

200732009A

別添1

厚生労働科学研究費補助金

医療安全・医療技術評価総合研究事業  
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

平成19年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 辻井 博彦

平成20(2008)年 3 月

目 次

I. 総括研究報告	
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	1
辻井 博彦	
(資料) 施設訪問調査まとめ	
II. 分担研究報告	
1. 線量評価法に関する研究	3
金井 達明	
2. 放射線防護に関する検討調査	5
上菱 義朋	
(資料) 施設訪問調査報告書	
3. 放射線安全管理に関する研究	9
西澤 かな枝	
4. 安全管理に関する研究	10
赤羽 恵一	
5. 線量評価法に関する研究	11
松藤 成弘	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	14
IV. 研究成果の刊行物・別刷	
1. 放射線科学50(7) ; 39-42, 2007 別刷り	
2. Proceedings of 7th NIRS Research Center for Charged Particle Therapy Symposium Progress in Heavy Ion Radiotherapy ; pp.96-114, 2008	

厚生労働科学研究費補助金（医療技術評価総合研究事業）

総括研究報告書

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

独立行政法人放射線医学総合研究所重粒子医科学センター長

研究要旨

本研究は重粒子線治療をはじめとした新たな放射線利用における放射線防護の考え方と問題点を整理することを目標とした。今年度は、国内で粒子線治療が行なわれている施設の照射装置の利用線錐以外での線量を実測し、治療中における患者の被ばく量の調査を行なった。さらに、高エネルギー粒子線の治療への適用の際に生じるさまざまな問題点を整理した。

分担研究者

上菘義朋 理化学研究所ディレクター  
金井達明 放射線医学総合研究所 部長  
西澤かな枝 放射線医学総合研究所 室長  
赤羽恵一 放射線医学総合研究所 主任研究員  
松藤成弘 放射線医学総合研究所 主任研究員

A. 研究目的

陽子線・重粒子線（以下重粒子線等という）を使用した放射線治療は、新しい治療技術として良好な治療成績を示しており、今後の普及が予想される。現状では重粒子線等の施設にかかる特別な規制はなく、通常の加速器施設と同様な安全管理がなされている。そこで、一般的な医療としての安全性確保のため、従来と異なる規制の必要性の検討を行う。

B. 研究方法

本班研究内に設置した測定ワーキンググループにより、粒子線治療施設における防護の観点から放射化により発生する中性子線の線量分布を評価した。

海外の主な粒子線等施設のうち、ドイツ、イ

ンドの施設を訪問し、施設を見学すると共に管理担当者等から防護関連規制法令及び防護体制について詳細な説明を受け、実情を把握した。また、国内の粒子線施設にたいし、想定される水・空気の放射化の評価を行う等、安全管理に関する現状を調査・整理した。

倫理面への配慮：医療放射線の安全利用のための安全基準等の検討を目的としており、個々の患者等に関する情報を取り扱うことはないため、倫理上の問題はないと判断した。

C. 研究結果

国内外の粒子線及び陽子線治療施設の防護体制に関する情報をまとめ、防護の基本的考え方や他の共通点と、施設固有の管理体制を把握した。粒子線施設に対する規制は放射線障害防止法および、医学利用に関しては現在高エネルギー放射線発生装置に関する医療法施行規則が準用されているが、安全は充分確保されている。

治療中の治療室内の中性子線量分布は施設により違いがあるが、利用線錐に比べ充分低いと言える。

#### D. 結論

粒子線治療施設における防護のあり方の検討のため国内外の安全管理の実態を調査し、現行の規制により安全は担保されていると結論された。しかし、医療法施行規則に関する届け出時の管理対象区域の設定など、国内施設の統一的な規制管理のためには、粒子線施設に関し、明文化が役立つと思われた。

#### F. 健康危険情報

把握した健康危険情報は無い。

## 分担研究報告書

## 線量評価法に関する研究

分担研究者 金井達明

独立行政法人放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター 物理工学部長

## 研究要旨

粒子線治療照射で用いられる照射野限定装置の漏洩線量を、国内3施設で測定した。測定結果から、粒子線治療装置における漏洩線量は、IEC, JIS に記述されている X 線、電子線照射装置の基準を十分に下回ることがわかった。また、炭素線と陽子線の漏洩線量に大きな差がないことを確認した。

## A. 研究目的

放射線治療において、コリメータ等の照射野限定装置から漏洩する放射線は、患者が受ける不必要な被ばく線量の原因となる。X 線、電子線治療装置については、利用線錐の 1000 分の 1 以下にすることと医療法に明記されている。今後の粒子線治療の医療法適応を考え、粒子線照射装置における漏洩線量の現状を把握するために、国内の粒子線治療施設において、漏洩線量を測定する。

## B. 研究方法

測定は、静岡県立静岡がんセンター(SSC)、兵庫県立粒子線医療センター(HIBMC)および放射線医学総合研究所の HIMAC において行った。X 線、電子線照射装置の漏洩線量に対する基準は、IEC 60601-2-1 及び JIS Z4705 に測定方法を含め、具体的に明文化されている。本研究においても、IEC, JIS で定められている測定手順に準拠し、平行平板電離箱(ビルドアップキャップ:アクリル 5mm)を用いた空気カーマの測定を行った。

