

## 2) 第2術者

眼の水晶体の等価線量は、最大値 0.05 mSv、平均値 0.01 mSv、中央値 0.00 mSv、第3四分位数 0.02 mSv であった。プロテクターの下での 70  $\mu$ m 線量当量は検出限界を超えたのが、1例のみで、その値は 0.02 mSv であった。プロテクターの上での 70  $\mu$ m 線量当量は、最大値 0.07mSv、平均値 0.02mSv、中央値 0.01 mSv、第3四分位数 0.02 mSv であった。

これらの結果より、アブレーション術に従事する放射線診療従事者の被ばく線量は、実施件数を考慮しても線量限度を十分に下回ると考えられ、このように短い時間で手技が完了する場合には、放射線防護上、特段の問題はないと考えられた。

現在わが国では多くの施設でアブレーションが行われるようになり、日本循環器病学会により治療ガイドラインも作成されている。しかし、その放射線障害防止については指針がまだ作成されていない状況にある。アブレーションではマッピングしながらの施行となることから視野が固定される傾向にあり、その防護の最適化を標準化するのは困難であるとも考えられる。一方、アブレーションでは手技の特異性のため手順による患者被ばく線量の違いも大きいと推測される。このため、より安全な

放射線診療のための知見の積み重ねが求められる。

## E. 結論

従来、循環器領域におけるアブレーション術は、手技の困難さから、時間が長く被ばく線量も大きくなると考えられていた。しかし、リエントリー部を特定するための電位マッピングにおけるソフトウェアの改良と術前の X 線 CT 検査による三次元画像の作成による手技前シミュレーションにより、透視時間を短くすることができ、それに伴って、患者及び術者の被ばく線量は低下していると考えられた。術前の X 線 CT 検査による三次元画像の作成による手技前シミュレーションは、IVR によるアブレーション術だけではなく、最近では、外科領域でも用いられるようになり、その効果を発揮している。術前の X 線 CT 検査による三次元画像の作成は、それだけに着目すると放射線被ばくの原因になるが、手技全体を考えると、被ばくの最適化に貢献している。また、診療そのものの安全確保の意義も十分にあると考えられる。このため、単に手技時間の短縮だけでなく、手技の安全確保の観点からも、症例によっては、術前の X 線 CT 検査による三次元画像の作成による手技前シミュレーショ

ンを推奨すべきだと考えられた。

## 謝辞

線量計測に協力頂いた患者の方々や医療施設の職員に感謝申し上げます。長瀬ランダウア社に線量素子の読みとりを行って頂くとともに、小林育夫技術部長より、指示値の補正法について技術的なご助言を頂いた。

