

放射線治療時の治療患部外散乱被曝線量に関する研究

川辺 睦, 中桐義忠¹⁾, 小橋一輝²⁾, 安村直樹³⁾, 山下剛央⁴⁾,
後藤佐知子¹⁾, 丸山敏則¹⁾, 澁谷光一¹⁾, 杉田勝彦¹⁾

要 約

現代の医療のなかで癌治療において不可欠な存在となった放射線治療。一方、放射線被曝はたとえわずかであってもリスクが伴い、厳しく規制されている。ただし医療被曝はこの限りになく、過去においては癌患者に放射線治療をおこなう際の患部以外の被曝についてはあまり問題視されなかった。これには癌の治療という前提に加え、長期生存の可能性が低く、存命中に晩発障害が発生することが低いと考えられていたからである。しかし、集学的治療が確立した今後の放射線治療においては完治する放射線治療患者が多くなり、治癒後の余命が長くなることが予測される。放射線被曝による確率的影響は閾値がなく、影響は当然現れるであろう。そこで、放射線治療をおこなう際の患者の散乱線被曝線量、治療室内散乱線量、さらに高エネルギー放射線発生装置を取り扱うときに問題となっている中性子を測定した。

その結果、測定線量は治療患部外被曝、室内散乱線量ともに無視できない量であることがわかった。中性子については、人体に影響がある線量は検出されなかったが、中性子の存在は室内物品の放射化の可能性を示唆するもので定期的な測定管理が必要である。また、X線撮影室用の防護衣による散乱線被曝の低減効果は放射線治療室では無意味であった。

キーワード：散乱線被曝, 中性子, 放射線治療, 確率的影響

緒 言

わが国は二十一世紀を迎え、世界でも類のない長寿社会に突入した。平均寿命が延びたのは新生児死亡率の低下もその一因であろうが、かつて死亡原因として最も多かった脳血管系及び心疾患での死亡が医療技術の進歩により著明な減少がもたらされたことがある。その結果、癌年齢まで生存する人間が増え、相対的に癌死亡率が増加した。この傾向はおそらく今後も続くと考えられ、医療技術は癌治療成績の向上を目指して日進月歩の発展を遂げている。最近是集学的治療の確立による治癒率の上昇、いわゆる“治る癌”ができて治癒後の余命が長くなる傾向がある。過去の治療においては癌そのものを治すために長期的な副作用はある程度犠牲とし、その副作用がでる前に死亡するケースが多かった。しかし、

今後は長期にわたる生存を視野に入れ、治療による副作用は確率的影響まで考慮したものが要求され、放射線治療においては治療患部外の放射線被曝についても注目しなければならない。また、散乱線被曝する放射線はX線に限らず、X線と物質との衝突により発生する γ 線でも被曝する。Xおよび γ 線の生体との相互作用は電離・励起作用であり、ほぼ同じ効果といえる。しかし、X線発生のために加速する電子は数 MeV を超えると、自ら生成した制動放射X線による光核反応を伴うために中性子を発生する¹⁾。光核反応とは、原子核中の中性子の結合エネルギーよりも大きいエネルギーを有する光子線が、この原子核に入射すると核反応が起こることで、この(γ , n) 光核反応で発生した中性子を光核中性子と呼ぶ。すべての光子エネルギー、ターゲット核

岡山大学大学院保健学研究科保健学専攻修士課程

1) 岡山大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

2) 兵庫県立淡路病院

3) 津山中央病院

4) 岡山大学医学部保健学科放射線技術科学専攻第一期生

に対する光核反応のデータを整備することは事実上不可能であるのでシミュレーションによって生成率を推定する以外に方法はない。また、中性子はX線や γ 線と違い物質との相互作用のなかでイオンを生成し生体高分子を放射化することがあるため、生体が被曝すると非常に危険である。

