資料

X線診療施設の遮へい評価法に関する調査研究

大場久照・藤淵俊王¹⁾・三田創吾²⁾・堀越亜希子³⁾・
岩永哲雄⁴⁾・池淵秀治⁴⁾・細野 眞⁵⁾

論文受付
2008年 5月28日
論文受理
2008年10月 7日
Code No. 620

弘前大学大学院保健学研究科放射線生命科学分野
1) 茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術科学科
2) 日本画像医療システム工業会標準化部会標準化委員(医建エンジニアリング)
3) 日本メジフィジックス薬事部
4) 日本アイソトープ協会医療情報室
5) 近畿大学医学部放射線医学教室

緒 言

米国放射線防護測定審議会(National Council on Radiation Protection and Measurements: NCRP)は、1976年 9月に刊行されたReport No. 49“*Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*”¹⁾におけるX線診療施設の遮へい評価法を改訂し、2004年11月にReport No. 147として刊行した²⁾。この改訂により、防護評価に必要な線量限度と放射線量を変更し、Report No. 49で考慮されなかったCT装置、乳房

撮影装置、骨密度測定装置などの新しいモダリティに対応させるとともに、遮へい計算に必要な使用係数、占有係数および施設稼働負荷が見直されている^{2~4)}。一方、日本におけるX線診療室の遮へい評価法については、厚生労働省医薬局長通知(平成13年 3月12日付け医薬発第188号、以下188号通知という)においてReport No. 49に基づいた透過率データ等が採用されている⁵⁾。Report No. 49の改訂によって遮へい評価の概念、遮へい計算方法、透過率データ等が変更されたことに伴い、Report No. 49のデータを採用している

Research on the Shielding Evaluation Method for Medical X-ray Imaging Facilities

Hisateru Ohba, Toshioh Fujibuchi,¹⁾ Sohgo Mita,²⁾ Akiko Horikoshi,³⁾ Testuo Iwanaga,⁴⁾ Hideharu Ikebuchi,⁴⁾ and Makoto Hosono⁵⁾

Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

1) Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

2) Japan Industries Association of Radiological Systems (Iken Engineering Co., Ltd.)

3) Nihon Medi-Physics Co., Ltd.

4) Japan Radioisotope Association

5) Kinki University School of Medicine

Received May 28, 2008; Revision accepted Oct. 7, 2008; Code No. 620

Summary

The purpose of this study was to verify the shielding evaluation method for medical X-ray imaging facilities in Report No. 147 of the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). We investigated the concept of radiation protection and the major revised point in Report No. 147. The goal of radiation protection in Report No. 147 was compared with that in Japan. Using the data of the Imaging Performance Assessment of CT scanners (ImPACT)2006 and the latest pre-installation manuals of several manufactures for different computed tomography (CT) scanner models, we verified the shielding method for CT installations. The concept of radiation protection in Report No. 147 was based on the recommendation of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 60. On the shielding method for CT units, compared with the CT scatter fraction for the body phantom in Report No. 147 was approximately 10% less than the results of the computation. In conclusion, we should note the use of the CT scatter fraction for the body phantom provided by Report No. 147; however, it is possible to apply the fundamental concept of the shielding evaluation in Report No. 147 to the shielding evaluation method in Japan.

Key words: medical X-ray, shielding evaluation, National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), computed tomography (CT)

別刷資料請求先: 〒036-8564

青森県弘前市本町66-1

弘前大学大学院保健学研究科放射線生命科学分野 大場久照 宛

188号通知に科学的根拠がなくなったため、わが国においてもX線診療室の遮へい評価方法を見直す必要がある。また、近年のmulti-detector row CT (MDCT)の普及に伴い、日本においてもCT室の遮へい評価法を確立する必要がある。Report No. 147ではCT室の遮へい評価法を提示しているが、NCRPが提示したCT散乱係数 κ (cm^{-1})は過小評価との報告がある⁶⁾。