測定条件を表 1 に示す。ビームエネルギーは、各照射ポートで治療に用いる最高エネルギーである。HIMAC では 290MeV/u についても測定した。

図 1 に実験体系を示す。IEC, JIS に従い、照射野限定装置である MLC を全閉にした。HIMAC には、MLC の上流側に、4 枚羽根コリメータ (FLC) があるが、本研究では、FLC を全閉、全開の 2 条件で測定した。陽子及び炭素ビームは治療台に対して垂直方向に入射し、測定はビーム入射方向に対して 90 度方向で行うことになる。(HIBMC では、水平ポートで測定を行ったため、図 1 に示すビーム入射方向とは異なる。)また、IEC, JIS では、MLC 全閉時の漏洩線量を、10x10cm<sup>2</sup> の照射野における最大吸収線量(本研究では水内における SOBP 中心の吸収線量)で規格化した際に、測定距離 57.5、105、152.5、200cm で最大値 : 2 mGy/Gy、平均値 : 1 mGy/Gy を超えないことと定めている。そのため、本測定では、ワブラー及び散乱体条件は、10x10cm<sup>2</sup> 照射野を形成する際に、各施設で通常の治療で使用する条件とした。

## C. 研究結果

表 2 に示すように、測定結果は、最大 0.3 mGy/Gy であり、漏洩線量の最大値が X 線、電子線治療装置の基準を大きく下回ることが示した。また、陽子線と炭素線の漏洩線量には

大きな差がないことがわかる。さらに、HIMAC のプリコリメータである FLC は照射野近傍の漏洩線量を 1/10 以下に低減することから、その有効性が示された。

#### D. 結論

国内 3 施設における漏洩線量測定の結果、陽

子線、炭素線装置の漏洩線量は X 線、電子線治療装置の基準を超えることはないことがわかった。ただし、陽子線、炭素線と照射野限定装置等との核反応で生成される中性子については、X 線、電子線治療装置と異なる規制値および測定法を、作成する必要があるであろう。

表 1：測定条件

Facility	Beam species	Energy [MeV/u]	Diam. of uniform irradiation field [cmφ]	Distance between snout and isocenter [mm]	SOBP width [mm]	Type of beam line
SCC	Proton	220	19	670	60	Gantry
HIBMC	Proton	210	16	400	60	Horizontal
	Carbon	320				
HIMAC	Carbon	350, 290	15	600	60	Vertical

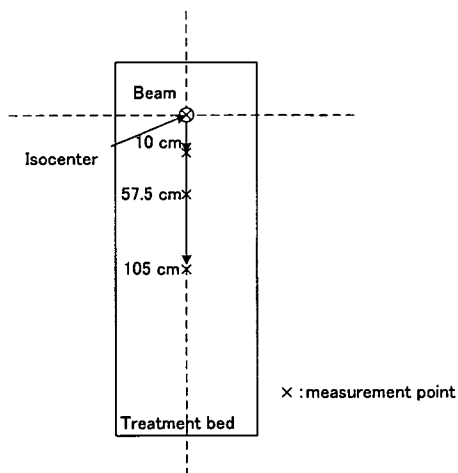


図 1：測定点

表 2：測定結果

Facility (FLC)	SCC	HIBMC		HIMAC			
Beam species	Proton	Proton	Carbon	(Close)	(open)	(Close)	(open)
Energy [MeV/u]	220	210	320	350		290	
Distance [cm]	Absorbed dose [mGy/Gy]						
10	0.754	0.337	0.870	0.197	1.890	0.067	0.901
57.5	0.217	0.176	0.225*	0.131	0.296	0.052	0.136
105	0.175	0.177	0.175	0.132	0.261	0.074	0.142

\*Distance:47.5 cm

## 分担研究報告書

## 放射線防護に関する検討調査

分担研究者 上義義朋

独立行政法人理化学研究所・仁科加速器研究センター・安全業務グループディレクター

## 研究要旨

インド唯一の大型重イオン加速器研究施設 VECC の調査を行った。放射線施設の管理方法は日本や欧米と大差はなかったが、外部放射線の線量限度は一律  $1\mu\text{Sv/h}$  であり、国際標準よりも厳しい。また粒子線治療によって患部以外の正常組織が受ける中性子被ばくを推定する測定を HIMAC において高エネルギー中性子レムカウンタを用いて行った。治療線量に対する中性子線量の比は面積平均で約  $2\text{mSv/Gy}$  であった。

## A. 研究目的

- ①将来重粒子線等の治療が発展途上国に広がることを想定し、技術協力などの際に留意すべき点を明らかにすることと、交流の少ない施設を調査することによって我々が気づいていない問題点がないかを知る。
- ②粒子線治療によって患者の患部以外の正常組織が被ばくし、新たに別のがんが発生するリスクを評価するため、照射野周辺の中性子線量を測定する。

## B. 研究方法

- ①インド・コルカタにある VECC (Variable Energy Cyclotron Centre) は、日本を除くアジア地区にある数少ない重イオン加速器研究施設の一つであり、人への治療は行っていないが、生物試料などへの照射は経験がある。施設を訪問し、見学するとともに意見交換、資料収集を行った。
- ②WENDI-II は約  $1\text{GeV}$  の高エネルギーまで比較的良好的な応答関数を有するレムカウンタである。簡便、迅速に測定できる特徴を活かし、HIMAC において治療照射野周辺の中性子線量を測定した。