今回は放射線治療をうける患者の高感受性臓器や生殖腺などへの散乱線被曝線量を測定し、治療患部外での被曝がどの程度であるのかを推定した。X線は加速電圧10MV、4MVの2種類について測定をおこなった。治療室内散乱線量については加速電圧10MV、6MV、4MVの3種類のX線で測定をおこない、X線エネルギーと中性子生成の確認およびその線量を測定した。また、X線撮影室用の防護衣で治療室内での散乱線被曝はどの程度防護できるのかなどを測定し、治療患部外被曝の低減方法について模索したので報告する。

使用機器

医療用直線加速器（東芝製 MEVATRON 77DX67）から発生する10MV および6MV のX線と、同じく医療用直線加速器（東芝製 MEVATRON MXE2）からの4MV のX線を使用し、線量の測定には長瀬ランダウア社製ルクセルバッジ線量計（ Al_2O_3 :C素子）を用いた。患者を想定した散乱体ファントムとして、アクリル製の胸部と頭頸部のファントム、さらに Mix-Dp の骨盤ファントムを組み合わせて用いた。

ルクセルバッジ線量計（以下ルクセル）は、Optically Stimulated Luminescence (OSL) 法という原理でフェーディング現象が起こりにくく安定した線量測定が可能で、X・ γ 線を検出下限0.01mSv

まで測定できる感度を有している（Pタイプ）。また、個体飛跡検出器 Solid State Track Detector (SSTD) で高速中性子（500KeV～10MeV）および熱中性子（0.025eV～0.5eV）が測定可能であり、検出下限は高速中性子が0.2mSv で熱中性子が0.1mSv である（Jタイプ）²⁾。なお、今回測定に使用したのは業務従事者の被曝実効線量測定用ルクセルPタイプとJタイプで同社から提供されている環境測定用のルクセルは用いていない。

防護衣は0.25mmPb 鉛当量のX線撮影室用のものを使用し、防護衣着用ファントムは15cm厚の Mix-Dp を使用した。

方 法

1. 治療患者の患部外における散乱線被曝の測定

医療用直線加速器が設置されている岡山大学医学部附属病院放射線治療室の2室において、治療患者を想定した頭頂部から骨盤部までのファントムを治療台に設置し、その胸部縦隔に8*12cm²の照射野を設定し、前後対向2門で体厚中心にあるターゲットに対し合計20Gyの吸収線量を与えるよう照射を施行し、水晶体・甲状腺・卵巣・睪丸の各臓器にルクセルを設置し散乱被曝線量を測定した。誤差をなくするため、照射は分割せず1回で行った。甲状腺および睪丸については体表面からの深さが浅いので、外部散乱線と体内散乱線の測定のため体表面と体内部の2箇所について測定した。水晶体は体表面で測定し、卵巣においては体内部のみで測定した。X線加速電圧は10MV、4MVについて行い、中性子の測定やX線エネルギーによる散乱の違いについて検討した。

