を行っている。具体的には、郵送調査や訪問調査を行うことで、放射線治療で使用された線量データ、放射線治療計画で使われる計算アルゴリズム、各施設の品質管理施策、小線源治療の線源強度などをモニタリングしている。RPCの医学物理士は、上記のさまざまな事柄に対して物理学的な立場から現在の高精度化した放射線医療を支援している。

3-1. 郵送調査

RPCでの主な業務の1つに、熱蛍光線量計（TLD：Thermo Luminescent dosimeter）による郵送調査がある。この調査活動は開始してから約30年間継続されている。このTLDによる郵送調査は世界的にも広く実施されており、IAEAの報告¹⁾によれば、全世界に約5700の放射線治療施設があるが、このうち過去5年間にTLD郵送調査に協力した施設はIAEA/WHOで約630施設、EQUALで約450施設、それ以外の臨床試験グループや、国単位の枠組みによる調査に対して合計約1100施設が参加し、これにRPCの調査施設数を考慮すると、全世界の約60%の施設が協力していることになる。今まで、このIAEAの調査で我が国は非協力国として扱われていたが、2007年11月より財団法人医用原子力研究振興財団において、ガラス線量計による郵送測定が行われるようになり、ようやく世界の基準に達する見込みである。

RPCでの郵送調査は、郵送したTLD-100 (LiF : Mg, Ti) パウダーを施設側の放射線照射装置で照射した後、それを返送してもらうことで、TLDの特徴である退行現象（フェーディング）、非直線性、感度のエネルギー依存性を考慮して出力線量やエネルギーを求めている。写真1、2で示すようにRPCから送られてくる測定キットの中には、TLDパウダーを挿入したアクリルファントムと設置用の台が入っているだけであり、郵送に対する軽量化が考えられている。アクリルファントムはX線用と電子線用で、セットアップ用の台が異なり、また、測定するエネルギーによってファントムの大きさも分類されている。

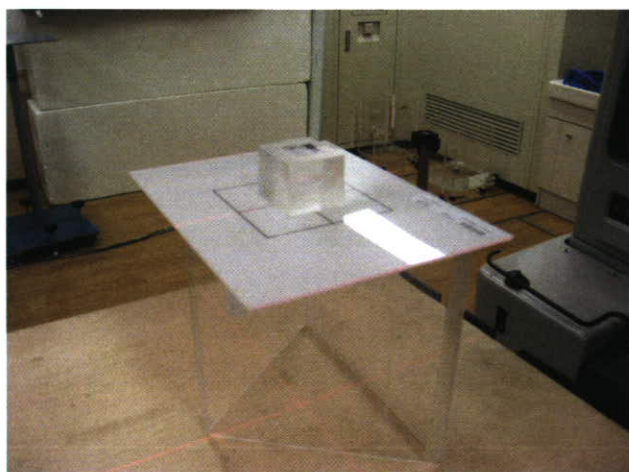


写真1：X線用の測定キット

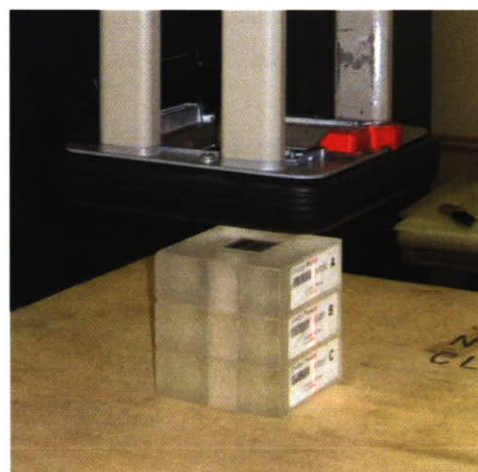


写真2：電子線用ファントム

この郵送調査は約30年間続けられていて、その活動で得られた過去の情報と現在の結果を比較することにより診療試験参加施設の出力線量状況を把握している。この他にもTLDを使用した郵送調査では、放射線治療装置の発展に伴い、フィルム（Gafchromic film）も合わせて装備可能なIMRT用ファントム（頭頸部、前立腺）、SRS用、SBRT用ファントム（肺および肝臓）等を用いて、各種照射法に合わせた郵送調査を行っている。また、Tomotherapy用の円柱状ファントムや小線源治療用のファントムなどの開発も行っている。