## C. 研究結果

- ①照射室のインタロック、カードによる入退室管理、排気浄化装置の設置など、放射線施設の管理方法は日本と大差はなかった。一方外部放射線の線量限度は一律  $1\mu\text{Sv/h}$  であり、国際標準よりも厳しい面が見られた。
- ②WENDI-II では精度の高いボナー球を用いた測定に比較して 1.2 倍から 1.5 倍の過大評価をする。これらの不確かさを考慮して、治療線量に対する中性子線量の比を評価すると、最大値が  $3.1\text{mSv/Gy}$  ( $0.44\text{mGy/Gy}$ )、面積平均が  $2.0\text{mSv/Gy}$  ( $0.28\text{mGy/Gy}$ ) であった。

## D. 結論

- ①加速器施設が極めて少ないためか、外部放射線に関する線量限度は不必要に低く設定されていると思われる。また欧米ではまれな排気浄化装置が設置されているなど、建設協力する場合は設計条件が厳しくなることが考えられる。
- ②治療ビームの照射野への限定に関しては、類似の医用電子線加速器 JIS 規格の相当する部分を十分満たす。しかし 2 次的に生成される中性子線量は電子線加速器に比較して若干大きいと思われる。今後 JIS 規格などで指針を示すことが考えられる。

## VECC 調査

1.1 名称 : Bhabha Atomic Research Centre, Variable Energy Cyclotron Centre  
(バーバ原子力研究センター・可変エネルギーサイクロトロンセンター)

1.2 住所 : 1/AF, Bidhan Nagar, Kolkata, 700 064 India

1.3 訪問日 : 2007 年 11 月 13-16 日

1.4 面会者 :

- 1) 氏名 : Dr. Pradip K. Sarkar  
所属等 : Health Physics Unit  
電話 : +91 33 2321 7318  
ファックス : +91 33 2334 6871  
電子メール : pks@veccal.ernet.in
- 2) 氏名 : Dr. Tapas Bandyopadhyay  
所属等 : Health Physics Unit  
電話 : +91 33 2337 1230-33  
電子メール : tapas@veccal.ernet.in

1.5 調査項目

インドでは粒子線治療を行っていないので、一般的な加速器施設としての調査に限った。

1.5.1 法的な規制について

1) 加速器施設に対する規制当局はどこか

AERB (Atomic Energy Regulatory Board) である。なお別紙 1 に、インドで開かれた「17th National Symposium on Radiation Physics (NSRP-17), Saha Institute of Nuclear Physics, Kolkata, Nov. 14-16, 2007」において、AERB の Singh による関連口頭発表「Regulatory Requirements of Accelerators」の Abstract を添付した。

2) 放射化した物品の廃棄にはどのような規制があるか。現実の対応はどうか。

インド全体で、高レベル廃棄物は Bombay にある廃棄物取り扱い施設に送る。低レベル廃棄物は地域で保管する。IAEA TECDOC855 (BSS) に示されたレベル以下の物品は一般の廃棄物として処分する。

3) 施設の使用開始前や開始後に、規制当局による検査や立入が行われているか。

運転開始後は半年に 1 回 AERB による立入検査がある。



## 1.5.2 放射線安全への対策

### 1) 加速粒子、エネルギー、強度はいくらか。

現在稼働中のサイクロトロンは K 値は 130 MeV であり、詳細な仕様と写真を別紙 2 に示す。代表的なイオンについては以下の通り。

陽子： 6–60 MeV、 10  $\mu$ A

重陽子： 12–65 MeV、 10  $\mu$ A

$\alpha$  粒子： 25–130 MeV、 10  $\mu$ A

なお K 値 500 MeV の超伝導電磁石のリングサイクロトロンを現在建設中であり、仕様を別紙 2 に示す。その他放射性薬剤生産のための医療用サイクロトロン (K 値 30 MeV) を有する。

### 2) 従事者の被ばくの現状はどうか。どのようにして測定しているか。

数人のビームライングループの従事者が年間 10 から 20 mSv の被曝を受けている。ほとんどは年間 1 mSv 以下である。 $\gamma$ 線被曝は TLD で、中性子被曝は CR39 固体飛跡検出器を用いて測定している。

### 3) 施設の周辺線量を測定している場合、測定方法と頻度はいかがか。

敷地内は毎日サーベイメータで測定している。施設から半径 5 km 以内を測定する必要があり、TLD を設置して 3 月間の積算線量を求めている。

### 4) 管理区域への立ち入りに関する規則があるか。あればどのようなものか。

管理区域への入退域および加速器室、照射室への入退室は非接触 ID カードを用いて管理している。

### 10) 空気の放射化、汚染対策はどのようなか。

加速器室の排気はヘパフィルターで浄化している。

## 1.5.3 遮蔽計算について

### 1) 遮蔽設計に関しガイドラインなどが定められているか。あれば内容はどのようなものか。

ガイドラインとして AERB No.315 が定められている。

### 2) 放射線施設の照射室外壁、管理区域境界、事業所境界などの線量限度は法律やガイドラインでどのように定められているか。

管理区域境界、管理区域内の遮へい壁外側など、立入制限を施していない場所の線量率限度は一律 1  $\mu$ Sv/h である。事業所境界では自然放射線レベルが限度であり、有意な線量が検出されてはいけない。

### 3) 上記の線量限度を法律等よりも自主的にさらに低い値にしたりしているか。

していない

### 4) 遮蔽設計のマニュアルやガイドラインは定められているか。

特になし

### 5) 遮蔽設計はどのような方法で行われたか。(線源、透過計算など)

超伝導サイクロトロンでは、「R. H. Thomas and G. R. Stevenson, “Radiological Safety Aspects of the Operation of Proton Accelerators”, IAEA Technical Report Series No. 283, Vienna (1988).」を参考に、半実験的方法と MCNPX を用いたモンテカルロ計算で行って