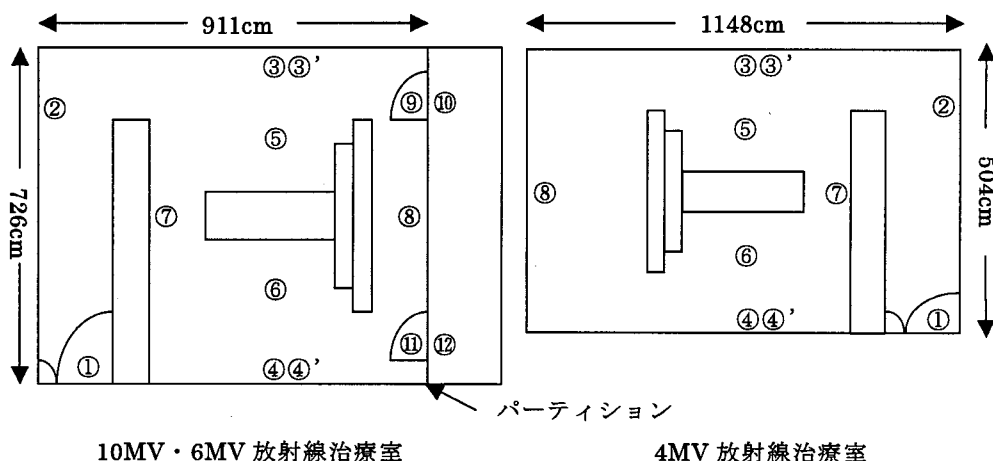


図1 各治療室とルクセル配置図

2. 治療室内の散乱線量分布の測定

治療室内にルクセルを設置し、治療患者の患部外被曝線量測定と同時に室内散乱線分布について測定した（図1）。X線加速電圧は10MV、6MV、4MVについて行い、中性子の測定やX線エネルギーによる散乱の違い、治療室の大きさによる違いについて検討した。10MVおよび4MV-X線については図1における測定点③④で照射野40*40cm²のOpen Fieldで測定をおこない、照射野の大きさによる散乱線量の違いについても検討した。なお、照射野40*40cm²の結果は③'、④'に示す。アイソセンターから測定点までの距離については、表1に示す。

表1 治療室内各測定点とアイソセンターからの距離

	10MV・6MV 放射線治療室	4MV 放射線治療室
③	363cm	252cm
④	363cm	252cm
⑤	181.5cm	126cm
⑥	181.5cm	126cm
⑦	355cm	495cm
⑧	288cm	390cm

測定点の床からの高さは10MV・6MV治療室が132cm、4MV治療室が128cm。

3. 散乱線の防護

仮に人間がX線撮影室で使用する0.25mmPb鉛当量防護衣を着用して治療室内にいることを想定して、厚み15cmのMix-Dpファントムにルクセルを胸、両脇、背中に相当する部位に装着し、それらすべての方向を防護衣で覆い、治療台に設置したファントム散乱体に対し照射野8*12cm²、前後対向2門で

20Gy照射した。また、対照として防護衣なしでの照射もおこなった。放射線治療のアイソセンターからファントム表面までの距離は200cmで治療ベッドと平行に設置し、ルクセルの装着場所の高さはアイソセンターとした。なお、測定は10MVおよび4MV-X線について行い、X・γ線のみ測定した。

結 果

1. 治療患者の患部外における散乱線被曝

測定結果を表2に示す。10MV-X線照射時にはいずれの測定点においても中性子が検出された。中性子については高速中性子と熱中性子とを比較した場合、卵巣を除いて高速中性子のほうが多く検出された。散乱被曝線量が最も多かったのは甲状腺の体表面での測定点であった。

2. 治療室内の散乱線量分布

X線加速電圧と各測定点における散乱線量の結果を表3に示す。室内散乱線量分布で中性子が検出されたのは10MV-X線照射時のみで4MVおよび6MV-X線では検出されなかった。また、10MV-X線で検出された中性子は高速中性子のみであり、熱中性子は検出されなかった。10MVおよび6MV-X線の場合、測定点③④⑤⑥より距離が2倍になると測定線量はおおよそ4分の1となりX・γ線減弱の距離逆二乗の法則にそった測定結果となった。しかし、4MV-X線においては治療室の大きさも違うが、約2分の1にしか減弱しなかった。照射野を40*40cm²に設定し測定した結果は大幅な散乱線量増加となった。

今回の測定において、患者を想定したファントムに対してはどの加速電圧のX線でも20Gyの吸収線量となるよう補正し照射をおこなったが、各測定点

表2 胸部縦隔に対し20Gyの吸収線量を与えたときの治療患部外被曝線量

		10MV-X線			4MV-X線		
		X・γ線	高速中性子	熱中性子	X・γ線	高速中性子	熱中性子
水晶体		77.9mSv	1.3mSv	0.2mSv	54.3mSv	*M	M
甲状腺	体表面	445.5mSv	1.9mSv	0.2mSv	352.3mSv	M	M
	体内部	168.5mSv	1.5mSv	0.2mSv	177.5mSv	M	M
卵 巣		40.0mSv	0.1mSv	0.3mSv	30.9mSv	M	M
睪 丸	体表面	31.9mSv	1.5mSv	0.2mSv	14.3mSv	M	M
	体内部	26.7mSv	0.8mSv	0.1mSv	17.2mSv	M	M

