

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。

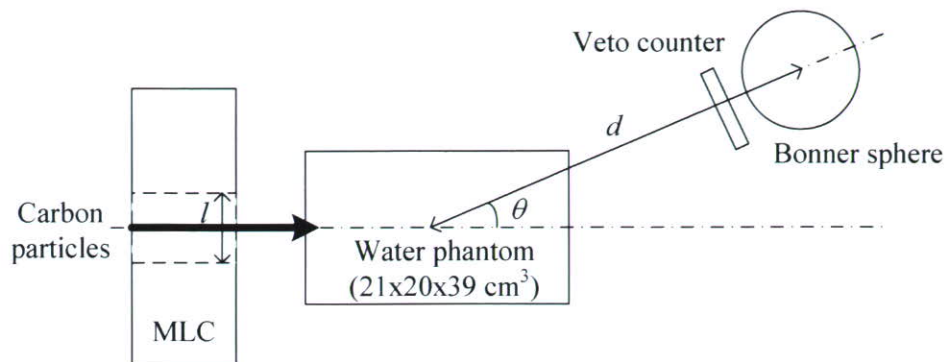


図 1 : 実験体系

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

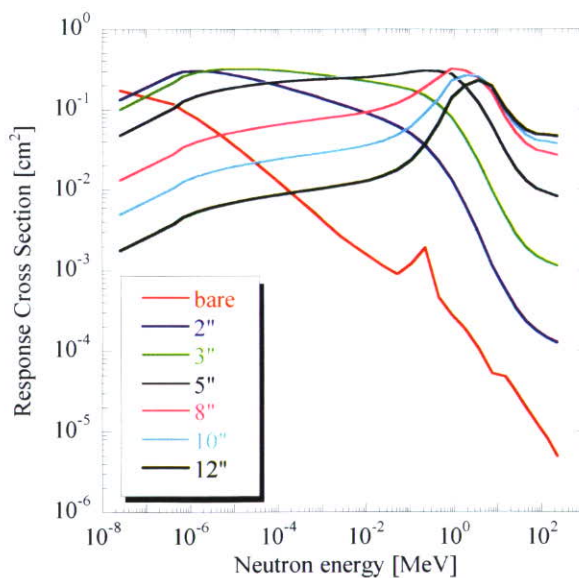


図 2 : ⁶Liシンチレータ (4 mm \times 4 mm) を用いたボナーボールの応答関数⁶⁾

数⁶⁾を示す。厚さの違う減速材は異なる応答関数を与えるために、複数の測定値をアンフォールディングすることにより、中性子エネルギースペクトルが得られる。ここでは、一般的に用いられているSAND-IIコード⁷⁾を用いて、アンフォールディングを行った。また、アンフォールディングに必要な初期スペクトルにはモンテカルロコードPHITS⁸⁾による計算値を用いた。

炭素線治療場では、二次中性子と同時に、二次荷電粒子も多数生成される。⁶Liシンチレータは荷電粒子にも感度があることから、荷電粒子混在場において中性子エネルギースペクトルを得るためには、中性子イベントと荷電粒子イベントを弁別する必要がある。この弁別のために、本測定では、図1に示すように、ボナーボールの前方に薄いプラスチックシンチレータをveto検出器として設置した。図3に、veto検出器を用いた荷電粒子イベントの弁別を示す。この図からわかるように、veto検出器を用いることにより、中性子イベントを二次荷電粒子イベントから弁別可能なことが分かった。また、この二次荷電粒子イベントは、ほぼすべてが、水ファントムから生成するものであり、veto検出器をファントム方向のみに設置すればよいことが分かった。

上述した方法で得た中性子エネルギースペクトルに周辺線量当量換算係数を乗じることにより、周辺線量 ($H^*(10)$) 分布の角度、距離、MLC開口幅依存性も取得した。周辺線量当量換算係数は、201MeV以下はICRP74⁹⁾の値を用い、それ以上のエネルギーでは、PHITSによる計算値¹⁰⁾を用いた。また、周辺線量当量の結果は、水ファントム中のSOBP中心における吸収線量によって規格化した。

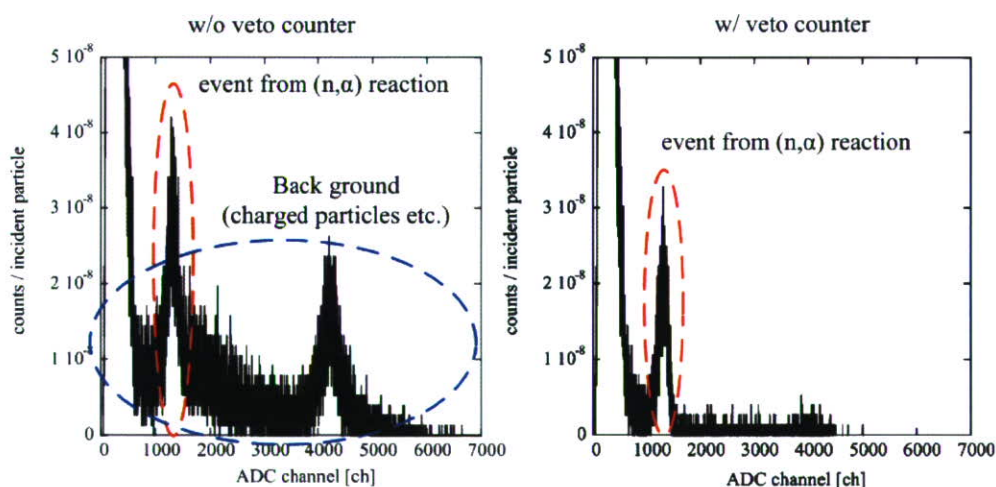


図3：veto検出器を用いた荷電粒子イベントの弁別

3. 測定結果

a) 角度依存性

図4に測定により得た中性子エネルギースペクトルの角度依存性を示す。この図からわかるように、炭素線治療場の中性子エネルギースペクトルを3成分：1) 10keV以下、2) 10keV-10MeV、3) 10MeV以上、に分けることができる。1) のエネルギー領域の中性子は、天井や床などによる散乱中性子成分と考えられ、角度依存性は全くない。2) のエネルギー領域では、角度が大きくなるほど増加する傾向がみられるが、0度以外では、大きな差はない。3) のエネルギー領域では、角度が小さくなるほど増加する傾向が顕著にみられる。

重荷電粒子入射による厚いターゲットからの中性子生成量の測定¹¹⁾から、2) のエネルギー領域の中性子は、おもに蒸発過程から放出されるもので、重核ターゲットほど生成量が大きく、3) のエネルギー領域の中性子は、おもに直接過程及び入射粒子自身のブレイクアップにより放出されるもので、軽核ターゲットほど生成量が大きいことが分かっている。つまり、2) の成分はMLC (鉄) に寄与するものであり、3) の成分は水に寄与するものであることがわかる。また、2) の成