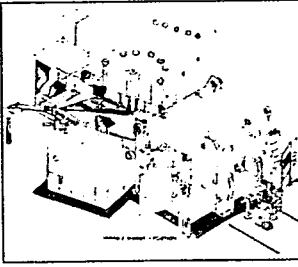
る。

6) 設計時の計算と施設稼動後の実測との差異はいかがであったか。

超伝導サイクロトロンは現在建設中であるため、測定データはない。

VARIABLE ENERGY CYCLOTRON CENTRE

### 224 cm. CYCLOTRON Design Parameters

<b>Magnet</b>		<b>Beam</b>		
Pole Diameter	224 cm	Alpha	25-130 MeV	
Hill Field(Max)	21.1 kG	Proton	6-60 MeV	
Valley Field(Max)	14.1 kG	Deuteron	12-65 MeV	
Average field	17.1 kG	Heavy ions	130 Q <sup>2</sup> /A	
Steel weight	253 mt	Beam Resolution	0.5% (FWHM)	
Copper weight	9 mt	(Raw)		
Main coil power	450 kW	Beam Resolution	0.024% (FWHM)	
Trim coil power	400 kW	(Analysed)		
Valley coil power	20 kW	<b>RF System</b>		
<b>Ion Source</b>		Dee	180°	
<b>Type -1</b>	Hot cathode PIG	Frequency range	5.5-16.5 MHz	
Arc current	2A max	Dee voltage	70 kV (max)	
Arc voltage	600 V (max)	Oscillator power	300 kW	
<b>Type -2</b>	ECR (external)	<b>Vacuum System</b>		
Frequency	6.4 GHz	Volume	23 m <sup>3</sup>	
No. of Stages	2	Working pressure	5 x 10 <sup>-6</sup> torr	
Current for 0 <sup>+</sup>	50 eμA	Pumping system	2 x 89 cm oil diff.	
	(best result)	<b>Deflector</b>		
Species to be used	Gases & solids	Type	Electrostatic	
		Voltage	120 kV(max)	

<b>Power Supplies</b>	
Unit (No.)	Ratings
Main coil (1)	150 V, 2800 A, current regulated 0.01 %
Trim coils (17)	6 - 24 V, 750 - 2500 A, current regulated 0.01 %
Valley coils (5)	15 V, 300 A (unregulated)
Oscillator (1)	20 kV, 20 A, 2 μseconds micro crowbar
Ion source (1)	600 V Arc voltage, 500 A Fil. current
Deflector (2)	120 kV, 5 mA
Switching magnet (2)	50 V, 300 A, 0.01 %
Analysing magnet (1)	150 V, 500 A, 0.001 %
Quadrupole magnet (5)	30 V, 300 A, 0.1 %

VARIABLE ENERGY CYCLOTRON CENTRE

### SUPERCONDUCTING CYCLOTRON Design Parameters

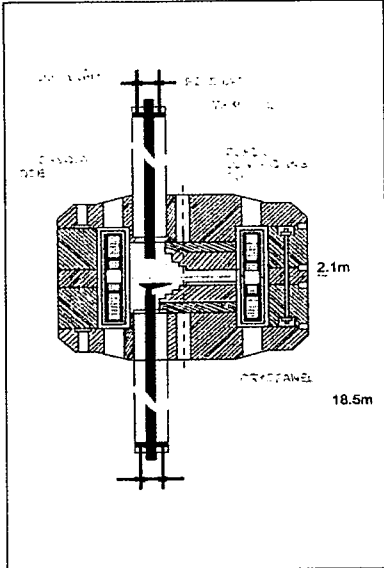
<b>Beam Energy (for a few typical particles)</b>		<b>Vacuum System</b>		
He <sup>+</sup>	320 MeV	Working pressure	10 <sup>-7</sup> torr	
N <sup>+</sup>	770 MeV	Cryo panels &		
A <sup>+</sup>	450 MeV	3 turbomolecular pumps		
Lighter ions (MeV/A)	160 Q/A	<b>Ion Source</b>		
Heavy ions (MeV/A)	520 Q <sup>2</sup> /A <sup>2</sup>	External ECR		
<b>Magnet</b>		Axial injection		
Pole diameter	142 cm	<b>Deflector Type</b>	2 electro static and 9 magnetic channels	
R <sub>DEFLECTION</sub>	67 cm			
Hill Field (max)	58 kG			
Valley Field (max)	43 kG			
Average field	49 kG	<b>Power Supplies</b>		
Steel weight	100 mt	Unit (No. of P/S)	<b>Ratings</b>	
Coil weight	8 mt	Main coils (2)	20V, 1000A, 0.001% Current stability	
Trim coils power	50 kW	Trim coils (18)	30V, 400A, 0.03% stability	
Spiral angle (max)	113.5°	Anode supply (1)	20kV, 22.5A, with fast crowbar	
Conductor	NbTi in Cu	for R.F. System		
<b>RF System</b>		Deflector (2)	120kV, 2mA	
Dee	3.53°	ECR supplies (10)	30V, 300A	
Frequency range	9-28 MHz	for Magnet		
Dee voltage	60 kV (max)	Quadrupole magnet (16)	30V, 300A	
R.F Power	3x80 kW	S.M & D.M P/S (5)	30V, 300A	
Harmonics	1.2			
Energy gain (max)	240 kV/turn			

Fig. 14(a) Sectional view of a Superconducting Cyclotron.