線量はすべて実効線量でX・γ線の検出下限は0.01mSv、中性子線は0.1mSv。

*Mは検出下限未満。

表3 胸部縦隔に対し20Gyの吸収線量を与えたときの治療室内の散乱線量

	10MV-X線		6 MV-X線		4 MV-X線	
	X・ γ 線	高速中性子	X・ γ 線	高速中性子	X・ γ 線	高速中性子
①	M	M	M	M	M	M
②	0.04mSv	M	0.03mSv	M	M	M
③	2.66mSv	0.4mSv	2.40mSv	M	4.00mSv	M
④	2.72mSv	0.5mSv	2.33mSv	M	4.16mSv	M
⑤	11.65mSv	0.7mSv	4.75mSv	M	7.50mSv	M
⑥	13.61mSv	0.6mSv	9.87mSv	M	6.95mSv	M
⑦	1.44mSv	0.2mSv	0.79mSv	M	0.34mSv	M
⑧	0.42mSv	M	1.24mSv	M	0.28mSv	M
⑨	3.75mSv	M	3.06mSv	M	—	—
⑩	2.57mSv	0.2mSv	1.57mSv	M	—	—
⑪	3.76mSv	M	3.10mSv	M	—	—
⑫	2.54mSv	0.2mSv	1.72mSv	M	—	—
③・※	6.75mSv	0.2mSv	—	—	17.53mSv	M
④・※	7.00mSv	0.2mSv	—	—	17.91mSv	M

線量はすべて実効線量でX・ γ 線の検出下限は0.01mSv、中性子線は0.1mSv。

Mは検出下限未満で熱中性子はすべての加速電圧X線の各測定点において検出されなかった。

※測定点③・④は③④を照射野40×40cm²で照射線量を再計算後、測定した結果。

表4 X線防護衣の防護効果

	10MV-X線			4 MV-X線		
	防護衣(-)	防護衣(+)	透過率	防護衣(-)	防護衣(+)	透過率
胸	10.04mSv	8.50mSv	84.7%	5.28mSv	4.03mSv	76.3%
背 中	3.63mSv	3.82mSv	105.2%	2.04mSv	1.57mSv	76.9%
左 脇	7.44mSv	6.22mSv	83.6%	3.26mSv	2.12mSv	65.0%
右 脇	5.68mSv	6.33mSv	111.4%	4.69mSv	—	—

線量はすべて実効線量で透過率は防護衣(+)の線量を防護衣(-)の線量で除したものである。

の散乱線量は必ずしもX線エネルギーと被曝線量の間に相関関係はなかった。

10MV・6 MV-X線発生用の直線加速器が設置された治療室には、パーティションで仕切られた治療用備品を置く空間があり、扉（小松ウォール社製ポリエステル化粧合板、芯材はペーパーハニカム）の内外での線量は、10MV-X線の方が扉を透過する線量が多い結果となった。

3. 散乱線の防護

測定結果を表4に示す。治療患者を想定した人体ファントムから200cmの距離において、その散乱線は4 MV-X線についてわずかながら被曝線量は減

少し防護衣の防護効果が認められたが、10MV-X線については逆に増加した線量を計測するなど、効果が明確にあったとはいえなかった。

考 察

1. 治療患者の患部外における散乱線被曝

測定結果からX・ γ 線についての散乱線量は照射野からの距離と線量の関係は遠位になるほど少なくなっている。高速中性子については距離に加えて、水分から構成される人体を透過する際に減弱したものと考えられる。10MV-X線における中性子についてはそのような法則性が当てはまらない結果となったが、卵巣における高速中性子は他部位と比較し

て極端に少ない線量となっており、測定方法に問題があったと思われる。検出された中性子のうち熱中性子が高速中性子に比べ少なかったのは、熱中性子は陽子によって捕獲され γ 線を放射して重陽子になりやすいということが原因として考えられる³⁾。X線エネルギーで比較した場合、甲状腺体内部の測定点のみが4 MV-X線のほうが多い被曝線量となった。これは甲状腺体表面の散乱線量を考えると、胸部縦隔からの距離が近いことX線発生から散乱を經由せずにエネルギーを維持したままのX線が入射している可能性が高く、体表面から浅い甲状腺は10MV-X線ではビルドアップ効果でピーク線量に達していないことが考えられる。