分は、蒸発過程により、ターゲットから等方に放出されるので、角度が小さいほど中性子量が減少するのは、MLCと測定位置の距離によるものと考えられる¹⁾。

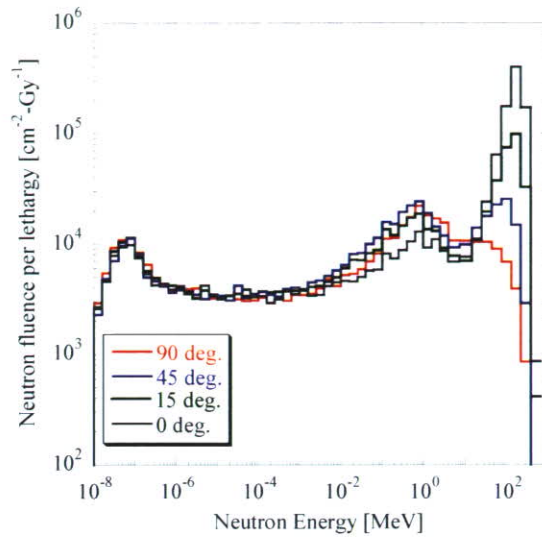


図4：炭素線治療場における中性子エネルギースペクトルの角度依存性

b) 距離依存性

図5に測定により得た中性子エネルギースペクトルの距離依存性を示す。ファントムと測定位置の距離が長くなるほど、中性子量が減少していることがわかる。しかし、0度では、上述した治療室内の散乱成分である10keV以下の中性子ではほとんど影響していない。散乱中性子は、治療室の空間に影響されるために、部屋内の散乱物質に強く影響される。90度、50, 100cmの位置では、散乱成分が他の測定位置より多くなったが、これは、散乱物であるMLCなどの照射機器に近いためではないかと推測できる。a) で述べた2), 3) のエネルギー領域はターゲットにより生成するものが主であり、治療室の空間には強く影響されず、反応点から距離を離せば単位面積当たりの中性子量が減少するのは当然である。

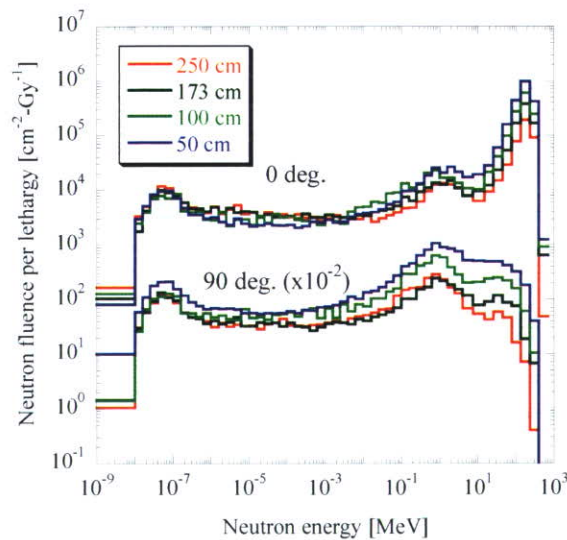


図5：炭素線治療場における中性子エネルギースペクトルの距離依存性

¹⁾ 測定位置は、水ファントムを基準にしているため、MLCと各測定位置の距離は角度毎に異なり、0度が最もMLCから離れている。

c) MLC開口幅依存性

図6に測定により得た中性子エネルギースペクトルのMLC開口幅依存性を示す。散乱成分には、MLC開口幅の依存性は全くみられないが、MLCを閉めると、a) で述べた2) のエネルギー領域が増加し、3) のエネルギー領域が減少する。これは、角度依存性と矛盾がなく、2) の成分がMLC、3) の成分が水の寄与であることを示している。また、3) の領域では、大角度になるほどMLCの開口幅の依存性はなくなる。これは、大角度になるほど、3) のエネルギー領域もMLCの寄与が非常に大きいことを示している。

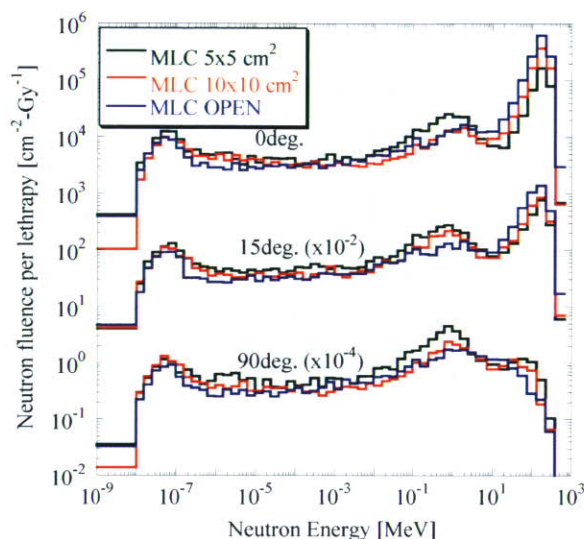


図6：炭素線治療場における中性子エネルギースペクトルのMLC開口幅依存性

d) 周辺線量当量分布

図7にMLC開口幅 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ における周辺線量当量分布を示す。また、図8に、中性子エネルギースペクトルに周辺線量当量換算係数を乗じた周辺線量当量エネルギースペクトル($d=173 \text{ cm}$, $l=10 \text{ cm}$)を示す。図8からわかるように、周辺線量当量は 10 keV 以上の中性子に大きく依存する。つまり、散乱線による中性子には依存しないため、治療室の空間の広さには依存しない。これは、測定値が治療室もしくは、照射方法の同じ施設間では大きな違いをもたらさないことを示唆しており、我々の測定がpassive法を用いた炭素線施設において汎用的に適応できると考えられる。

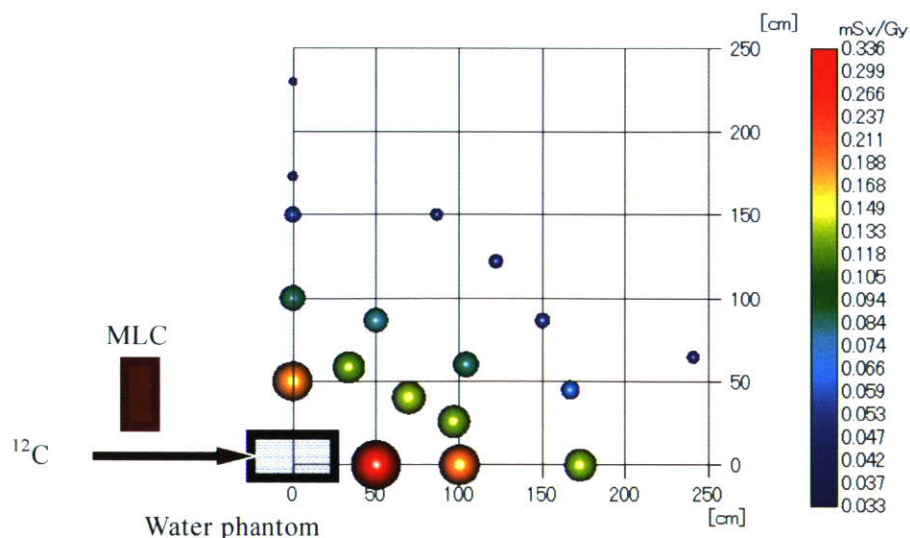


図7：炭素線治療場における二次中性子による周辺線量当量分布

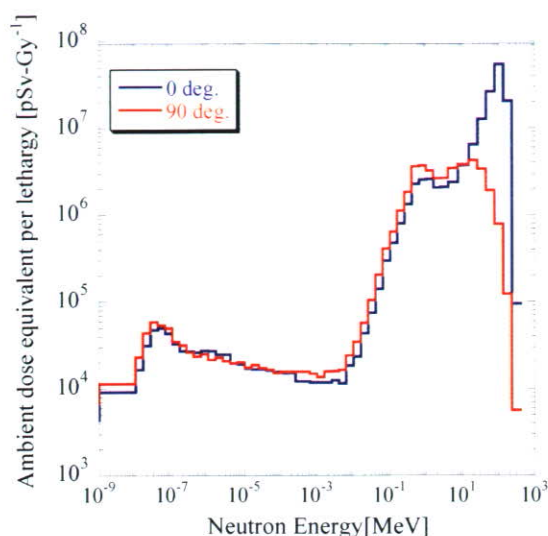


図8：周辺線量当量エネルギースペクトル (d=173cm、l=10cm)