## 分担研究報告書

## 放射線安全管理に関する検討

分担研究者 西澤かな枝

独立行政法人 放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター 医療被ばく防護研究室長

## 研究要旨

粒子線等の新たな放射線治療技術の導入に当たり必要となる法規制などの検討のため、国内既存の粒子線治療施設の実態を調査した。多くは既存の高エネルギー放射線発生装置に関する規制を準用しており、安全上の問題はないが、届け出で対象域の設定範囲などに解釈上の違いがあった。今後、粒子線治療施設が増加することが予想されており、統一が望まれる。その規制整備ための基礎資料となった。

## A. 研究目的

日本において増加が予想される粒子線治療施設の医療法における放射線安全管理の為の規制あり方について検討する基礎資料として、国内施設に対し、現状を調査する。

## B. 研究方法

国内の粒子線治療施設に対するアンケート調査および、電話による聞き取りにより、次の項目について調査し、検討した。

年間患者数及び現在までの総数、定格出力（出力の記述法）、届け出での範囲（治療室のみまたは発生器本体室を含むか否か）、排気・排水に対する配慮、モニター設置の有無、ビーム発生時の自動表示・出入り口の数とインターロックの状況（特に複数の治療室がある場合の、施錠に関するリレー回路の状況）など。

## C. 研究結果

粒子線施設は放射性同位元素などによる放射線障害防止法の対象でもあるため、排気・排水に対する配慮や排気・排水モニターの設置、

ビーム発生時の自動表示・出入り口の数とインターロックの状況等は、安全上の問題はなかった。しかし、医療法施行規則上は現在、ライナックなどの高エネルギー放射線発生装置に関する規制を準用しているため、管理上に問題はないが、不統一な面もあった。治療施設としての届け出では治療室のみの場合と、加速器本体室を含む場合があった。また、定格出力の記述も、エネルギーで表示する場合と最大出力電量で表示する場合があったなど定義の解釈に曖昧さがあった。

## D. 結論

国内の現在運転中の粒子線治療施設に於いては、放射線障害防止法と、医療法上では高エネルギー放射線発生装置に対する規則が準用されることにより、規制されており、防護上の安全は担保されている。

しかし、今後、施設の増加が予想されているところから、現在不統一であるところや記述方法に関して統一されることが整合性を保つ上で役立つと思われる。

## 安全管理に関する検討調査

分担研究者 赤羽恵一

独立行政法人 放射線医学総合研究所 医療放射線防護研究室 主任研究員

### 研究要旨

これまでに得られた知見を元に、重粒子線等治療施設にかかる、医療法施行規則等の放射線安全管理規制に基づく安全管理について検討した。診療用高エネルギー放射線発生装置としての防護で対応可能であることを確認すると共に、現状との整合性をより高めるための要件について検討した。

#### A. 研究目的

現行の医療法施行規則における、現状とより整合性の高い重粒子線等治療施設の防護のあり方について検討する。

#### B. 研究方法

重粒子線等治療施設にかかる諸放射線安全管理関連法令について、これまでに得られた知見を元に検討を行った。

具体的には、医療法施行規則・放射線障害防止法など、現行の医療放射線防護関連法令における、患者の放射化等による放射線診療従事者等の被ばく線量評価に基づく防護と、施設基準の各項目に着目して比較検討した。

#### C. 研究結果

医療法施行規則として重粒子線等治療施設にかかる項目は、診療用高エネルギー放射線発生装置と室である。職業被ばくおよび公衆被ばくに関し、重粒子線等の照射による患者及び機器等の放射化由来の被ばくは、通常の治療環境では既存の規制レベル

以下に抑えられることが確認された。

施設基準である診療用高エネルギー放射線発生装置室としては、重粒子線等を発生させる室と、患者を照射する室が異なっている特徴がある。また、照射線錐外の線量については、その定義と線量評価に曖昧な部分があることが確認された。また、インターロックについては、既存の解釈で対応可能と考えられた。その他、重粒子線等治療に特化した防護項目を追記する必要性は認められなかった。

#### D. 結論

これまでに得られた実測値等に基づき、重粒子線等治療施設の放射線安全管理について、現行の管理法令との整合性を検討した。基本的に診療用高エネルギー放射線発生装置としての管理で対応可能であるが、照射室と発生室・照射線錐等の定義・解釈に若干の曖昧さがあることが認められた。今後、より現状に適した法令改正による整合性の確保が期待される。

厚生労働省科学研究費補助金（医療技術評価総合研究事業）  
分担研究報告書

線量評価法に関する研究

分担研究者 松藤成弘

放射線医学総合研究所 理工学部 主任研究員

研究要旨

線量評価に関する研究として、粒子線治療照射で用いられる照射野形成機器及び患者から生じる二次中性子生成の実態を把握するため、国内五施設において粒子線治療室中の二次中性子分布取得実験を行った。

A. 研究目的

粒子線治療照射の際に、治療ビームが照射野形成機器、患者体内で引き起こす核反応の結果生じる二次中性子の実態を調査するため、国内の粒子線治療施設で実測を行うことを目的とする。