そこで本研究では、188号通知におけるX線診療室の遮へい評価法改訂のための基礎資料とするために、Report No. 147の放射線防護の考え方と主要な改訂点を整理するとともに、CT室の遮へい計算法について検討した。

1. 方 法

1-1 Report No. 147の放射線防護目標と主要改訂点

Report No. 147でのICRP Publ.60の取り入れ状況、放射線防護の基本的な考え方および遮へい設計のための線量規制値について整理し、日本の医療法施行規則における放射線防護の概念および線量規制値と比較検証した。また、Report No. 49とReport No. 147での遮へい評価法の違いについて明らかにするために、測定単位、評価点、占有係数および透過率に着目し改訂点を明確に示した。

1-2 CT室の遮へい計算法の検討

ImPACT2006(CTDosimetry spreadsheets Version 0.99x)⁷⁾で提供されているCTファントム表面から深さ1cmでの頭部と体幹部のComputed tomography dose index (CTDI₁₀₀)の値と、CT装置メーカー3社(GE, Siemens, Hitachi)より提供されているCT装置の散乱線量分布データを用いてLarsonらが公表した論文⁶⁾の追試を行い、Report No. 147におけるCT散乱係数 κ (cm^{-1})との比較検討を行った。本調査研究で用いたCT装置の一覧をTable 1に示す。

CT散乱係数 κ はReport No. 147で定義されている以下の式を用いて算出した。

$$K_{\text{sec}}^1 = \kappa \times N_R \times T_b \times \text{CTDI}_{100} \dots\dots\dots (1)$$

$$(1) \text{式を変形して } \kappa = \frac{K_{\text{sec}}^1}{N_R \times T_b \times \text{CTDI}_{100}} \dots\dots (2)$$

ここで、 K_{sec}^1 はCT装置のアイソセンタから1mの距離でのX線管容器からの漏えい線を含んだ最大散乱空気カーマで、本研究ではCT装置メーカー3社の散乱線量分布データを用いた。 κ はCTファントム(体幹部用直径32cm, 頭部用直径16cmのアクリル円筒ファントム)表面から深さ1cmを基準としたときの体幹部と

Table 1 The CT scanners used in this research.

Model	Number of slices
GE LightSpeed VCT	64
GE LightSpeed Pro 16	16
GE LightSpeed 16	16
GE LightSpeed Ultra	8
SIEMENS Sensation 64	64
SIEMENS Sensation 16	16
SIEMENS Emotion 6	6
SIEMENS Emotion Duo	2
HITACHI ECLOS	16

頭部に対する1cm当たりの散乱係数である。 N_R はaxial scanに対する回転数で本研究では1とした。 T_b は総公称スライス幅で、ImPACTで示されているMDCT装置の性能比較レポート^{8~11)}より得た。CTDI₁₀₀はCTファントム表面から深さ1cmを基準としたときの100mAs当たりの体幹部または頭部の値であり、本研究ではGEとSiemensの装置についてはImPACT2006⁷⁾の値を、Hitachiの装置については「装置の線量および安全に関する説明書」に記載されているメーカーの実測値を用いた。ImPACT2006のCTDI₁₀₀は総スライス幅が10mmのときの値であるため、総公称スライス幅が10mm以外のときはImPACT2006⁷⁾で与えられているRel.CTDIを用いて当該幅のCTDI₁₀₀に換算した。

2. 結果・考察

2-1 Report No. 147の放射線防護の考え方

Report No. 147では、遮へい設計目標設定のための基礎データとしてReport No. 116(1993)¹²⁾を採用していた。Report No. 116は、ICRP Publ.60を導入し、放射線防護の概念(正当化、最適化(ALARAの原則)、線量限度)に基づいて電離放射線に対する職業被ばくと一般公衆の被ばくに関する線量限度を勧告しているため、日本の医療法施行規則における放射線防護の概念および規制値とおおむね一致していた^{12, 13)}。Table 2にICRP Publ.60とReport No. 116での職業被ばくと一般公衆被ばくの線量限度値を示す。Report No. 147での遮へい設計目標値の放射線量には空気カーマを採用しており、管理区域で0.1mGy/週(5mGy/年)、管理区域外の区域で0.02mGy/週(1mGy/年)であった。これらの遮へい設計目標値設定に対する考え方は、Report No. 145(歯科診療施設)、Report No. 148(獣医診療施設)およびReport No. 151(放射線治療施設)にも適用されている^{14~17)}。一方、医療法施行規則の規制値には実効線量を採用し、管理区域お

Table 2 Comparison of the occupational dose limits and the public dose limits between ICRP Publication 60 and NCRP Report No. 116.