2. 治療室内の散乱線量分布

中性子は加速電圧10MV-X線照射時のみで検出され、6 MV-X線では存在が認められなかったが、加速電圧6 MVでは中性子が生成されないと結論付けるのは危険である。検出された中性子は高速中性子のみで熱中性子は検出されなかったのは、前述したように陽子によって捕獲され γ 線を放射して重陽子になりやすい原因が考えられる。10MVおよび6 MV-X線で距離の逆二乗の法則が成立した測定点③④⑤⑥において、4 MV-X線では同様の結果が得られなかったのは、X・ γ 線エネルギーが低いほど治療室の壁にたいして透過する線量よりも散乱する線量が多くなり、ルクセル本体が壁からの後方散乱を検出した結果であると考えられる。放射線治療室の壁は操作室をはじめとする管理区域外への放射線漏洩を防ぐことを最優先につくられ費用対効果の関係からコンクリートが多く用いられているが、室内での散乱を最小限にする意味で放射線を減弱・吸収する材質を壁や床面に使用することが治療患者の患部外被曝を低減するのに有効であると思われる。

患者を想定したファントムに与えた吸収線量は同じ線量であるのに散乱線量が大きく異なった理由は、まず、4 MV-X線発生装置が設置されている部屋と10MV-X線発生装置の部屋で縦横の大きさが違うことがある。それを考慮すると全体としてはX線エネルギーが高くなるほど治療室内に分布する散乱線量は大きくなっており、室内散乱線量は加速電圧が高くなるほど多くなると推定できる。また、照射野を40×40cmに設定して測定した③'④'においては、照射野係数で補正し照射線量を再計算したうえで照射した。よって、散乱線量が3～4倍にも達した結果は照射野が大きく設定されれば室内散乱線量は増

表5 (γ, n) 反応で生成する放射性核種⁵⁾

物質	生成核種	半減期	閾値エネルギー (MeV)
コンクリート	¹¹ C	20.4m	18.7
	¹⁵ O	122s	15.6
	²² Na	2.6y	12.4
	²³ Mg	11s	16.5
	^{26m} Al	6.4s	13.0
	²⁷ Si	4.1s	17.2
	³⁸ K	7.6m	13.1
	⁵³ Fe	8.5m	13.3
アルミニウム	^{26m} Al	6.4s	13.0
鉄	⁵³ Fe	8.5m	13.3
銅	⁶² Cu	9.7m	10.8
	⁶⁴ Cu	12.7h	9.9
鉛	²⁰³ Pb	52h	8.4
空気	¹³ N	9.96m	10.5
	¹⁵ O	122s	15.6

加することを示唆している。

10MV・6 MV-X線治療室にあるパーティション扉はX・ γ 線を遮蔽する材質で作られてはおらず、今回の実験ではその扉が中性子を減速・吸収させるのではないかとこの予測のもとに測定をおこなったが、結果に反映されなかった。10MVと6MVを比較するとX・ γ 線の扉に対する透過率は10MV-X線の方が大きく半価層などを考えても予測された結果となった。

加速電圧6 MeV以上の電子加速器を有する施設では放射化物の取扱いについて管轄省庁からの勧告が出されているが⁴⁾、現時点で放射化物はないのでそれによる放射線被曝はない。しかし、中性子が測定されている以上(γ, n)反応は起こっており、室内汚染する可能性がある。光核反応により生成される核種と半減期および反応が起こる閾値エネルギーを表5に示す⁵⁾。この表に挙げた物質はいずれも放射線治療室に存在するものであるが、10MV-X線発生装置の使用ではCu、Pb以外は問題になることは考えられない。

3. 散乱線の防護

撮影室で使用するX線エネルギーの領域でその散乱線被曝防護のために製造されている0.25mmPb当量の防護衣では放射線治療で用いるX線の散乱線に対して防護効果はほとんどなかった。なお、今回の実験では使用していないが、ラジオアイソトープ