B. 研究方法

粒子線治療場で生じる二次中性子は、熱外～数 100MeV の幅広いエネルギー分布を持つことが考えられる。加えて、ガンマ線や荷電粒子なども混在していることから、中性子の測定には幅広いエネルギー範囲にある中性子を他の放射線種から区別して測定を行える必要がある。この条件を満たす検出器として、今回ボナー球検出器を用いた測定を実施した。ボナー球検出器はポリエチレン球の中心に熱中性子検出器を挿入した構造を有する。ポリエチレン球のサイズによって入射中性子を熱中性子にまで減速できるエネルギーの範囲が決まることから、種々の異なる直径のポリエチレン球を用いて測定を行うことで、入射中性子のエ

ネルギー分布を取得することができる。今回、このボナー球の前面に”veto”検出器としてプラスチックシンチレーション検出器を設置することにより、測定結果からの荷電粒子イベントの除去を実現した。

この測定と並行して、近年開発された WENDI-II 型高エネルギー対応レムカウンターの測定も実施した。通常のレムカウンターが 10MeV 以上の中性子に対して感度を持たないのに対して、WENDI-II は減速材内部に粉末タングステンの層を設けることで、最大 1GeV の中性子に対しても感度を有することに成功した。

これらの検出器を用いて、照射点に人体模擬材として水（210mm × 200mm × 390mm）を設置し、実際の治療時と同一の照射手法で水に粒子線を照射した際に生成される中性子のエネルギー・角度・距離分布を測定した。

C. 研究結果

ボナー球検出器による測定の結果、炭素線治療場の中性子エネルギースペクトルは

大きく3成分：1)10keV以下、2)10 keV-10 MeV、3)10 MeV以上、に分けられることが判明した。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た。

一方、ファントムと測定位置の距離が長くなるほど、中性子量が減少するものの、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ないことが判明した。また、照射野の形状を決定する多葉コリメータ(MLC)の開口幅を変化させることでは、散乱成分にはその影響は全くみられなかった。しかし、高エネルギー中性子についてはMLCを閉めると減少したことからこれら高速中性子が主に水中にて生成されていることが示唆された。

一方、陽子線場では中性子分布の角度・距離依存性は極めて緩やかであり、中性子が治療室内に等方的に生成されていることが判明した。

また、WENDI-IIを用いた測定では陽子線場、炭素線場共々ボナー球による測定結果と15~40%以内の精度で一致することが確認された。そこで、WENDI-IIにより水標的から90度方向の中性子線量当量を標的からの距離の関数として取得した。その結果、標的に照射された物理線量当たり生成される二次中性子は、炭素線の方が陽子線よりも少ないことが確認された。

#### D. 考察

Hallは90度方向の周辺線量当量を用いて、陽子線治療のpassive法とscanning法を比較している。そこで、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。その結果、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判明した。

しかし、我々の測定とHallの報告とは数倍の差がある。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。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、複数の粒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。

#### E. 結論

粒子線治療時に生成する二次中性子の空間分布測定手法を確立した。二次中性子は、作業従事者に対しては十分に遮蔽されており、また照射終了と同時に消滅することから、作業従事者の防護の観点では検討する必要はないが、患者に二次がんを誘発するリスクについては未だ完全には結論付けられていない。

国内各施設における二次中性子測定の結果、多くがビーム軸にそって分布する炭素線場に対して、陽子線場では等方的に分布するなど、陽子線と炭素線では分布形状が大きく異なることが判明した。また、生成量の観点では陽子線が炭素線を上回ったが、その程度は従来のX線治療場とほぼ同程度であることが判明した。今後、二次がんのリスク評価と共に、様々な照射条件での測

定を実施することで、中性子の分布について知見を蓄積する必要がある。

#### G. 研究発表

##### 学会発表

・ N. Matsufuji *et al.*

Measurement of Neutron Dose Distribution during Charged Particle Radiotherapy, NIRS-MDACC Symposium on Clinical Issues for Charged Particle Radiotherapy, March 2008, Houston, USA.

・ 松藤成弘

陽子線、重粒子線治療での中性子被曝評価、第 55 回応用物理学会シンポジウム「中性子場の線量評価～測定原理から医療応用まで」、2008 年 3 月、船橋、千葉

## 研究成果の刊行に関する一覧表

### 1. 報文集

#### Proceedings of 7th NIRS Research Center for Charged Particle Therapy Symposium Progress in Heavy Ion Radiotherapy

米内俊祐：炭素線治療における二次中性子の評価、(pp. 96-104)

赤城 卓：照射機器内に生じた残留放射能からの放射線強度測定 (pp. 105-110)

上叢義朋：粒子線治療施設における放射線防護と管理 (pp. 111-114)

### 2. 雑誌

西澤かな枝, 赤羽恵一, 松藤成弘, 金井達明, 上叢義朋：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して、 放射線科学50(7) ; 39-42, 2007



# 特集 ここまで来た重粒子線治療

—現状と将来展望—

《Ⅲ》重粒子線治療の普及に向けた取り組み

1. 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して  
医療放射線防護研究室／西澤 かな枝、赤羽 恵一、  
理工工学部／松藤 成弘、金井 達明  
理化学研究所 仁科加速器研究センター／上叢 義朋