	ICRP Publication 60	NCRP Report No. 116
1. Occupational exposures		
1-1. Effective dose limits		
1) Annual	50 mSv	50 mSv
2) Cumulative	100 mSv/5 y	10 mSv × age
1-2. Equivalent dose limits		
1) Lens of eye	150 mSv	150 mSv
2) Skin, hands and feet	500 mSv	500 mSv
1-3. Pregnant women		
	〈external exposure〉	0.5 mSv/month
Equivalent dose limits to embryo-fetus	2 mSv to the woman's abdomen once pregnancy has been 〈internal exposure〉 limiting intakes of radionuclides to about 1/20 of an annual limits of intake (ALI)	once pregnancy is known (sum of external and internal exposures)
2. Public exposures		
2-1. Effective dose limit		
1) Annual	1 mSv	1 mSv (continuous exposure)
2) Conditional annual	annual average over 5 y does not exceed 1 mSv	5 mSv (infrequent exposure)
2-2. Equivalent dose limits		
1) Lens of eye	15 mSv	15 mSv
2) Skin, hands and feet	50 mSv	50 mSv

よび居住区域・敷地境界に対して3カ月間当たりの値で設定している。Report No. 147で遮へい設計目標値の根拠とした管理区域5mSv/年、管理区域外1mSv/年の実効線量値を3カ月単位に換算すると、医療法施行規則の規制値と同値であった。したがって、国内にReport No. 147の遮へい評価法を取り入れることができると考えられる。

2-2 Report No. 147の主要改訂点

Report No. 147の主要な改訂点を以下のとおり整理した。

- Report No. 147で採用された方法論および基礎データは、Simpkin DJ, Archer BRら、およびDixon RLらの論文に基づいていた^{2,3)}。これは、日本での成田らの論文¹⁸⁾や日本アイソトープ協会より発刊された「医療放射線管理の実践マニュアル」¹⁹⁾で示された計算方法と一致しており、Report No. 147で示された計算方法は国内で浸透していることが推察される。
- 遮へい評価に使用する放射線量は、Report No. 49での照射線量(R)から空気カーマ(Gy)へと変更になった。空気カーマを用いた理由は、実効線量では直接測定することが不可能であり、空気カーマから実効線量への変換についてもX線の体内吸収、X線

エネルギースペクトル、曝露する作業者の作業姿勢が影響し困難なためである。なお、国内では188号通知で示されるとおり実効線量を用いた遮へい評価が行われているため、空気カーマから実効線量への変換は188号通知の表5に示される換算係数を用いる必要がある。

- 管理区域における遮へい設計目標値を0.1mGy/週(5mGy/年)とした。その根拠は、Report No. 116における勧告値①新規での放射線施設設計のための実効線量限度10mSv/年と、②妊婦の放射線作業者に対する等価線量限度0.5mSv/月の両方を満たすために、①の勧告値の1/2である5mSv/年を勧告値としたことによるものである。
- 管理区域外の区域における遮へい設計目標値を0.02mGy/週(1mGy/年)とした。その根拠は、Report No. 116での一般公衆の実効線量限度の勧告値1mSv/年を放射線診療施設に適用させるためにNCRPが吟味した結果、いかなる1年間においても実効線量1mSvを超えないとしたことによるものである。
- 遮へい計算時の評価点は、Report No. 49ではすべての遮へい壁から0.3mとしていたが、Report No. 147では階上や階下に滞在する人の放射線感受性の高

Fig. 1 The point of the shielding evaluation in Report No. 147.