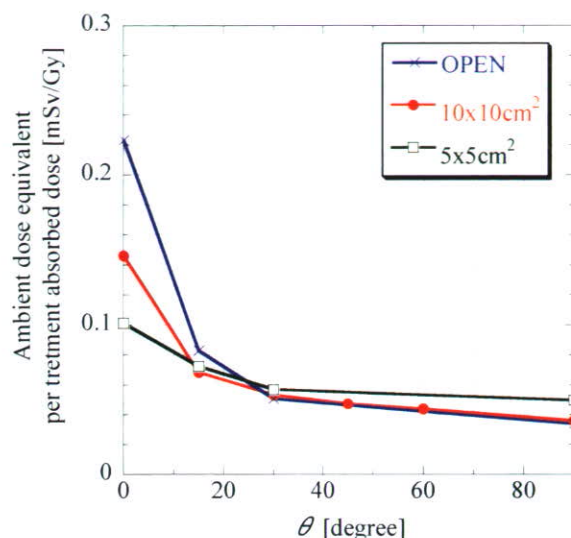


図9：周辺線量当量のMLC開口幅依存性

図7から、周辺線量当量は測定を行った領域で、治療吸収線量1Gy当たり、0.336-0.033 mSvの範囲であり、中性子エネルギースペクトルの測定結果から推測できるように非常に前方性の強いものであることがわかる。

図9に周辺線量当量のMLC開口幅依存性を示す。前方では大きなMLC開口幅依存性があるが、90度ではその依存性は小さい。患者の被曝を考える場合に重要となるのは90度方向の線量であることから、MLCの開口幅による被曝線量の依存性は中性子エネルギースペクトル(図6)と同様に小さいと考えられる。

4. 陽子線治療との比較

E. Hallは、参考文献1, 3の測定データから90度方向の周辺線量当量²を用いて、陽子線治療のpassive法¹⁾とscanning法³⁾を比較している⁵⁾。ここでは、それらの結果に我々の実験値を追加し、passive法を用いた炭素線治療と陽子線治療の中性子被曝量を比較した。しかし、E. Hallの比較には、いくつかの問題があり、ここでは以下のように修正し比較した。

a) SOBP幅

参考文献5では、SOBP幅を統一せずに比較している。参考文献1では、SOBP幅8.2 cmであり、参考文献3では、10 cmである。ここでは、SOBP幅を我々の実験条件である6 cmに統一した。周辺線量当量は、SOBP幅に比例すると仮定し、参考文献1, 3の実験結果を補正した。

b) 照射野

参考文献5では、照射野は10×10cm²に統一している。そのため、passive法の測定結果である参考文献1の実験結果を、周辺線量当量が照射野面積に比例するとして、補正している。この補正は、scanning法の場合はMLCが存在しないために正しい補正であろう。しかし、passive法の場合、同一のビーム条件で照射野を拡大することは、水ファントムに入射する粒子が増加し、MLCに入射する粒子が減少することであるから³、照射野面積には比例せず、図9を参考にすれば、むしろ周辺線量当量は減少するかもしれない。ここでは、照射野5×5 cm²で測定を行っている参考文

² 参考文献1では、NCRP38[12]の換算係数を用いているため、定義上、結果は線量当量で与えられている。

³ 参考文献1の照射条件では、19×19 cm²まで一様照射野が形成されている¹³⁾。

献1に条件を合わせ、参考文献3にのみ照射野面積の比率で補正した。

c) 線質係数（放射線荷重係数）

参考文献5では、測定で得た実効線質係数を10になるように補正している。しかし、周辺線量当量の比較において、そのような補正をする必要がないために、ここでは、そのような補正はしないこととした。

d) 入射陽子数

参考文献3では、 $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ のターゲットに対して、吸収線量1Gyを投与するのに必要な入射陽子数を 1×10^{11} と仮定している。しかし、この値は誤っており、実際は、 1.75×10^{11} が正しいと指摘されている¹³⁾。そのため、ここでは、正しい入射陽子数を用いて、参考文献3の値を修正した。

我々の実験データは炭素エネルギーが290 MeV/uのみであるが、HIMACで治療に用いている最大エネルギーである400 MeV/uでの周辺線量当量を見積もるために、重荷電粒子入射による厚いターゲットから90度方向に生成される5 MeV以上の中性子量¹⁴⁾のエネルギー依存性を算出した。参考文献14では、炭素入射に対し、炭素、アルミニウム、銅、鉛ターゲットの測定を行っており、90度方向に生成される5 MeV以上の中性子量は、入射炭素エネルギーにほぼ線形に増加する。290 MeV/uと400 MeV/u入射の炭素による中性子生成量の比率は、ターゲットに依存せず、1.57倍であったために、400 MeV/uを用いた場合の周辺線量当量は、290 MeV/uの実験値を1.57倍することで概算した。

また、passive法を用いた陽子線治療施設、PMRCにおいて、陽子160 MeVを用いて、上述の照射条件、測定方法で測定を行った。

図10に炭素線治療場と陽子線治療場の二次中性子による周辺線量当量の比較を示す。炭素線治療では、治療に用いる線量は吸収線量ではなく、RBEを考慮した治療線量を用いるために、図10には参考として治療線量で規格化した値も示している。また、現在のところ、我々のデータは各条件で一点のみしか測定していないため、照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の結果を分布の参考として示している。

図10からわかるように、passive法を用いた炭素線治療における中性子による周辺線量当量はpassive法を用いた陽子線治療によるものより小さく、また、scanningによるものより大きいことがわかる。しかし、我々のPMRCで行った測定と参考文献1の結果には数倍の差がある。これは、用いている周辺線量当量換算係数が異なることや、施設間の差等が考えられる。図11に各研究に用いられた周辺線量換算係数を示す。参考文献1では、測定は我々と同じようにボナーボールを用いており、NCRP38の換算係数を使って線量当量を算出している。また、参考文献3では、レムカウンター