このTLD郵送調査の許容基準は測定のパラつき、電離箱との絶対値評価による不確定度、セットアップなどの許容誤差を見積もることでその値を5%と定めている。²⁾

1回目の調査で5%以上の相違があれば2回目の調査を行い、それでもさらに5%以上の相違があるときは、RPCと施設の間で電話による改善策が話し合われ、場合によってはRPCスタッフによる訪問調査が行われる。

3-2. 訪問調査

訪問調査の主な目的は、施設の線量計算、測定方法の誤りがる場合、改善策を提言し、QA施策等についての助言を行うことである。また、患者さんに適正な線量が照射されているかを確認し、その線量データを保証するためにモニタリングを行う。実際の調査内容は、放射線照射装置の出力線量チェック、温度計・気圧計などの機器チェック、放射線治療計画装置（RTPS）の計算アルゴリズムチェック、RTPS計算による線量チェック、小線源治療の線源強度チェック、放射線治療装置のQAプログラム施策の支援、施設のQA担当者に対してのアンケート調査などを行う。

RPCでの測定に関するガイドラインは、X線と電子線のキャリブレーション・プロトコルにおいてAAPM TG-51³⁾、電子線の電離箱を使用したときの線量測定においてAAPM TG-25⁴⁾、小線源治療においてAAPM TG-43⁵⁾、そしてQAの基準に対してはAAPM TG-40⁶⁾に準拠して測定、線量計算を行っている。

訪問調査による測定方法は、施設で治療に使用しているRTPSの計算結果とRPCスタッフによる施設での測定結果を比較することにより、投与線量が適正であることを確認する。測定項目は、以下のとおり。

(1) 幾何学的位置を確認する

- ・線源からの光学距離（Light distance-indicator）と機械的距離（Mechanical pointer）の相違を確認する
- ・機械的距離とレーザーローライザー（laser localizer）との相違を確認する
- ・実照射野と光照射野の相違を確認する

(2) X線の線量調査（水吸収線量測定）

- ・最大深（ d_{max} ）での線量DMU（Dose/MU）を求める
- ・深部量百分率（PDD）を求める
- ・%dd (10) xから線質を求める
- ・イオン再結合補正係数 P_{ion} 、極性効果補正係数 P_{pol} を求める
- ・出力係数（OutPut Factor：OPF）を求める
- ・くさび係数（Wedge Factor：WF）を求める
- ・MLC（Multi Leaf Collimator）を使用したときの線量を求める
- ・非対称な上下の絞り（Asymmetric-jaws）に対する線量を求める
- ・投与線量を求める

(4) 電子線の線量調査

- ・最大深における電位計の最大値 I_{max} と線量の最大値 d_{max} を求める
 - ・勾配補正係数 P_{grad} 、 P_{ion} 、 P_{pol} を求める
 - ・Cone factorを求める
 - ・SSDの広がり（SSDを100cmから110cmにする）による相違を確認する
- (5) 小線源治療の線源強度調査
- ・Well型電離箱を使用して線源強度を確認する

上記の測定結果は、AAPM TG24⁷⁾ を参考に評価される。AAPM TG24⁷⁾ では標的に対する吸収線量の決定精度は、 $\pm 5\%$ 以内（線量分布で $-5\% \sim +7\%$ 以内）と示されているので、RPCではこれに準拠して、ビームの校正値 $\pm 3\%$ 以内、各種ファクター値（OPF, WFなど） $\pm 2\%$ 以内、幾何学的位置の相違 $\pm 3\text{ mm}$ 以内と定めている。

臨床試験参加施設で患者登録数の多い施設に対しては、郵送調査の結果によらず訪問調査が行われており、年間20～40施設、これまでに700施設余りに実施されている。なお、訪問調査で $3\% \sim 5\%$ の相違であれば改善を勧め、 5% 以上であれば積極的に原因追究をずるとしている。

訪問調査においては1施設あたり数日から1週間をかけて調査を行う。具体的には、X線2ビーム、電子線6～8ビームに対して6時間ほどで測定し、同時に解析も行う。この他にも、小線源治療の線源強度、施設のQAプログラムのチェックを行うので、放射線照射装置が2台ある施設に対しては、平均3日間で調査を終了する。