Table 3 Occupancy factors (T) for typical location in NCRP Report No. 49 and Report No. 147.

Location	Occupancy Factor (T)	
	Report No. 49	Report No. 147
Work areas (offices, laboratories, nurse's stations, etc)	1	1
Rooms used for patient examinations and treatments	—	1/2
Corridors	1/4	1/5
Corridor doors	—	1/8
Toilets	1/16	1/20
Stairways, unattended elevators, janitor's closets	1/16	1/40

い臓器までの距離として、階上では床から0.5m、階下では床から1.7mとした(Fig. 1).

- Report No. 147での占有係数Tは、Report No. 49のTに比べ場所区分が倍に増え、数値も大幅に変更された。Report No. 49とReport No. 147での代表的場所の占有係数TをTable 3に示す。例えば、廊下、公衆トイレ、階段の占有係数Tをみると、Report No. 49ではそれぞれT=1/4, 1/16, 1/16であったのに対し、Report No. 147ではそれぞれT=1/5, 1/20, 1/40となり引き下げられた。
- CT装置については、検出器で一次線をカットする構造となっているため、一次線による遮へい評価は無視できるとした。
- Report No. 49では、算出された二次遮へい体厚に、さらに1半価層(HVL)分の厚さを加えるという過剰な安全側の手法が用いられていたが、Report No. 147では一般化モデルに基づいた算出方法に変更さ

れた。

- 遮へい計算法の基本部分として、遮へい体厚をx、フィッティングパラメータを α , β , γ としたときに、①式は単一管電圧および稼働負荷区分に対する一次線と二次線の両方の透過率計算に使用できることを示した。②式は遮へい体厚を算出するために①式を変形したものである。フィッティングパラメータ α , β , γ は、一次線と二次線に対し、それぞれ鉛、標準コンクリート、板ガラス、石膏ボード、アクリルおよび木材の6遮へい材について提示している。

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{\frac{1}{\gamma}} \dots\dots\dots ①$$

$$X = \frac{1}{\alpha \gamma} \ln \left(\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) \dots\dots\dots ②$$

Table 4 CT scatter fractions (κ) for the indicated CT scanners.

CT Scanners	kV	Nominal beam width	Rotations for an axial scan N _R	K ¹ _{sec, body} (mGy/100 mAs) (Data from manufacturers)	K ¹ _{sec, head} (mGy/100 mAs) (Data from manufacturers)	CTDI _{100, body} (mGy/100 mAs) (Data from ImPACT2006)	CTDI _{100, head} (mGy/100 mAs) (Data from ImPACT2006)	K _{body} (cm ⁻¹)	K _{head} (cm ⁻¹)		
NCRP values								3E-4	9E-5		
GE LightSpeed VCT	140	4	1	1.68E-2	a1	—	15.69	30.40	2.68E-4	—	
GE LightSpeed VCT	120	4	1	1.19E-2	a1	—	11.35	22.31	2.62E-4	—	
GE LightSpeed Pro 16	140	2	1	.92E-2	a2	.613E-2	a2	14.29	24.34	3.22E-4	1.26E-4
GE LightSpeed Pro 16	120	2	1	.653E-2	a2	.435E-2	a2	10.19	17.77	3.20E-4	1.22E-4
GE LightSpeed 16, Ultra	140	2	1	1.0E-2	a3	.67E-2	a3	16.49	26.95	3.1E-4	1.24E-4
GE LightSpeed 16, Ultra	120	2	1	.73E-2	a3	.48E-2	a3	12.01	19.47	3.0E-4	1.23E-4
SIEMENS Sensation 64	140	2.88	1	1.25E-2	b1	—	12.35	—	3.52E-4	—	
SIEMENS Sensation 16	140	2.4	1	1.41E-2	b1	—	12.89	—	4.56E-4	—	
SIEMENS Emotion 6	130	1.8	1	.8E-2	b2	—	11.82	20.61	3.76E-4	—	
SIEMENS Emotion Duo	130	1	1	.41E-2	b2	—	11.89	21.91	3.45E-4	—	
HITACHI ECLOS (16 rows)	130	2	1	.705E-2	c	—	12.16	20.20	2.90E-4	—	
Average								3.28E-4	1.24E-4		

a1 : GE Lightspeed 7.X Pre-Installation Manual, Direction 5116410-100, Revision 11.