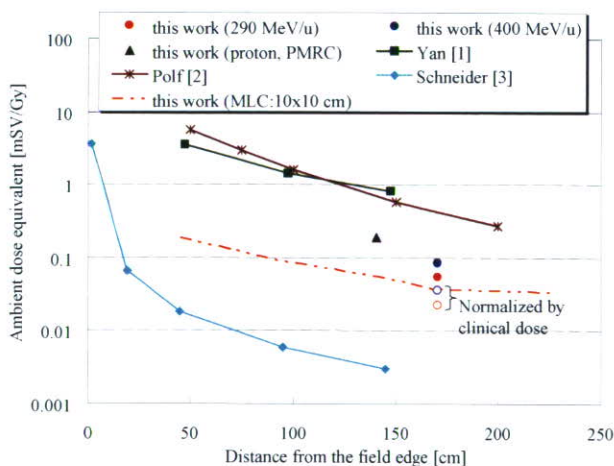


図10：炭素線治療場と陽子線治療場の二次中性子による周辺線量当量の比較

陽子線治療場の測定で用いられた入射陽子エネルギーは、PMRC及び参考文献1, 2が160MeV、参考文献3が177MeVである。

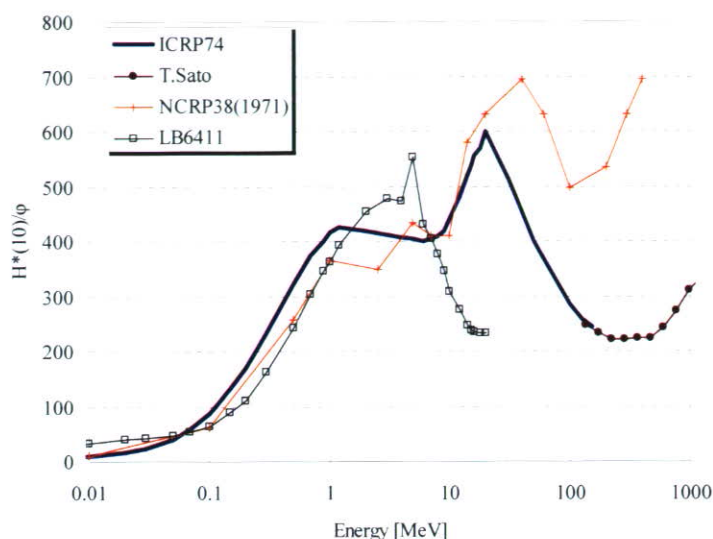


図11：各研究に用いられた周辺線量換算係数及び検出器のレスポンスの比較

ICRP74及びT. Satoが我々が用いた係数、NCRP38が参考文献1、LB6411が参考文献3に対応する。

(LB6411¹⁵⁾)を用いた測定であるために、レムカウンターのレスポンスが線量換算係数に対応する。この図からわかるように、参考文献1で用いている線量換算係数は、10MeV以上で、我々が用いた係数（ICRP74）と、で2倍以上異なることがわかる。さらに、参考文献3では、10MeV以上では、エネルギーの増加とともにレスポンスが減少し、このエネルギー領域の中性子による線量を過小評価していることがわかる。施設間など、これらの差を検証するために、今後、HIMACでの測定と同時に、複数の陽子線治療施設での測定を今後行う必要があると考えている。

5. 終わりに

HIMACで行われている炭素線治療に潜在する二次がんリスクを評価するために、基礎データとなる二次中性子エネルギースペクトルの取得を行った。現在までに、その測定方法を確立し、また、治療室内の各位置における中性子エネルギースペクトルを取得した。HIMAC及びPMRCでの測定結果から、passive法を用いた場合、炭素線治療場での二次中性子による周辺線量当量は陽子線治療によるものより小さいことを明らかにした。しかし、粒子線治療場における二次中性子線量を、定量的かつ一般的に議論するためには、複数の治療施設において同一の実験条件、実験方法を用いて測定を行う必要がある。今後、日本の他の陽子線治療施設において、同一の測定を行う予定である。また、これらの測定データから、モンテカルロ計算の精度を検証し、等価線量、実効線量を算出する予定である。

参考文献

- 1) X. Yan et al.: Nucl. Instr. and Meth. A 476, 429-434 (2002).
- 2) J.C. Polf and W.D. Newhauser: Phys. Med. Biol. 50, 3859-3873 (2005) .
- 3) U. Schneider et al.: Int. R. Radiation Oncology Biol. Phys., 53(1), 244-251 (2002) .
- 4) H. Jiang et al.: Phys. Med. Biol. 50, 4337-4353 (2005) .
- 5.) E. Hall: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 65(1), 1-7 (2006) .
- 6.) M.Awschalom and R.S.Sanna: Radiat.Prot.Dosim., 10, 89-101 (1985) .
- 7) W.N. EcElroy et al.; AFWL-TR-67-41, Air Force Weapons Lab. (1967).
- 8) H. Iwase et al., J. Nucl. Sci. Technol. 39(11), 1142-1151 (2002).

- 9) International Commission on Radiological Protection: Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74, (Oxford: Pergamon Press) (1996).
- 10) S. Sato, private communication
- 11) T. Nakamura and L. Heilbronn: Handbook on secondary particle production and transport by high-energy heavy ions, World Scientific Publishing CO. Pte. Ltd. (2006)
- 12) National Council on Radiation Protection and Measurements: Protection against neutron radiation NCRP Report 38, (1971).
- 13) B. Gottschalk: I.J. Radiation Oncology Bio. Phys., 66 (5), 1594 (2006).
- 14) T.Kurosawa et al.: Nucl. Sci. Eng, 132, 30-57 (1999).
- 15) A. Klett1 and B. Burgkhardt, IEEE Trans. Nucl. Sci. , 44(3), 757-759 (1997).

照射機器内に生じた残留放射能からの放射線強度測定

兵庫県立粒子線医療センター 赤城 卓

Corresponding: t.akagi@hibmc.shingu.hyogo.jp

1 はじめに

1.1 背景

重粒子線等（陽子線及び重粒子線）は放射線治療において光子線（X線・ γ 線）と比べ有利な物理学的・生物学的性質を有している。またその臨床研究においても非常に良好な治療成績を示している。そのため有望な放射線治療の一つと考えられている。今後重粒子線等を用いた放射線治療（粒子線治療）は徐々に普及していくことが予想される。

1.2 目的

重粒子線等には物質を放射化する能力があり、粒子線治療によって照射機器内および患者体内に放射性物質が生成され照射後も残留する。そのため粒子線治療に従事する医師・診療放射線技師・看護師、及び患者に付き添う家族等へ残留放射能からの放射線による被曝が懸念される。現在は、粒子線治療も現行の放射線障害防止法及び医療法に従うことによってその安全性が十分担保されていると考えている。但し、根拠となるべきデータがなかったため、現存する6つの粒子線治療施設が協力し、陽子線及び炭素線によって生じた残留放射能からの放射線量を測定することとなった。

2 方法

2.1 測定対象

日本で行われている陽子線及び炭素線を用いた粒子線治療ではブロードビーム法が一般的である。Fig. 1にブロードビーム法の粒子線治療に用いられる照射機器を示す。残留放射能によ

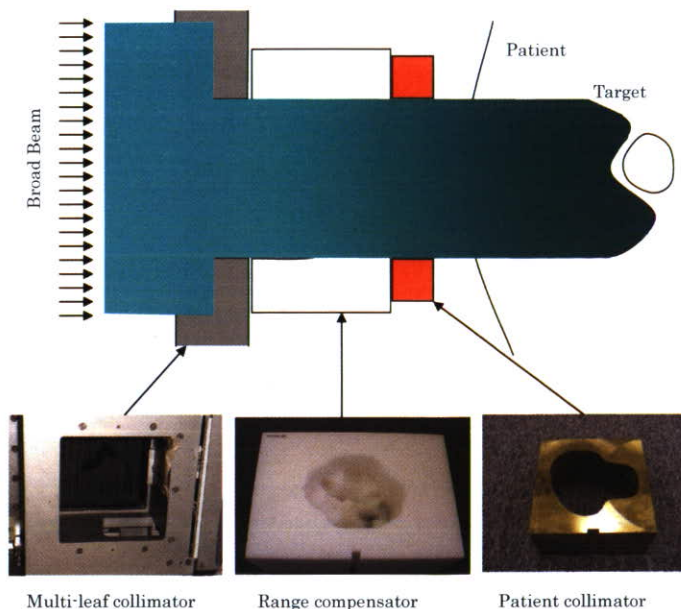


Fig.1: Beam modifying devices for the broad beam delivery system, the collimators and the range compensator. Either the multi-leaf collimator or the patient collimator is used for the treatment. The radiation from the radioactivity remaining in the devices was measured.