RPCでは問題のある施設に対して、その施設の状況を把握し、問題の解決に向けて施設とのコミュニケーションを図ることも訪問調査においての重要項目の1つとされている。

4. おわりに

放射線治療の安全性を保証するには、第三者による評価が不可欠である。特に高品質、高精度な放射線治療においては、様々な測定や検証を行うための機材、装置の開発は必須であり、そしてまた、基礎的な物理学現象を理解し、発想力、応用力を兼ね備えた人材も求められている。RPCでは上記のような装置が開発されており、人材も医学物理士として存在している。IAEAの調査にもあったように今まで非協力国として扱われていた日本も、今後は第三者による評価体制を整え、安全な治療が行えるように放射線治療施設に対して知識と技術の支援を行う必要がある。

- 1) J. Izewska, H. Svensson, et al.: Radiation Dosimetry Audits, IAEA Volume2 (IAEA-CN-96/76), 139-157 (2003).
- 2) T. H. Kirby, W. F. Hanson, et al.: Uncertainty Analysis of Absorbed Dose Calculations from Thermoluminescence Dosimeters, Medical Physics 19, No6, 1427-1433 (1992).
- 3) P. R. Almond, P. J. Biggs, et al.: AAPM's TG51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron beams, Medical Physics 26, 1847-1870, (1999).
- 4) American Association of Physicists in Medicine, RTC Task Group 25, "Clinical Electron-Beam Dosimetry,: Report of AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 25," Medical Physics 18, 73-109, (1991).
- 5) R. Nath, L. L. Anderson, Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 43, Medical Physics 22, 209-234, (1995).
- 6) Task Group 40, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine: "Comprehensive QA for radiation oncology", Medical Physics 21, 581-618, (1994)

- 7) AAPM Report 13: Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy, American Institution of Physics for American Association of Physicists in Medicine, (1984).

Dosimetry of proton beams - recommendations of new ICRU/IAEA report.

Stanislav Vatnitsky

International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna

Corresponding: s.vatnitsky@iaea.org

Introduction

In recent years, there has been an increased interest in the medical community throughout the world to establish dedicated hospital-based facilities employing proton and light-ion beams for radiotherapy. However, at present there are no recognized uniform standards for dose prescription, dosimetry and treatment techniques for these beams. Such standards are essential for the design of new facilities, for the evaluation of clinical data from the various facilities, and for assessing the efficacy of proton and light-ion beam radiation therapy relative to photons or other modalities. To fill this gap the ICRU and IAEA prepared a common Report 78¹⁾ where the concepts and recommendations of ICRU reports concerning radiation therapy are extended to proton therapy and the necessary information is given on techniques, procedures and harmonization the clinical descriptions of proton treatments. The planning of proton therapy requires accurate dosimetry and beam calibration in order to ensure the exact delivery of the prescribed dose. On the other hand, the extensive exchange of clinical experience and medical treatment protocols needs to be based on consistent and harmonized dosimetry procedures. This paper reviews the recommendations given in new ICRU report 78 for standardization dosimetry and QA procedures of therapeutic proton beams.

2. Materials and methods

2.1. Reference dosimetry

The lack of national and international dosimetry standards for proton beams, and the lack of understanding of details of the relevant physics, historically made calorimeters and Faraday cups (FC) become the dosimetry instruments of choice for the reference calibration of these beams. ICRU 78 provided thoughtful review of the current status of application of these instruments in proton beam calibration. It was recognized that the major difficulties with both water and graphite calorimetry are currently understood and have largely been solved. ICRU 78 recommended when available, calorimeters should be used as primary standards or, alternatively, to confirm the proton calibration coefficient of the reference ionization chamber. Due to the large differences frequently observed between FC-dosimetry and calorimeters or ionization chamber dosimetry, but not sufficiently understood, it was not recommended the sole use of fluence-based techniques for calibration of clinical proton beams.