a2 : GE Lightspeed 5.X Pre-Installation Manual: Pro16, Direction 2349181-100, Revision 11.

a3 : GE Lightspeed 5.X Pre-Installation Manual: LS16, Ultra & Plus, Direction 2382593-100, Revision 6.

b1 : SIEMENS Sensation Planning Guide, Print No.: CT02-023.891.03.13.02.

b2 : SIEMENS Emotion (2003) Planning Guide, Print No.: CT02-019.891.04.06.02.

c : HITACHI ECLOS, Documentation on radiation dose and radiation safety, Q1J-BW1324-1.

・施設完成後の施設検査の実施については、有資格者(Report No. 147ではMedical Physicist または Medical Health Physicistと記述されている)によって遮へい構造や遮へい性能の検査を実施し、Report No. 147に基づいた遮へい設計目標値を担保しているかどうか検証する必要があることを示している。わが国では、放射線安全管理を担当しているのは診療放射線技師や放射線取扱主任者が多いので、その役割を担うであろう。

2-3 Report No. 147のCT室の遮へい評価法の検討

Report No. 147でのCT室の遮へい評価法は、188号通知で採用している稼働負荷値($\text{mA} \cdot \text{min}/\text{週}$ 等)は用いられておらず、 $CTDI_{100}$ またはdose length product (DLP)を用いた方法が採用されていた。その理由として、1回転当たりの総スライス幅を考えた場合、例えば2cm幅で撮像可能なMDCTの稼働負荷は、1cm幅で撮像可能なsingle-detector row CT (SDCT)の単に1/2に計算上なるためである。現在の188号通知では、CT装置に対しても一般のX線撮影装置と同様に稼働負荷を用いて遮へい計算するよう求めている。しかし、MDCT装置が普及した現在、NCRPが指摘しているように稼働負荷を用いた遮へい評価では過小評価のリスクがある。今後国内でのCT装置に対する遮へい計算法では、稼働負荷ではなくCTDIやDLPを用い

る方法を採用する必要がある。

$CTDI_{100}$ を用いた遮へい評価法でのNCRPが提示したCT散乱係数 κ (cm^{-1})について、Larsonらの報告⁶⁾に基づき8種類のCT装置で追試した結果、体幹部の κ は平均で約10%、頭頸部の κ は平均で約40%、NCRPより高い値となり、Larsonらの報告と同様の傾向がみられた(Table 4)。この要因として、NCRPが κ 算出に用いたデータは2000年のデータであるため、この時点で16列や64列のMDCTに関するデータが少ないか、あるいは含まれていないことが考えられる。一方、算出した κ 値をLarsonらが報告した κ 値と比べると、体幹部平均で20%、頭部平均で10%低い値となった(Table 5)。これは、CT装置メーカーの導入マニュアルなどに提示されているCT装置周辺の散乱線量の測定値がメーカーによって見直されLarsonらが用いたデータより低いことや、ImPACT2006より得られた $CTDI_{100}$ 値がLarsonらが示した測定値と比べ高いことが要因である。Report No. 147では、CT装置メーカーから提供される散乱線の等線量分布図が利用可能であるとしているが、線量分布測定で使用した撮像条件(実際の検査に則したスライス幅、kV、mAsを使用しているか)および使用したファントム(材質や径の大きさ等)に注意すべきとも示されている。このことから、わが国においてメーカーの散乱線量分布データを使用する際には、メーカーで行った測定条件(撮像条

Table 5 Comparison of CT scatter fraction (κ) between ours and Larson, et al (2007).