る放射線強度を測定すべき機器は治療従事者の近くにあるもので、マルチリーフコリメータ、患者ボラス、患者コリメータ、である。患者家族への影響を評価するために、患者はタフウォーターファントムに置き換えて放射線量を測定する。Table 1及びTable 2に測定対象物の照射・測定条件をまとめた。

Objects	Materials	Size	Distance
Patient collimator	Brass	Aperture 3×3 cm ²	Surface 30 cm away
Range compensator	Polyethylene/ Chemical wood	10cm water equivalent thickness	Surface 30 cm away
Multi-leaf collimator	Iron	Aperture 5×5 cm ²	Surface 50 cm away
<i>Patient</i>	Tuff water	30×30×30 cm ³	Surface 30 cm away

Table 1: Specifications of the measuring objects and the measuring distance from the object.

	Protons	Carbon-ions
Beam energy in residual range (cm)	~25	~15(25)
Field size in diameter (cm)	15	15
SOBP width (cm)	6	6
Physical dose at the mid-peak (Gy)	5	5
Dose rate (Gy/min)	Equivalent to treatments	Equivalent to treatments
<i>Measuring interval</i>	Every 30 sec	Every 30 sec

Table 2: Protocol of the radiation measurements for the proton and carbon-ion beams. The higher beam energy of the carbon-ion beam was optional.

2.2 測定器

電離箱式サーベイメータ (Fig. 2) を用いて機器からの放射線強度を30秒ごとに測定した。電離箱のキャップをはずすことによりβ線による皮膚線量の測定も行った。各施設の測定器は国家標準とトレーサビリティのある標準場において1年以内に校正済みであった。

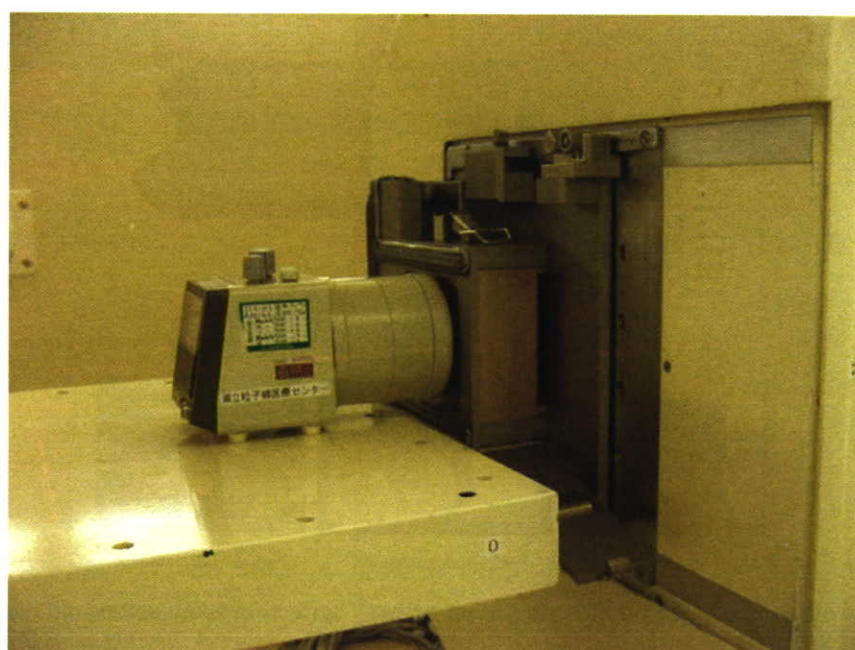


Fig.2: Photo of the Ionization survey meter used for the radiation measurements.

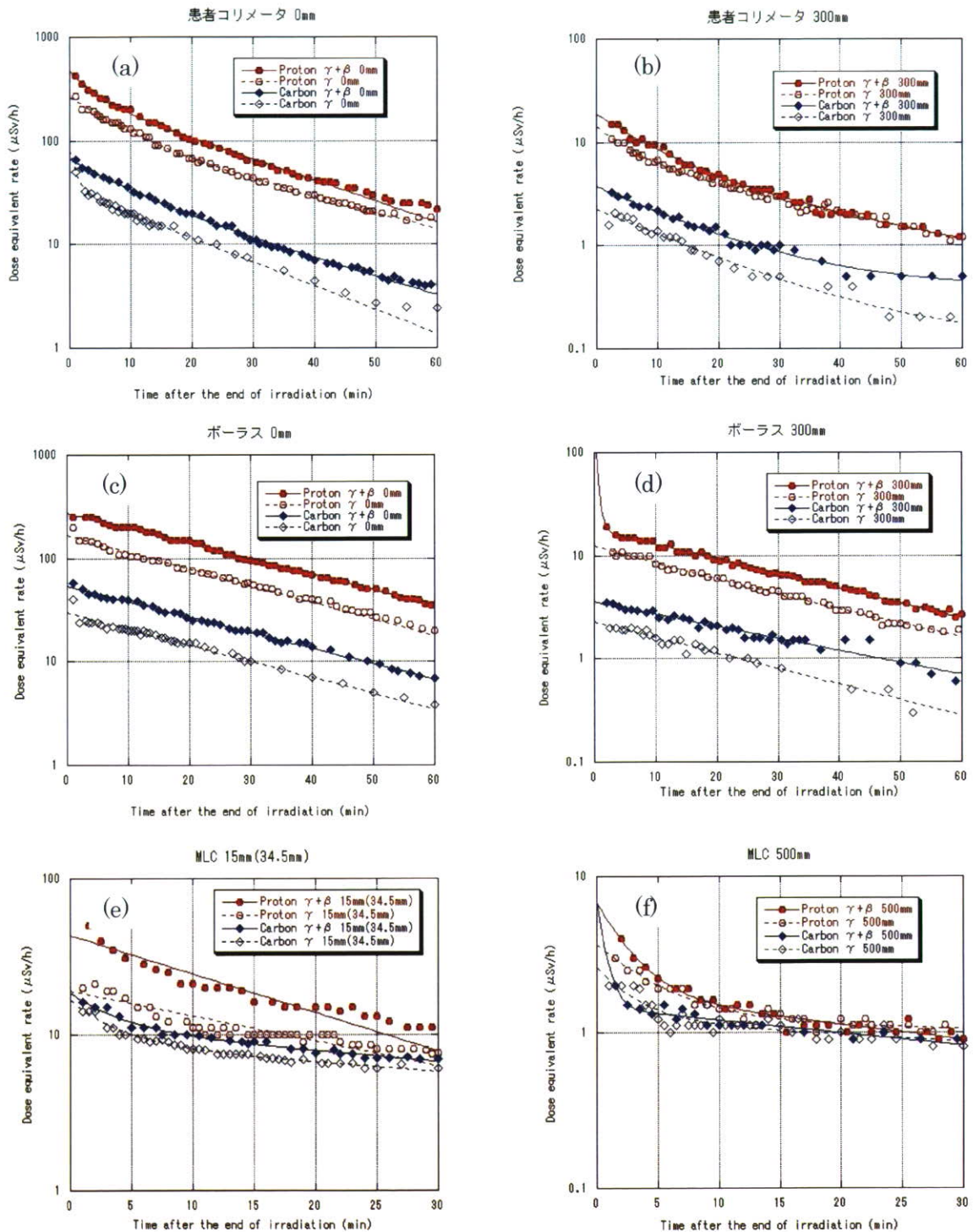
3 結果

3.1 データ解析

6施設中4施設から測定データが提出された。ある施設で測定された30秒ごとの線量率をグラフにした結果を測定対象物ごとにFig. 3に示す。得られたデータを2つの減衰曲線の和、

$$\dot{H} = p_1 \exp(-t/p_2) + p_3 \exp(-t/p_4) \quad (1)$$

で表現した。ここで、 H は線量率 (μSv)、 t は時間 (h) である。 p_1 、 p_3 は生成された放射能の量、 p_2 、 p_4 は放射能の寿命に相当する量である。 $p_1 \sim p_4$ はフィッティングパラメータである。