Currently, air-filled thimble ionization chambers with ⁶⁰Co calibration factors are recognized as the most practical and reliable reference instrument for proton dosimetry. The publication of the ICRU Report 59²⁾ represented the first attempt to harmonize clinical proton dosimetry worldwide and included both ⁶⁰Co air-kerma and absorbed-dose-to-water based formalisms for ionization chamber dosimetry. Upon the adoption of ICRU 59 in multiple proton centres, international dosimetry using ionization chambers with ⁶⁰Co calibration showed a considerable improvement in homogeneity, and a comparison among various institutions described in ref³⁾ resulted

in agreements within 1% for all participants in the calibration of a common beam using their own instrumentation.

The International Code of Practice IAEA TRS-398⁴⁾, based on standards of absorbed dose to water for external radiotherapy beams, was published in 2000. For protons, TRS-398 differed substantially from ICRU 59. A detailed comparison of the two recommendations has been done in ref⁵⁾, providing a discussion of the source of the differences. As it was indicated above, ICRU 78 minimized the role FC and calorimeters in proton dosimetry, favouring the use of ionization chambers and adopting IAEA TRS-398 as a Code of practice for practical beam calibrations. The adoption of TRS-398 was supported with the careful analysis of the basic physics data and provided recommendations were given for passively modulated and scanned proton beams. A comparison of recent recommendations for dosimetry in reference conditions of proton and ion beams is given in Table 1.

| | ICRU 59 ²⁾ | IAEA TRS-398 ⁴⁾ | ICRU/IAEA 78 ¹⁾ |
|---------------------------------|-----------------------------|---|---|
| Particle type | protons | Protons, ions | Protons |
| Beam type | Passive modulation | Passive modulation | Passive modulation and scanned beams |
| Reference phantom material | water | water | water |
| Reference dosimeter | Ion chamber: <i>thimble</i> | Ion chamber: <i>thimble or parallel plate</i> | Ion chamber: <i>thimble or parallel plate</i> |
| Calibration quality | ⁶⁰ Co | ⁶⁰ Co | ⁶⁰ Co |
| ic calibration factor | $N_X, N_K, N_{D,w}$ | $N_{D,w}$ | $N_{D,w}$ |
| ic wall material | No restriction | No restriction | No restriction |
| Beam quality specifier | Effective energy | Residual range | Residual range |
| Stopping powers | ref [7] | ref [8] | ref [8] |
| W_{air} | 34.8±2% | 34.2±0.4% 34.5±1.5%- ions | 34.2±0.4% |
| Use of chamber specific factors | yes | yes | yes |
| $u_c(D_w), 1\sigma$ | 2.8% | Protons: 2.0% - <i>thimble</i> 2.3% - <i>parallel plate</i> Ions: 3.0% - <i>thimble</i> 3.4% - <i>parallel plate</i> | Protons: 2.0% - <i>thimble</i> 2.3% - <i>parallel plate</i> |

Table 1. Main features of the Codes of Practice and protocols for dosimetry in reference conditions of proton and ion beams

Knowledge of (w_{air}/e) - the mean energy to form an ion pair in the ionization chamber gas for protons - is required for conversion of the charge collected in an ionization chamber to deposited energy. As seen from Table 1 the values recommended in the two most recent protocols, ICRU 59 and IAEA TRS-398 differ by more than 2%. A re-analysis of available data should be performed in order to explain any differences and correct in new ICRU report any inadvertent errors in the (w_{air}/e) -values used in the two most recent protocols. The analysis published by Jones⁶⁾ and included into ICRU 78 report showed that only (w_{air}/e) -values deduced from the comparison of all available calorimetry and ionometry data should be evaluated to determine the appropriate w -value to use for ionization chamber dosimetry. The value thus determined is $34.2 \text{ J C}^{-1} \pm 0.4 \%$, which is consistent with the TRS-398 recommended value. As it is given in Table 1, ICRU 59 and TRS-398 use proton

stopping powers given in ICRU Report 49⁷⁾ but TRS-398 includes secondary electron transport and nuclear interactions⁸⁾. The stopping power data from TRS-398 are recommended by ICRU 78 and a table of beam quality correction factors from TRS-398 is reproduced in ICRU 78 Report. Plastic phantoms should not be used for reference dosimetry in proton beams since the fluence correction factors, for scaling absorbed dose to water in plastic to absorbed dose to water in water at the same water equivalent depth are not very well known. Nevertheless, when accurate chamber positioning in water is not possible or when no waterproof chamber is available, their use is feasible for the measurement of depth dose distributions for low energy proton beams⁴⁾. The recommendations of ICRU 78 for reference dosimetry in scanned beams are based on the experience at the Paul Scherrer Institute (PSI)⁹⁾.