Scanner	Ours		Larson, et al (2007)	
	κ_{body} (cm^{-1})	κ_{head} (cm^{-1})	κ_{body} (cm^{-1})	κ_{head} (cm^{-1})
GE LightSpeed VCT	2.68E-4	—	3.45E-4	13.1E-5
GE LightSpeed VCT	2.62E-4	—	3.48E-4	12.7E-5
GE LightSpeed Pro 16	3.22E-4	12.6E-5	3.93E-4	15.2E-5
GE LightSpeed Pro 16	3.20E-4	12.2E-5	3.98E-4	15.0E-5
GE LightSpeed 16, Ultra, QXi	3.1E-4	12.4E-5	3.3E-4	14E-5
GE LightSpeed 16, Ultra, QXi	3.0E-4	12.3E-5	3.5E-4	15E-5
Siemens Sensation 64	3.52E-4	—	3.39E-4	—
Siemens Sensation 16	4.56E-4	—	5.04E-4	—
Siemens Emotion 6	3.76E-4	—	5.46E-4	11.7E-5
Siemens Emotion Duo	3.45E-4	—	4.58E-4	—

Table 6 The fitting parameters for secondary radiation from CT scanners.

Fitting parameter	Lead		Concrete	
	120 kV	140 kV	120 kV	140 kV
α (cm^{-1})	2.246	2.009	0.0383	0.0336
β (cm^{-1})	5.73	3.99	0.0142	0.0122
γ	0.547	0.342	0.658	0.519

(quotation from Fig. A.2 and Fig. A.3 in Appendix A, Report No. 147)

件、ファントムの種類)が遮へい計算に適切であるかどうかを確認する必要がある。実際、GEの散乱線分布図では、頭部用ファントムとしてNCRPが示している直径16cmのアクリルフントムではなく直径20cmの水ファントムが用いられているため、遮へい計算に使用するには注意が必要である。本調査において、1mにおける散乱空気カーマの値は、GEの導入マニュアルでは体幹部用CTDIファントム(径32cm)と頭部用水ファントム(径20cm)のデータは得られたが、残りの2メーカーでは体幹部用アクリルフントム(径32cm)のみで測定されているため頭部用のデータが得られなかった。そのため、頭部に対するCT散乱係数については、本研究で得られた結果に基づきNCRPのデータが過小評価していると明言できない。日本のJIS規格(JIS Z 4751-2-44 29.208)では、迷放射線測定について径32cmの組織等価物質の円筒ファントムを用いて測定する必要があると記載されている²⁰⁾。NCRPでは体幹部と頭部の κ を提示しているが、日本では安全側を考慮して体幹部の κ のみを用いて遮へい評価することも一つの方法であろう。ただし、NCRPが提示した体幹部 κ は、本研究結果とLarsonらの報告⁶⁾から過小評価している可能性があるため、国内に適用するには考慮する必要がある。

CT装置の透過率算出にかかわるフィッティングパラメータ(α , β , γ)は、現在「医療放射線管理の実践マニュアル」¹⁹⁾においてSimpkinが示した一次線の遮へい体透過に対するフィッティングパラメータ²¹⁾を用いることを記述しているが、Report No. 147ではCT装置は一次線による影響を無視できるとしているため、CT検査に一般的に用いられる管電圧120kVと140kVでの二次線の鉛とコンクリート透過に対するフィッティングパラメータを提示していた(Table 6)。CT室に対する遮へい計算法を提示する際には、CT装置用のフィッティングパラメータを適用する必要がある。

結 論

本研究では、188号通知におけるX線診療室の遮へい評価法改訂のための基礎資料とするために、Report No. 147の放射線防護目標や主要改訂点を整理するとともに、CT室の遮へい計算法を検討した結果、以下のことを明らかにした。

- 1) Report No. 147での放射線防護の概念および線量基準は、ICRP Publ.60を導入したReport No. 116に基づいているため、日本においてReport No. 147のX線診療室の遮へい評価法を適用することは可能である。

- 2) CT室の遮へい評価法では、CTDI法またはDLP法が採用されている。NCRPが提示した体幹部のCT散乱係数 κ は過小評価の可能性があるので、国内に適用する際には考慮する必要がある。