別刷

## 《Ⅲ》重粒子線治療の普及に向けた取り組み

# 1. 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して

医療放射線防護研究室 西澤 かな枝、赤羽 恵一 理工学部 松藤 成弘、金井 達明  
理化学研究所 仁科加速器研究センター 上養 義明

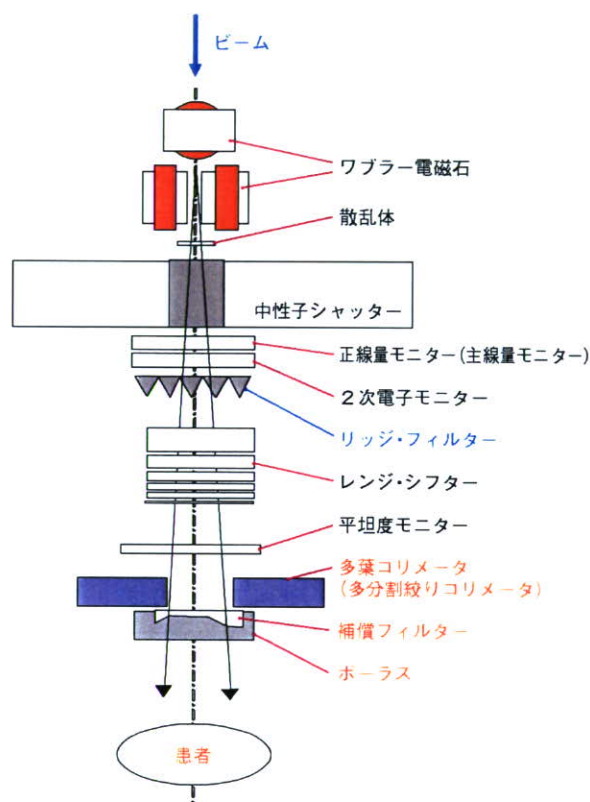
## はじめに

陽子線・重粒子線を使用した放射線治療は、新しい治療技術として良好な治療成績を示しているため、今後この治療方法が徐々に普及していくことが予想されるが、重粒子線等の医療施設の放射線防護については、通常の加速器施設と同じ安全規制がなされている。そこで、重粒子線をはじめとした新たな放射線の医療利用における防護の考え方を整理し、実際の線量測定に基づいた情報の収集を行うことで、今後の具体的な構造基準や安全管理指針等の策定に必要な知見を集積するために、現在日本で陽子線・重粒子線の治療を行っている6施設の協力を得て、治療施設における防護を評価し、新たに規制すべき項目の必要性を検討した。

## 装置等の放射化による医療従事者の被ばく

放射線治療施設からの漏洩放射線に関しては法令に準じて測定が行われており、問題になることはない。また、放射線治療では、照射中はインタロック装置によって照射室に患者以外は立ち入ることができない。診療放射線技師や医師、看護師、患者家族などが被ばくするとすれば、その主な原因は、照射重粒子線と、機器や患者を構成する原子核との核反応によって生成される誘導放射能が、照射終了後も残留することによる。従って、この残留放射能からの放射線の強度を測定し、最も被ばくする可能性の高い診療放射線技師について、線量評価を行った。

残留放射能は重粒子線を生成する加速器側（上流）から見て、多葉コリメータ（施設によっては多葉コリメータが無く、非常に大まかにビーム形状を限定するブロックコリメータが用いられている）、患者コリメータ、補償フィルタ（両者とも患者に固有の物であり、照射終了時に取り外す）、および患者患部での発生が予想される



図Ⅲ-1-1: 照射口の構造  
赤で記した部分が放射化し医療従事者がふれる可能性がある部分

(図Ⅲ-1-1 参照)。

これらの放射化を、国家標準とトレーサビリティのある標準場において1年以内に校正済みの電離箱式サーバイメータにより測定した(図Ⅲ-1-2 参照)。重粒子線治療施設2施設、および陽子線治療施設3施設に於いて同一のプロトコルにより評価が行われた。

### 1) 被ばく評価

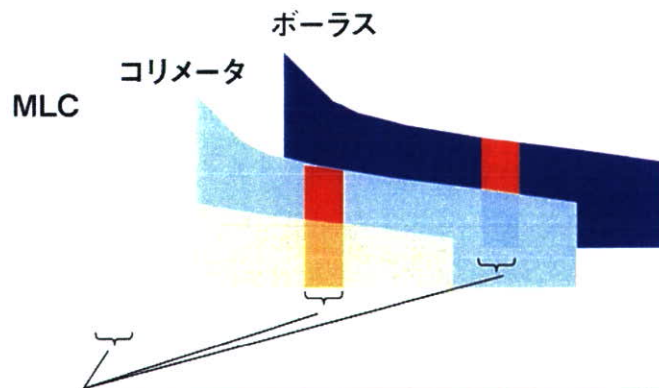
治療に伴う機器の取り外しなど、すべての作業を一人の技師が行うと仮定して被ばく量を見積もった。作業と線量の状況は次のようになる。多葉コリメータからの光子による実効線量の被ばく量は、照射ポートから50cmの位置における線量の時間積分値になる。同様に患者コ



図Ⅲ-1-2: 照射実験の様相

放医研での平均所要時間

作業	照射停止から作業開始までの時間 [a]	作業の所要時間 [a]	線源と評価点までの距離					
			実効線量評価 ( $\gamma$ )			皮膚等価線量評価 ( $\beta + \gamma$ )		
			MLC	コリメータ	ボラス	MLC	コリメータ	ボラス
患者固定具取り外し	25	30	50cm	30cm	30cm	50cm	30cm	30cm
患者コリメータ取り外し (脇のテーブルに置く)	55	10	50cm	30cm	30cm	1.5cm	0cm	0cm
ボラス取り外し (脇のテーブルに置く)	65	10	50cm	30cm	30cm	1.5cm	30cm	0cm
ボラス収納 (保管場所に移動)	75	15	-*	-*	30cm	-*	-*	0cm
患者コリメータ収納 (保管場所に移動)	90	10	-*	30cm	-*	-*	0cm	-*