検査に使用する防護衣は、 γ 線エネルギーが大きい核種があるため、鉛含有が多く厚みのあるものになっているが、今回の結果を考察すると防護効果は少ないと考えられる。また、仮に防護効果のあるものが開発され、放射線治療患者の生殖腺防護などに使用されるならば、外部散乱線を十分防護でき、かつ体内散乱線を吸収しうる内外二重構造のものが望ましく、十分な検討が必要になると思われる。

4. 放射線治療室内散乱線量と確率的影響

我々は日常生活において一年間に約2.4mSvの自然放射線被曝に曝されている。それ以外に欧米に比して6～7倍多いといわれる医療被曝がある⁶⁻⁸⁾(表6)。

通常の放射線治療では部位や腫瘍細胞の種類により異なるが、平均すると本実験による照射線量の約

3倍にあたる60Gy前後の総線量が照射されることを考慮すると、今回の実験結果より、患者の治療患部外散乱線量の結果は、10MV-X線治療時に甲状腺体表面で1.34Svに達し無視できる線量ではない。なお治療室内散乱線量は最大で40.83mSv(10MV-X線の測定点⑥)であった。確定的影響である永久不妊になる線量は男性10Gy、女性6Gy以上とされている³⁾ので治療部位が隣接などしていない限り心配はないが、発癌や遺伝的影響などの確率的影響は少量であっても無視できない。確率的影響は閾値がなく、低線量の放射線に対する障害で特に癌による死亡と遺伝的欠損が問題になるのはこのためである。確率的影響の起こる頻度は線量に比例するものと考えられているので、この種の影響を評価するため被曝線量1Svあたりの発生頻度が推定されており、組織・臓器別名目確率係数と呼ぶ³⁾(表7)。それ

表6 放射線診断時における被曝線量⁶⁻⁸⁾

検査法	被曝線量
X線診断	胸部撮影(直接) 0.2mSv/件
	胸部撮影(間接) 0.9mSv/件
	胃十二指腸撮影 9 mSv/件
X線透視	食道造影 64mSv/分
	胃十二指腸透視 44mSv/分
X線CT診断	躯幹部断層 約8.3mSv
RI in vivo 検査	骨シンチ ^{99m} Tc 0.008mSv/MBq ⇒ 5.92mSv/740MBq (件)
	肝シンチ ^{99m} Tc 0.014mSv/MBq ⇒ 2.59mSv/185MBq (件)
	心筋シンチ ²⁰¹ Tl 0.23mSv/MBq ⇒ 25.53mSv/111MBq (件)

撮影の被曝線量は代表的な条件のもとでの、一次線量中の皮膚線量。

RIの被曝線量は実効線量。

表7 組織・臓器別名目確率係数³⁾

組織臓器	致死癌の確率 (10^{-2} Sv ⁻¹) 全集団	総合損害 (10^{-2} Sv ⁻¹) 全集団	組織臓器	致死癌の確率 (10^{-2} Sv ⁻¹) 全集団	総合損害 (10^{-2} Sv ⁻¹) 全集団
膀胱	0.30	0.29	卵巣	0.10	0.15
骨髄	0.50	1.04	皮膚	0.02	0.04
骨表面	0.05	0.07	胃	1.10	1.00
乳房	0.20	0.36	甲状腺	0.08	0.15
結腸	0.85	1.03	他臓器	0.50	0.59
肝臓	0.15	0.16	合計	5.00	5.92
肺	0.85	0.80	生殖腺	1.00	1.33
食道	0.30	0.24	総計	—	7.30

生殖腺は重篤な遺伝性障害の確率である。

によると例えば胃は100mSvの被曝で1000人に1人の確率で致死癌になり、総計では100mSvの被曝で1000人につき7人に対して損害を与えることになる。今回はファントムの都合で胃の散乱線被曝線量については測定できなかったが、縦隔からの距離と甲状腺の散乱線被曝線量を考慮すれば、放射線治療後に長期生存する治療患者に対し損害を与えることは十分考えられる。