謝 辞

本調査研究は、平成19年度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「医療放射線の安全確保に関する研究」(課題番号：H19-医療-一般-003)(主任研究者：細野 眞，分担研究者：大場久照)の一部として実施したものである。

参考文献

- 1) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for medical use of x rays and gamma rays of energies up to 10 MeV. Bethesda, Md: NCRP, 1976; NCRP Report No. 49.
- 2) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities. Bethesda, Md: NCRP, 2004; NCRP Report No. 147.
- 3) Archer BR. Recent history of the shielding of medical x-ray imaging facilities. Health Phys 2005; 88(6): 579-586.
- 4) Archer BR, Gray JE. Important changes in medical x-ray imaging facility shielding design methodology. A brief summary of recommendations in NCRP Report No. 147. Med Phys 2005; 32(12): 3599-3601.
- 5) 厚生労働省医薬局長. 医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について. 平成13年 3月12日付け医薬発第188号: 46-49.
- 6) Larson SC, Goodsitt MM, Christodoulou EG, et al. Comparison of the CT scatter fractions provided in NCRP Report No. 147 to scanner-specific scatter fractions and the consequences for calculated barrier thickness. Health Phys 2007; 93(2): 165-170.
- 7) Imaging Performance Assessment of CT scanners. CT patient dosimetry Excel spreadsheet (version 0.99x, 20 January 2006). Available at: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>. Accessed 26 November 2007.
- 8) <http://www.impactscan.org/reports/MHRA04114.htm>. Accessed 26 November 2007.
- 9) <http://www.impactscan.org/reports/Report06011.htm>. Accessed 26 November 2007.
- 10) <http://www.impactscan.org/reports/Report06012.htm>. Accessed 26 November 2007.
- 11) <http://www.impactscan.org/reports/Report06013.htm>. Accessed 26 November 2007.
- 12) National Council on Radiation Protection and Measurements. Limitation of exposure to ionizing radiation. Bethesda, Md: NCRP, 1993. NCRP Report No. 116.
- 13) Kase KR. Radiation Protection Principles of NCRP. Health Phys 2004; 87(3): 251-257.
- 14) National Council on Radiation Protection and Measurements. Recent applications of the NCRP public dose limit recommendation for ionizing radiation. Bethesda, Md: NCRP, 2004; Statement No. 10.
- 15) National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation protection in dentistry. Bethesda, Md: NCRP, 2003; NCRP Report No. 145.
- 16) National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation protection in veterinary medicine. Bethesda, Md: NCRP, 2004; NCRP Report No. 148.
- 17) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for megavoltage x- and gamma-ray radiotherapy facilities. Bethesda, Md: NCRP, 2005; NCRP Report No. 151.
- 18) 成田雄一郎, 石垣秀世, 秋山芳久, 他. 医療用X線装置の遮蔽評価に関する新提案. 日放技学誌 2000; 56(8): 1058-1068.
- 19) (社)日本アイソトープ協会 編. 7.3 SimpkinらのX線のしゃへい計算用定数. 改訂版 医療放射線管理の実践マニュアル. (社)日本アイソトープ協会, 東京, 2004: 203-221.
- 20) (財)日本規格協会 編. JISハンドブック2008年版 放射線(能). (財)日本規格協会, 東京, 2008: 1802.
- 21) Simpkin DJ. Transmission data for shielding diagnostic x-ray facilities. Health Phys 1995; 68(5): 704-709.

図表の説明

Fig .1 Report No. 147における遮へい計算の評価点

Table 1 本調査研究で用いたCT装置

Table 2 ICRP Publication 60とReport No. 116とでの職業被ばくと公衆被ばくの線量限度値の比較

Table 3 Report No. 49とReport No. 147での代表的場所の占有係数T

Table 4 CT装置別のCT散乱係数 κ (cm^{-1})

Table 5 われわれとLarsonらとのCT散乱係数 κ の比較

Table 6 CT装置からの二次線に対するフィッティングパラメータ