2.2. Measurements in non-reference conditions

Relative dose measurements or measurements in non-reference conditions are performed for routine daily clinical physics activities, beam line commissioning, and collecting data for treatment planning systems (TPS), quality assurance (QA) and for research and development. ICRU 78 provided detailed analysis of the appropriate sensitivity, energy independence, response linearity and spatial resolution for different detectors and summarized that depending upon the clinical task, ionization chambers, silicon diodes, radiographic films, diamond detectors, gels, scintillators, thermoluminescence dosimeters (TLDs), and radiochromic films can be employed for relative measurements. Nevertheless, all measurements with different detectors should be verified through the comparison with an ionization chamber.

The measurements used for controlling the dose and the shape of the dose distribution delivered with scanned beams differ from those with passive-beam scattering only from the point of view of the longer time needed for the measurements. The simultaneous use of several dosimeters distributed either at discreet positions in a volume or aligned along arrays (for measuring dose profiles) was recommended. Alternatively, 2-D dosimeters, such as radiochromic films, scintillating screens or gel dosimeters can be employed.

2.3. Quality Assurance

A comprehensive QA program for a proton-beam therapy facility includes the procedures that ensure a consistent and safe fulfilment of the dose prescription as well as minimal radiation exposure to the personnel and the public. Practical implementation of a QA program depends on the details of the proton accelerator and the selected beam-delivery technique. The QA measurements described in ICRU 78 follow the steps of the proton-therapy and focus on dose delivery and treatment planning. Commissioning and validation of proton-beam delivery and treatment-planning systems include machine-specific beam-data acquisition, data entry into the treatment planning system, validation of the calculations, development of operational procedures and constancy checks, as well as training of all staff concerned with the operation of the system. New types of proton-beam delivery systems might also require biological assessment as a part of commissioning¹⁰⁾ whereas preclinical testing of commercially available facilities is usually limited to physics and dosimetry acceptance checks¹¹⁾. The data obtained during the commissioning and validation process are used later as benchmarks and thresholds for periodic QA checks.

Periodic QA checks for wobbling and scanning delivery techniques are similar to those for the passive-beam scattering technique. However, because these delivery systems are dynamic and also because the accurate delivery of the planned dose depends on the accurate deposition of individually weighted pencil beams, additional QA methods are required for scanned-beam systems. An important part of QA procedures is related to beam

monitoring with multiple-wire and multiple-segment ionization chambers that control deviations in beam position, check the beam size and its uniformity, and control the dose delivered to the patient during the treatment. The stability of the monitors with gantry angle and reproducibility of the beam from the accelerator should be verified as a part of periodic QA checks¹²⁾.

Accurate positioning of the patient in the proton beam requires location of the patient on the support system and precise operation and correct interaction of two systems: one that performs and controls the movements required to place the patient in the prescribed position, and another that verifies the position of the patient relative to the beam axis. The periodic QA checks of positioning systems and digital x-ray imaging systems should deal with the calibration of CCD cameras and verification of the alignment of the axial x-ray imaging system¹²⁾. Patient positioners can also include high-precision robotic systems^{13),14)} that are capable, in combination with gantry angulations, of locating the treatment isocenter at any point within the patient and direct the beam from any angle through that point. The accuracy of robotic patient positioning depends mainly on the capability of the robot control and safety software rather than on the mechanical accuracy of the couch, therefore periodic quality control involves a substantial amount of software and safety checks¹⁴⁾.