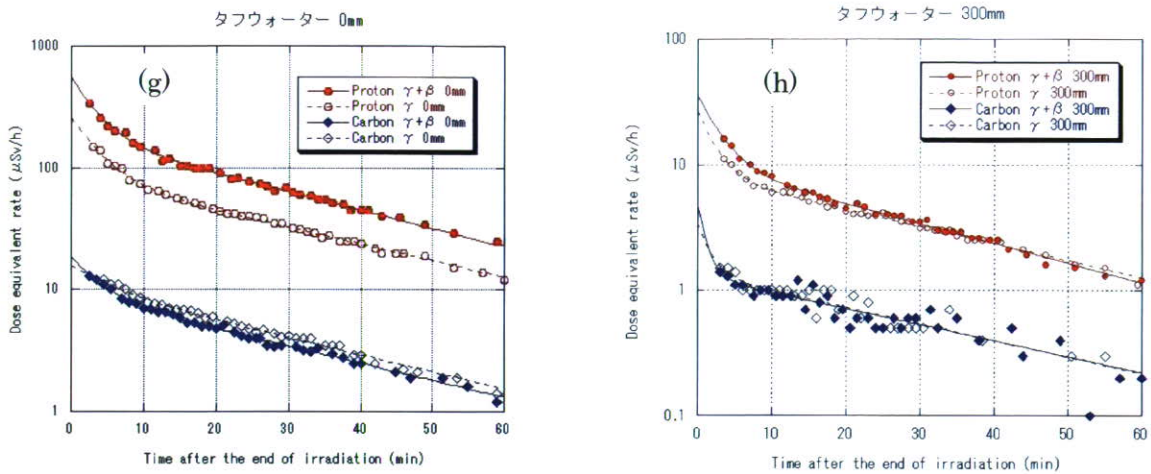


Fig.3: Dose rate ($\mu\text{Sv/h}$) as a function of time, from the radioactivity remaining in the beam devices, the patient collimator [(a), (b)], range compensator [(c), (d)], the multi-leaf collimator [(e), (f)], and the tuff-water phantom [(g), (h)], after the irradiation of proton/carbon-ion beams. Lines are the double attenuation curves fitted to the data.

3.2 被ばく評価

治療従事者の被ばく線量は、(1) 式の減衰曲線を作業時間で積分し推定された。ある1つの作業が照射終了後、ある時刻 t_1 から t_2 までに要するとき、その作業による被ばく量 H は、

$$H = \int_{t_1}^{t_2} \dot{H} dt = p_1 p_2 [\exp(-t_1 / p_1) - \exp(-t_2 / p_2)] + p_3 p_4 [\exp(-t_1 / p_3) - \exp(-t_2 / p_4)] \quad (2)$$

で求められる。最も被ばくする可能性のあると思われる診療放射線技師について推定した。治療に伴う機器の取り外しなどの作業は一人の技師が行うと仮定した。一回の照射に関する作業時間、線源からの距離などの条件はTable 3に示されている。これは患者1人の1回の照射に関する値であり、一人の放射線技師はTable 3の作業を1日20回、年260日行うと仮定した。

各施設のデータから推定された線量当量の結果をFig. 4に示す。どの施設のデータを用いても、放射線技師の実効線量当量は年間で10mSv未満であった。また皮膚線量当量は年間で100mSv未満であった。これはいずれも障害防止法による上限値（実効線量当量20mSv/年、皮膚線量当量500mSv/年）を十分クリアしていた。患者家族への被ばくは0.2mSv未満と推定された。これは一般公衆の線量限度である1 mSv/年と比較して十分低い値であった。

Action of the worker	Start time of the action after the treatment	Time for the action	Distance between the source to the worker					
			Effective dose estimation			Skin dose estimation		
			MLC	PC	RC	MLC	PC	RC
Detaching the immobilization devices	0min 25sec	30sec	50cm	30cm	30cm	50cm	30cm	30cm
Dismounting the patient collimator	0min 55sec	10sec	50cm	30cm	30cm	1.5cm	0cm	0cm
Dismounting the range compensator	1min 05sec	10sec	50cm	30cm	30cm	1.5cm	30cm	0cm
Putting away the range compensator	1min 15sec	15sec	—	—	30cm	—	—	0cm
Putting away the patient collimator	1min 30sec	10sec	—	30cm	—	—	0cm	—

Table 3: Assumptions of the actions of the worker (radiological technologist) after the irradiation of the proton/carbon-ion beam, the start time of the action, the time for the action, and the distance of the worker from the radiation sources (MLC, PC (patient collimator), RC (range compensator)), to estimate the effective and skin doses.