各機器の放射化測定結果を上記時間積分することで実効線量、皮膚等価線量を評価

図Ⅲ-1-3: 放射線技師の行う作業および照射停止から作業開始までの時間、作業の所要時間、線源からの距離。実効線量の評価はガンマ線による線量率を、皮膚等価線量の評価はベータ線とガンマ線の合計線量率を用いる。\* 距離が遠いため線量寄与は無視する

表Ⅲ-1-1:炭素線治療における診療放射線技師の実効線量と皮膚等価線量の評価

	実効線量 (μSv)			皮膚等価線量 (μSv)		
	施設1 <sup>1)</sup>	施設1 <sup>2)</sup>	施設2	施設1 <sup>1)</sup>	施設1 <sup>2)</sup>	施設2
患者固定具取り外し	0.108	0.085	0.054	0.119	0.125	0.099
患者コリメータ取り外し (脇のテーブルに置く)	0.034	0.018	0.017	0.759	0.252	0.417
補償フィルタ取り外し (脇のテーブルに置く)	0.034	0.017	0.017	0.331	0.226	0.136
補償フィルタ収納 (保管場所に移動)	0.005	0.007	0.006	0.299	0.192	0.111
患者コリメータ収納 (保管場所に移動)	0.023	-	0.007	0.358	-	0.277
合計線量 (μSv)	0.203	0.128	0.101	1.866	0.795	1.040
年間被ばく量 (mSv)	1.057	0.665	0.530	9.701	4.132	5.410
3 月間被ばく量 (mSv)	0.264	0.166	0.133	-	-	-

注:1)水中飛程約150mmの低エネルギー照射 2)水中飛程約250mmの高エネルギー照射

リメータからの線量率の積分値、同じく補償フィルタからの線量率の積分値を計算し、3つの積分値の合計が患者固定具取り外し時の被ばく線量になる。以下同様に、患者コリメータ取り外し (脇のテーブルに置く)、補償フィルタ取り外し (脇のテーブルに置く)、補償フィルタ収納 (保管場所に移動) 時の被ばく線量、患者コリメータ収納 (保管場所に移動) 時の被ばく線量を求め、すべての線量の合計が、1人の患者の1回の照射に伴う診療放射線技師の被ばくになる。最大線量を見積もるために、作業開始までの時間は最も早い例を、作業時間は長い例を参考にして決めた。作業時間、線源からの距離などの条件は図Ⅲ-1-3に示した。図Ⅲ-1-3は患者一人の照射に関する値であり、一人の診療放射線技師は表Ⅲ-1-1の作業を1日20回、年間260日(3月間で65日)行うと仮定した。

## 2) 診療放射線技師の被ばく評価の結果

重粒子線等治療施設での放射化測定結果に従って、診療放射線技師の被ばくを評価した結果の例を炭素線治療について表Ⅲ-1-1 (施設1・2)に示す。

評価した被ばく線量の最大値は、炭素線治療において、施設1では低エネルギー照射に対して実効線量で約1.06mSv、皮膚の等価線量で約9.70 mSv、高エネルギー照射に対して実効線量約0.67 mSv、皮膚の等価線量約4.13 mSvと見積もられた。施設2では、実効線量が約0.53 mSv、皮膚線量が約5.41 mSvであった。最大の場合でも、職業人の被ばく限度の5.5%以下であった。

陽子線治療における線量は、施設2が実効線量で3.04 mSv、皮膚線量で約38.7 mSvである。同様に、施設3では実効線量が約2.28 mSv、皮膚線量が約31.2 mSv、

施設4は実効線量が約5.53 mSv、皮膚線量が約73.5 mSvという結果になった。最大でも、職業人の被ばく限度の28%以下であった。

一方、X線治療で使用されている高エネルギー医用電子加速器での診療放射線技師や医師などへの年間の実効線量は加速エネルギーが10MeV以下では無視できる程度に小さいが、10MeV以上では急激に大きくなる。AlmenやPerrinらによって評価されており<sup>1,2)</sup>、表Ⅲ-1-2のようにまとめられている。

表Ⅲ-1-2:高エネルギー医用電子加速器における診療放射線技師の実効線量と皮膚等価線量の評価

A.Almen(1991) <sup>1)</sup>	13 - 17 MeV	1.0 - 2.8mGy	0.7 - 3.3mGy
B.Perrin(2003) <sup>2)</sup>	18 MeV <sup>注)</sup>	2.5 mSv	

注) 6MeVの実効線量評価は2倍と報告されている

以上のように、診療放射線技師の実効線量は、10MeV以上の高エネルギー医用電子加速器を使用したX線治療の場合と重粒子線等治療の場合とは同程度となった。これらから、重粒子線等治療に対してX線治療で行われている従来の規制以上に特別な規制の必要はないと考えられる。

## 3) 患者家族等の被ばく、および環境への影響について

患者家族の被ばくの見積もりでは、照射終了2分後に患者が照射室から出た後、家族が2時間付き添った場合の積算線量を考えた。炭素線および陽子線の治療では、患者に対し1~30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、30回分の値を、家族一人の被ばく量と仮定した。患者を模擬したタフウォーターの放射化測定に基づいて施設1(炭素線)で