The TPSs used at proton centers with a passive scattering beam delivery system are mostly based on scatter-convolution algorithms¹²⁾. This method employs as input data the measured depth-dose tables, off-axis profiles and output factors for each energy and modulator combination. During commissioning, the dosimetric characteristics of the proton beams, such as depth doses, off-axis profiles, field-size factors, modulation factors for different field sizes, penumbra sizes, and beam ranges, should be measured and recorded for validation of the TPS and also stored in a database to be referenced in future periodic QA checks^{12),15)}. Again, for scanning systems, the beam data-acquisition procedure is somewhat different, and requires the measurement of depth-dose curves and lateral profiles of pencil beams, requiring small-field dosimetry equipment with a good spatial resolution¹¹⁾. Given the importance of the accuracy of the CT HU values, ICRU 78 strongly recommends that regular checks of the consistency of the CT HU values be performed.

Patient-specific periodic QA checks for passive-scattering techniques include portal calibrations and verification of beam-shaping devices (apertures and compensators/boluses)^{12),15)}. Precision in manufacturing the bolus directly affects the distal part of the depth-dose distribution, while the errors in the patient aperture impinge on the lateral-dose distribution. Although milling machines provide high manufacturing precision, the manufactured beam-shaping devices for each patient should be checked against TPS data files by comparing aperture shapes and bolus thicknesses at pre-selected points¹²⁾. Improvement in quality control of dose delivery can be achieved through the use of proton radiography that provides verification of the relative range of protons in vivo in the patient¹⁶⁾. The use of PET monitoring to check proton range, dose localization, and stability of the treatment during different fractions could be considered a potentially useful tool for QA in proton therapy^{17),18)}.

Patient-specific QA checks for TPS used for scanned-beam system¹⁹⁾ include manual calculations of the MU, range checks and, most importantly, independent dose calculations based on the control file itself, which is directly compared to that calculated by the treatment planning system. If respiratory-synchronized irradiation is employed, CT images used for treatment planning must also be taken in respiratory-gating mode. The same specifications for irradiation gating, synchronizing timing and thresholds, should be applied for acquisition of treatment-planning CT images¹⁵⁾.

3. Conclusion

The implementation of recommendations of ICRU 78 will help to harmonize the clinical descriptions of pro-

ton treatments and provide standardization for the design of new facilities, for the evaluation of clinical data, and for assessing the efficacy of proton beam radiation therapy relative to photons or other modalities.

4. Acknowledgement

The input of members of the ICRU/IAEA Report Committee on Prescribing, Recording, and Reporting Proton Beam Therapy is gratefully acknowledged.

5. References

1. International Commission on Radiation Units and Measurements, (ICRU) /International Atomic Energy Agency (IAEA) Prescribing, Recording, and Reporting Proton Beam Therapy Report 78 (ICRU) in print (2008).
2. International Commission on Radiation Units and Measurements, (ICRU) Clinical Proton Dosimetry Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose. Report 59 ICRU, Bethesda, MD, (1998).
3. Vatnitsky, S., Moyers, M., Miller, D., et al. Proton dosimetry intercomparison based on the ICRU Report 59 protocol." *Radiother. Oncol.* 51 273-279 (1999).
4. International Atomic Energy Agency (IAEA), Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of Practice IAEA (Technical Report Series 398) (Vienna: IAEA) (2000).
5. Medin, J., Andreo, P., and Vynckier, S. Comparison of dosimetry recommendations for clinical proton beams. *Phys. Med. Biol.* 45 3195-3211 (2000).
6. Jones D.T.L. The w-value in air for proton therapy beams. *Rad. Phys. Chem.* 75-541-550 (2006).
7. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Report 49 ICRU, Bethesda, MD (1993).
8. Medin, J. and Andreo, P. Monte Carlo calculated stopping-power ratios water/air for clinical proton dosimetry (50-250 MeV)," *Phys. Med. Biol.* 42, 89-105 (1997).
9. Coray, A., Pedroni, E., Boehringer, et al. Dosimetry with the scanned proton beam on the Paul Scherrer Institute gantry," in Proc. Int. Symp. on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. IAEA-CN-96 (International Atomic Energy Agency, Vienna). pp. 295-302 (2002).
10. Pedroni, E., Bacher, R., Blattmann, H., Boehringer, et al. The 200 MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual design and practical realisation. *Med. Phys.* 22, 37-53 (1995).
11. Kooy, H.M., Clinical commissioning of Gantry 1 at the Northeast Proton Therapy Center. Particles 31 Abstracts of the XXXVI PTCOG Meeting Catania, Italy May 29 - 31(2002).
12. Moyers, M., Proton therapy Ch.20, (Van Dyk J. Ed), *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999).
13. Schroeder, N., "The MPRI robotic patient positioner Particles 34 Abstracts of the XLth PTCOG meeting Paris ? Institute Curie ? CPO June 16 - 18 (2004).
14. De Kock, E.A., "The robot-based patient positioning system for high precision radiotherapy at iThemba LABS. Particles 32 Abstracts of the XXXVII PTCOG Meeting, Cape Town, South Africa October 28 - 30 (2002).
15. Guidelines of physical and technological quality assurance for particle beam therapy Recommendation of Japanese Association of Therapeutical Radiation Oncology-JASTRO (2004)