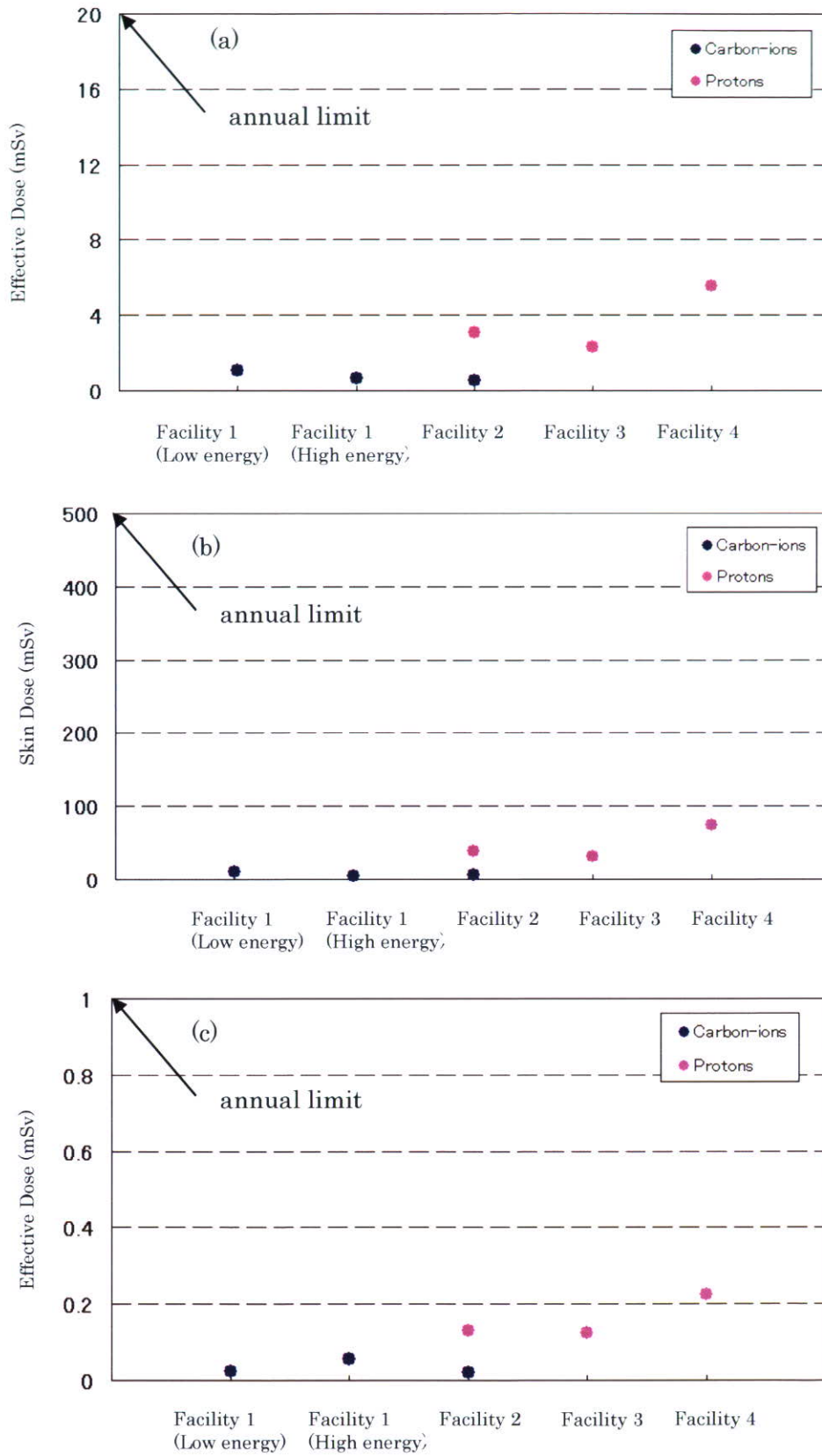


Fig.4: Effective doses estimated from the attenuation curves with four facilities' data. All of the doses are much lower than the annual limits by the Japanese regulations.

4 おわりに

粒子線治療による照射機器及び患者の放射化について実験を行った結果、放射化物からの放射線による治療従事者及び患者家族への影響は現行の規制基準を十分満足していた。この研究は厚生労働省科学研究費補助金を受けて行われている「重粒子線治療等新技術の医療応用に係る放射線防護のあり方に関する研究」の一部である。

粒子線治療施設における放射線防護と管理

独立行政法人理化学研究所・仁科加速器研究センター 上 蓑 義朋

Corresponding: uwamino@riken.jp

1. はじめに

高エネルギーに加速された重イオンや陽子を用いた粒子線治療は、従来のX(γ)線や電子線を用いた治療と異なり、機器のみならず患者自体も有意に放射化し、中性子の発生も顕著である。加速器の使用については放射線障害防止法が施設の遮へい能力等に関して安全上の規制をしているが、機器や患者の放射化、患者の中性子被ばく等については国内の法令では考慮されていない。粒子線治療の安全に関して、特別な規制が必要であるかを検討してきた。

患者の中性子被ばく、機器の放射化による医療従事者の被ばくについて、国内の粒子線治療施設において実験的に評価した結果は前の2つの報告で明らかにされている。ここでは諸外国の実態調査と、患者の放射化による家族の被ばくおよび環境への影響を評価した結果について報告する。

なおこの報告の内容は、厚生労働科学研究費補助金(研究課題名:重粒子線治療等新技术の医療応用に係る放射線防護のあり方に関する研究、主任研究者:辻井博彦)を受けて平成17年度から3年間の計画で行われてきた研究の成果の紹介である。従って調査研究はすべて主任研究者、研究分担者、研究協力者によって実施されたものである¹⁾。

2. 諸外国の実態調査

諸外国の規制の状況を、既に患者への照射を実施しているドイツ、アメリカ、スウェーデン、南アフリカ、スイスおよび治療はしていないが加速器について発展途上国であるインドについて調査した。表1に調査を行った国と施設、治療に用いている粒子の種類と最大エネルギーを示す。

country	code	organization	particle used for therapy	energy (MeV/u)
Germany	DE	GSI, Darmstadt	¹² C	430
		HIT/DKFZ, Heidelberg	¹² C	430
USA	US	Loma Linda U., CA	p	250
		MD Anderson, TX	p	250
		Florida U., FL	p	235
Sweden	SE	Uppsala TSL	p	180
S. Africa	ZA	iThemba LABS, Cape Town	p	200
Switzerland	CH	PSI, Aargau	p	214
India	IN	VECC, Kolkata	Therapy is not conducted.	

表1 実態調査を行った国と施設。

粒子線治療施設の安全を担当する規制当局に関しては、スウェーデンは日本と同様施設の放射線安全と治療については異なった機関が担当しているが、両者をまとめて一つの機関が規制している国が多いようである。米国では州によって体制が異なる。

管理区域などの場所にかかる外部線量率限度については、ドイツは日本よりも厳格にICRP勧告を取り入れているなど、実態は国によってかなり異なっている。南アフリカとインドでは大雑把に規制しているが、インドの規制値は必要以上に厳しいように思える。

ポーラスやコリメータなど、微弱に放射化するが短時間で減衰する物品の廃棄に対する規制では、ドイツは法で明確にクリアランスレベルが決められているため、管理者はそれに従って判断すればよい。日本を含め大方の国では、明確な基準は定められておらず、管理者の判断に任されているのが現状である。

粒子線治療に関して、医療従事者の防護や患者の放射化に対する特別な法規制について聞き取りをした。照射終了後は立入までに2, 3分要することから、極めて短半減期の放射能は減衰してしまうため、被ばくはほとんど観測されておらず、いずれの施設も医療従事者に対する特別な規制は不要と考えていた。また患者の放射化についてもレベルは低いため、すべての施設において特別な配慮は取られていなかった。ペースメーカーや心電図を装着した患者の照射についてはGSIだけで経験があり、基本的には機器を直接照射しなければ治療可能と考えられていた。

3. 患者放射化の評価

3.1 タフウォーターの照射実験

粒子線照射によって患者の照射部位は微弱に放射化する。これによって患者に付き添う家族は被ばくする可能性があり、また患者の排泄物に放射性物質が含まれる。これらの影響を評価するために、患者を模擬するファントムとしてタフウォーターを4施設(筑波大学陽子線医学利用研究センター、静岡県立がんセンター、兵庫県立粒子線治療センター、放射線医学総合研究所重粒子医科学センター)において、表2に示す6種類の陽子または炭素線ビームを用いて照射した。

照射条件は、図1 (A) に示すとおり厚さ30cmのタフウォーターに50cmの距離で10cm×10cmに絞ったビーム(SOBPは6 cm、およその水中飛程は陽子で25cm、炭素で15cmまたは25cm)を、SOBP中点における線量で5Gy照射した。

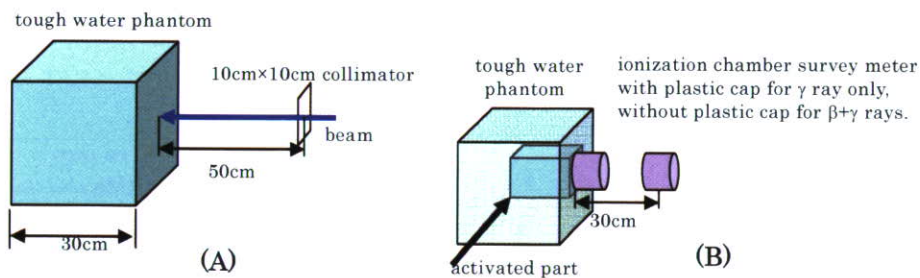


図1 (A) はタフウォーター照射の条件。(B) は照射後の測定条件

照射後タフウォーターをバックグラウンドの低い照射室外に持ち出し、図1 (B) に示すように、電離箱式サーベイメータで表面および表面から30cm (電離箱の実効中心までの距離) における γ 線量率(キャップ付で測定) および $\beta + \gamma$ 線量率(キャップなしで測定)をおよそ30秒間隔で測定した。