結 論

放射線治療をおこなう際、今後考えていかななくてはならない治療患部外散乱線被曝は、確定的影響を引き起こす線量であるとはいえない。確率的影響である放射線誘発癌や遺伝的影響は晩発であり、発症しても放射線によるものであることを証明する方法は現在まだ明らかになっていないが、完治した放射線治療患者が増加し延命すれば、確率的影響は当然現れる。X線撮影室では微弱な散乱線であっても問題視されるが、放射線治療の現場では「正当性」の判断からあまり問題にはされていない。外部散乱線被曝を防護可能な防護衣が開発されるならば被曝低減の可能性がある。その場合は、体内散乱被曝線量が防護衣の着用により増加することがないように、内側の材質を十分に検討しなければならない。中性子測定線量は実効線量で1mSv以下であり、人体に影響を与える線量ではない。高エネルギー加速時には制動放射X線によって(γ , n)反応で放射性核

種を生成し、物品を放射化することがあるので、業務従事者は定期的に測定し、治療室内の汚染に注意をはらう必要がある。

謝 辞

今回の研究を進めるにあたりご多忙のなか業務の合間をぬって計測にご協力いただいた医学部附属病院放射線治療室の稲村主任技師をはじめ田原、宇野、青山技師諸氏に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) "Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators", IAEA Tech. Rep. Series No.188, 1979.
- 2) 小林育夫：Luxel 技術資料。長瀬ランダウア株式会社、2000.
- 3) 石川友清編：放射線概論第3版。123, 367, 416-417, 通商産業研究社：東京, 1998.
- 4) 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扱いについて。主任者コーナー Isotope News, No.537：43-46, 日本アイソトープ協会：東京, 1999.
- 5) 日本アイソトープ協会編：主任者のための放射線管理の実践。6, 98-100, 116-117, 129-131, 206-207, 209-211, 225-228, 日本アイソトープ協会：東京, 1992.
- 6) 宮本 潔：医療における放射線防護の取り組み。主任者コーナー Isotope News, No.581：83-86, 日本アイソトープ協会：東京, 2002.
- 7) 草間朋子：あなたと患者のための放射線防護Q & A。医療科学社：東京, 1997.
- 8) 丸山隆司編：生活と放射線。放医研環境セミナーシリーズ No.22, 1995.

A study on the scattering exposure dose in radiotherapy.

Atsushi KAWABE, Yoshitada NAKAGIRI¹⁾, Kazuki KOBASHI²⁾, Naoki YASUMURA³⁾,
Takahiro YAMASHITA⁴⁾, Sachiko GOTO¹⁾, Toshinori MARUYAMA¹⁾,
Kouichi SHIBUYA¹⁾ and Katsuhiko SUGITA¹⁾

Abstract

In modern medicine, radiotherapy has proved indispensable in the treatment of cancer. However, radiation exposure is a health hazard, and is thus strictly regulated. In the past, incidental exposure was not considered to pose a considerable risk, and because radiotherapy was an effective treatment for cancer and because the possibility of the long-term survival was generally poor, the prevalence of radiation injury was thought to be low. In recent years, however, more patients are making complete recoveries, and it is believed that long-term survival is possible with future radiotherapy techniques.

There is no threshold for the stochastic effects of radiation exposure, and thus such effects may be detected even at low levels. In the present study, we measured the radiation exposure due to scattered rays from the patient, incidental radiation levels in the radiotherapy room, and levels of neutron radiation, which is a problem when high-energy X-ray radiotherapy systems are used. The results showed that exposure due to scattered rays and incidental levels in the radiotherapy room cannot be dismissed, and that further investigation is warranted. As for neutron radiation, dosages were below those that are known to influence the human body, but regular measurement is necessary because it may induce radioactivity in otherwise benign equipment. In addition, a protective apron had no effect on the exposure due to scattered rays in the radiotherapy room.

Key Words : Exposure of scattered rays, Neutron, Radiotherapy, Stochastic effect

Student of Graduate School of Health Sciences, Okayama University

1) Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School

2) Hyogo Prefectural Awaji Hospital

3) Tuyama Central Hospital

4) First graduation class, Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School