16. Schneider, U., and Pedroni, E. Proton radiography as a tool for quality control in proton therapy. *Med. Phys.* 22, 353-363 (1995)
17. Hishikawa, Y., Kagawa, K., Murakami, M., et al. Usefulness of positron-emission tomographic images after proton therapy. *Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 53, 1388-91 (2002).
18. Parodi, K., and Enghardt, W. Potential application of PET in quality assurance of proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 45, N151-N156 (2000).
19. Lomax, A., Böhringer, T., Bolsi, A., et al. Treatment planning and verification of proton therapy using spot scanning: Initial experiences. *Med. Phys.* 31, 3150-3157 (2004).

炭素線治療における二次中性子の評価

独) 放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター 米内俊祐

Corresponding: yonai@nirs.go.jp

1. はじめに

HIMACで行われている炭素線治療は、多くの疾患に対してその有用性を示す臨床結果を得ており、その普及が期待されている。炭素線治療の普及のためには、建設コストの削減等の研究開発のみならず、患者の治療患部以外の組織、臓器の後発性障害に対する評価、つまり、二次がんリスク評価を行うことが必要である。粒子線治療では、粒子線が照射機器や人体と相互作用し、生物学的効果の高い二次中性子が生成するために、一次、二次荷電粒子による治療患部周辺の組織、臓器に対する比較的高い線量の被曝と同時に、患部から離れた組織、臓器に対する低線量被曝を評価することも重要である。

この二次中性子による被曝線量を算出するためには、生体内もしくは、ファントム内の線量分布を評価する必要がある。しかし、それらの二次中性子をファントム内で測定するためには、広いエネルギー領域に感度があり、かつ、分布を評価するのに十分な位置分解能の高い検出器が必要となる。現在これを満足する検出器は存在しないことから、測定で直接それを評価するには検出器の開発を行う必要があり容易ではない。よって、二次中性子を評価する場合には、シミュレーション計算により算出することが現実的である。シミュレーション計算の本質は、中性子源から放出される中性子エネルギースペクトルを正確に模擬することであり、それを測定により正確に得ることが正確な二次がんリスク評価につながる。

陽子線治療においては、照射機器と人体を模擬した水ファントムから生成する中性子のエネルギースペクトル及び周辺線量当量の測定、シミュレーション計算の研究結果がこれまでに発表されている^{1)~4)}。一方で、炭素線治療における二次中性子の測定に関する研究は、これまで成されておらず、また、組織等価物質から生成する二次中性子の実験データが極めて少ない。そこで、我々は、HIMACにおいて、シミュレーション計算の妥当性を評価するために、炭素線入射により照射機器及び水ファントムから生成する二次中性子のエネルギースペクトルの測定を行った。ここでは、その測定方法の確立と、治療室における中性子エネルギースペクトルの測定結果を報告する。

また、E. Hallは、陽子線治療においてこれまで行われた二次中性子の（周辺）線量当量の測定を基に、陽子線治療における二次がんリスクの評価を行った⁵⁾。この結果は、HIMAC及び他の多くの治療施設が用いてPassive法による照射は、Scanning法を用いた照射よりも100倍以上の二次中性子による被曝があり、Passive法を用いた陽子線治療に潜在する高い二次がんリスクについて警告するものであった。そこで、上述した炭素線治療場の中性子エネルギースペクトルの測定から、周辺線量当量を算出し、陽子線治療施設の結果と比較することで、炭素線治療場の二次がんリスクを定性的に評価した。