タフウォーターの組成を表3に示す。比較のために示した人体軟組織の組成(ICRU soft tissue)に比べ、酸素が少なく炭素が多い。

測定結果の例として、照射終了5分後の線量率を表2に示す。陽子線照射では炭素線に比較して数倍から十数倍線量率が高いことが分かる。放医研の測定ではエネルギーが高いと線量率はエネルギーの比以上に上昇しているが、兵庫との同じ炭素線の比較では逆にエネルギーが若干高い兵庫のほうが線量率は小さい。原因は不明である。

時系列の測定値を、次の2成分の指数関数で近似した結果を図2に示す。

facility	beam	dose rate ($\mu\text{Sv/h}$)				β^+ emitter concentration* (Bq/g)
		at surface		at 30cm		
		$\beta+\gamma$	γ	$\beta+\gamma$	γ	
筑波	200MeV p	298	136	19	11	387
静岡	220MeV p	286	134	18	9.8	353
兵庫	210MeV p	230	116	13	8.9	323
	320MeV/u ^{12}C	10	11	1.1	1.3	45
放医研	290MeV/u ^{12}C	21	15	3.1	2.1	76
	400MeV/u ^{12}C	35	22	4.9	3.9	142

* Weight of patient is assumed to be 50kg.

表2 Tough Waterの照射を行った施設、用いたビームと5分後の線量率および30cmの位置で測定した γ 線量率から計算で求めた、陽電子放出核種の患者体内の比放射能

元素	H	C	N	O	Cl	Ca
Tough Water	8.2	66.2	2.2	20.7	0.4	2.3
ICRU soft tissue	10.1	11.1	2.6	76.2	0	0

表3 Tough Water (密度1.018g/cm³) とICRU軟組織の成分。数値は質量分率 (wt%)。

$$H = H_{01}e^{-\lambda_1 t} + H_{02}e^{-\lambda_2 t} \quad (1)$$

放医研における290MeVの測定値はばらつきが大きく、1成分でしか近似できなかった。タフウォーターの成分から、放射性核種は ^{15}O (半減期2.037分) と ^{11}C (半減期20.39分) であることが推測される。主な生成反応は、 ^{16}O (p, pn) ^{15}O 、 ^{12}C (p, pn) ^{11}C [pは陽子または炭素イオン] である。タフウォーターは軟組織に比較して炭素が多く酸素が少ないため、実際の患者では図2よりも早い減衰成分が大きく、遅い減衰成分が小さくなることを予測される。

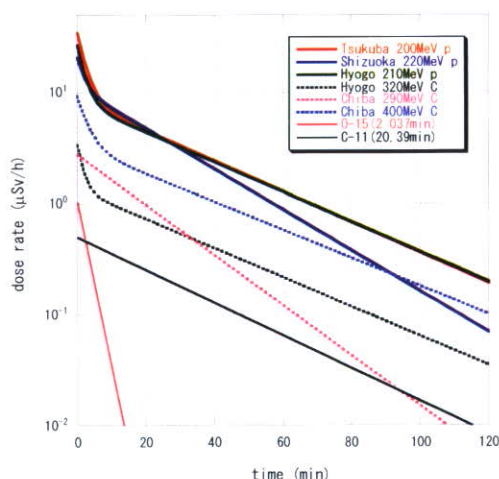


図2 タフウォーターの表面から30cmの位置における γ 線量率の減衰曲線。参考のために赤い実線と黒い実線で ^{15}O (半減期2.037分) と ^{11}C (半減期20.39分) の減衰 (絶対値は任意) も示した。

3.2 患者家族の被ばく評価

患者が照射終了2分後に照射室から出た後、家族が2時間付き添った場合の積算線量を求めた。これはタフウォーターの表面から30cmの位置における γ 線の線量率をフィットした式を、2分から120分まで積分した値である。粒子線治療では、患者に対し20~30回程度の分割照射が行われる。可能性

のある被ばくの最大値を求めるため、この積分値を30倍した値を、家族一人の被ばく量と仮定した。結果は陽子線照射では123から138 μ Sv、炭素線照射では21から56 μ Svであった。

この値はタフウォータ照射の場合の値であり、実際の患者での被ばくを推定するため、成分の違いを考慮して補正した。(1)式の第1項を短半期成分、第2項を長半減期成分とする(λ_1, λ_2)。短半減期成分を酸素の放射化、長半減期成分を炭素の放射化と仮定し、それぞれ成分の違いから次式の補正をし、患者からの線量率とした。

$$H' = H_{01} \times \frac{76.2}{20.7} \times e^{-\lambda_1 t} + H_{02} \times \frac{11.1}{66.2} \times e^{-\lambda_2 t} \quad (2)$$

(2)式を同様に2分から120分まで積分し、30倍した値は、陽子線では33から73 μ Sv、炭素線では5から25 μ Svであった。これらの値はいずれも一般人の年間被ばく限度である1mSvに比較して10分の1以下である。このように極めて過大と思われる評価を行っても、患者家族の被ばくは十分低い値である。

3.3 患者からの排泄物の放射能濃度評価

照射5分後に患者が照射室から退室した直後のトイレでの排泄を想定した場合の排水中の放射能濃度を評価した。

光子と電子の挙動をモンテカルロ法で計算するEGS4プログラム²⁾を用いて、照射領域(10cm \times 10cm \times 25cmの水と仮定)中の任意の位置で消滅放射線が1個発生した際に、表面から30cm離れた場所での線量を計算すると、平均7.7 $\times 10^{-17}$ Svであった。保守的に評価をするため、血流によって生成した放射能が患者の身体全体に分散すると仮定した場合の照射5分後の患者(体重50kgと仮定)の比放射能を計算した結果を表2の最右欄に示す。

比放射能は45から390Bq/gである。半減期が比較的長く危険性が高い¹⁴Cの排水中濃度限度は40 Bq/cm³である。安全側に放射能はすべて¹⁴Cであると仮定しても、炭素線では患者の比放射能は排水中濃度限度の1から4倍、陽子線でも8から10倍であり、水洗による希釈を考慮すると、トイレの排水だけに注目した場合でも濃度限度を下回る。さらに病院の他の排水による希釈を考えると、まったく問題とすべき値ではないことが分かる。

4. おわりに

諸外国における調査では、いずれの施設においても粒子線治療特有の安全規制は行われておらず、必要性も認識されていなかった。また患者の放射化を評価したところ、放射化の程度はきわめて低く、特別な配慮の必要性は認められなかった。従って粒子線治療の安全に関し、科学的見地からは新たに規制を設ける必要はないと判断できる。

引用文献

- 1) 辻井博彦：「重粒子線治療等新技术の医療応用に係る放射線防護のあり方に関する研究」、厚生労働科学研究費補助金、総括・分担研究報告書(2007年4月)。
- 2) W. R. Nelson, et al.: The EGS4 code system, SLAC-245 (1985)。

National Institute of Radiological Sciences

4-9-1 Anagawa, Inageku, Chiba 263-8555, Japan
International and Research Cooperation Section

E-mail: kokukou@nirs.go.jp

Tel: +81-43-206-3024

Fax: +81-43-206-4061