さらに、筑波大学陽子線医学利用研究センターに（PMRC）において、HIMACで用いた測定方法および測定条件で、中性子エネルギースペクトルを測定し、E. Hallが評価の用いた測定結果の妥当性を評価した。

2. 測定方法

図1に測定体系を示す。測定は、HIMAC治療室BHCコースで行った。水ファントム（21×20×39

cm³) を、治療台の上に設置し、図1に示す角度 θ 、距離 d 、およびマルチリーフコリメータ (MLC) の開口幅 l を変えた場合の依存性を測定した。角度及び距離の基準点はそれぞれ、ファントム中心と検出器中心である。表1に、本測定における各依存性取得のための検出器およびMLCの幾何学的条件を示す。また、本測定では、炭素ビームは、エネルギー290 MeV/u、一様照射野10 cm ϕ 、SOBP幅60 mmに固定している。

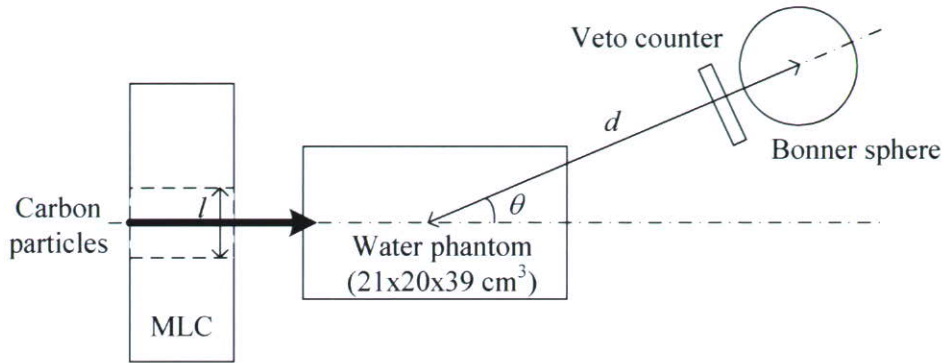


図1：実験体系

| Dependence | MLC ($l \times l$ [cm ²]) | θ [degree] | d [cm] |
|------------|--|-----------------------|---------------|
| Angular | 10x10 | 0, 15, 30, 45, 60, 90 | 173 |
| Distance | 10x10 | 0, 15 | 100, 173, 250 |
| MLC | 5x5, 10x10, open | 0, 15, 30, 90 | 173 |

表1：本測定における各依存性取得のための検出器およびMLCの幾何学的条件

中性子エネルギースペクトル測定には、従来から広いエネルギー領域の中性子測定に用いられているボナーボールを用いた。ボナーボールは、ポリエチレン減速材により入射中性子のエネルギーを熱領域まで減速させ、減速材中央に位置する熱中性子検出器で測定するものである。本測定では、⁶Liシンチレータを熱中性子検出器として用いていた。図2に本測定に用いたボナーボールの応答関数

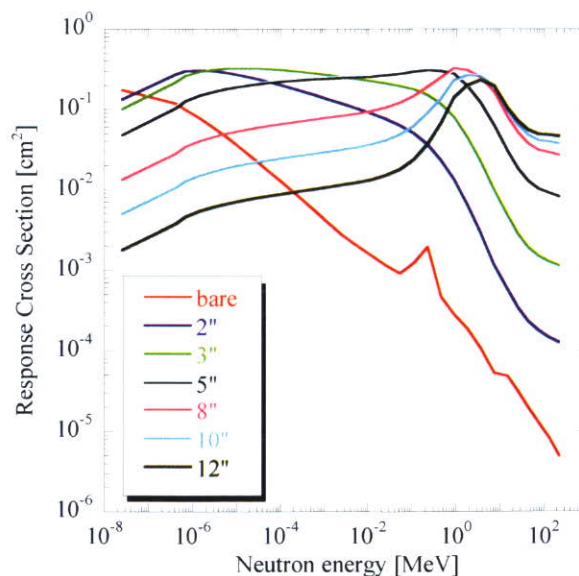


図2：⁶Liシンチレータ (4 mm×4 mm) を用いたボナーボールの応答関数⁶⁾