## F. 健康危険情報

### G. 研究発表

1. 論文発表 なし
2. 学会発表 なし

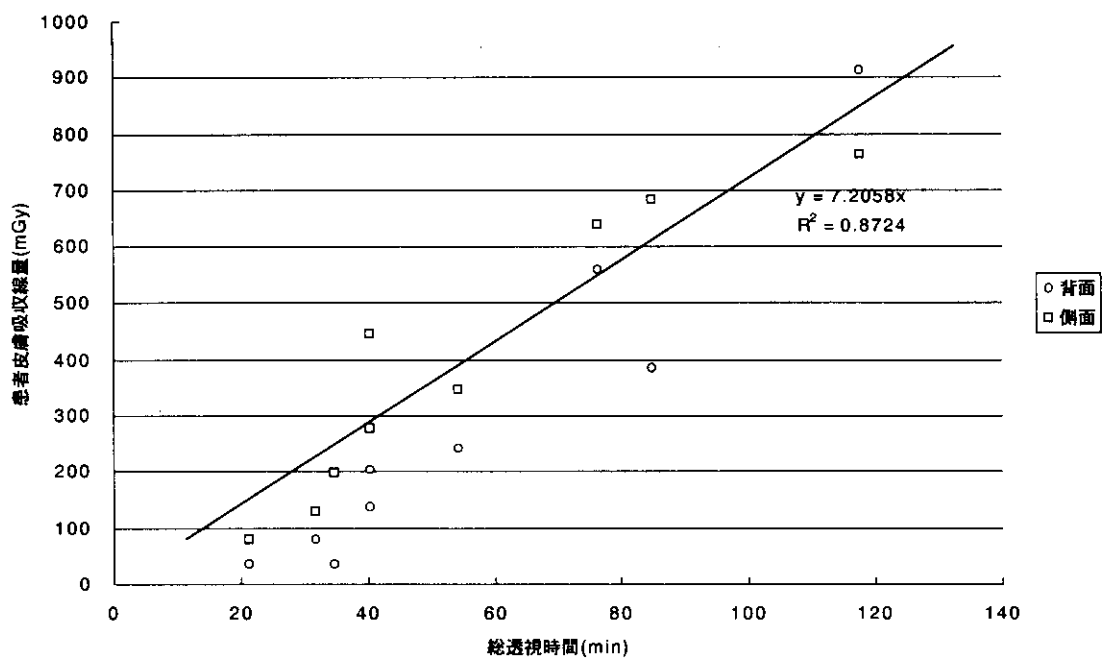


図1. 循環器領域のアブレーション術における患者皮膚吸収線量

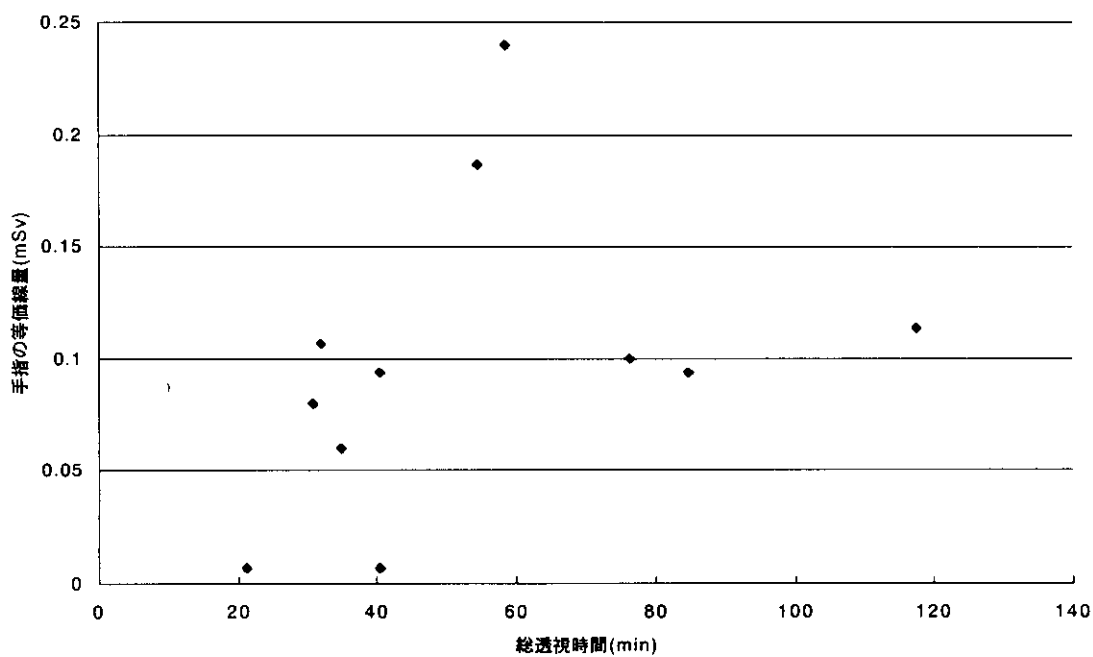


図1. 循環器領域のアブレーション術における術者手指の等価線量

表1. 循環器領域のアブレーション術による患者被ばく線量

症例	透視時間 電圧 (kV)	透視時間 電流 (mA)	総透視時間 (min)	総パルス数	附加ろ過厚 さ(mmCu)	手技名	背面皮膚吸収線 量(mGy)	側面皮膚吸収 線量(mGy)
1	70	5.1	40.3	63	0.1	Paf	136	447
2	69	2.9	21.2	27	0.1	PSVT	37	81
3	70	7.5	117.5	252	0.1	Paf	912	763
4	70	5.2	34.8	316	0.1	Paf	37	199
5	75	4.9	31.8	876		VT	81	130
6	70	7.3	76.3	352	0.1	Paf	558	639
7	78	7.3	58.3	80		WPW	NA	NA
8	88	10	84.8	1305		Paf	385	682
9	70	3.1	40.3	168	0.1	VT	205	279
10	70	3.5	54.3	31	0.1	WPW	242	347
11	84	7.7	30.8	69		WPW	NA	NA

NA: 線量計を回収できず

表 2. 循環器領域のアブレーション術による術者被ばく線量

症例番号	術者	水晶体等価線量(mSv)	防護衣内側線量当量(mSv)	防護衣外側線量当量(mSv)	手指等価線量(mSv)	実効線量(mSv)	術者防護衣外側線量 H(10)(mSv)
症例 1	術者 1	ND	ND	0.03	0.01	0.0002	0.27
	術者 2	0.03	ND	ND	0.01	0.0031	
症例 2	術者 1	ND	ND	0.01	0.01	0.0002	ND
	術者 2	ND	ND	ND	0.02	0.0006	
症例 3	術者 1	0.05	ND	0.01	0.11	0.0071	0.17
	術者 2	0.05	ND	0.07	0.08	0.0061	
症例 4	術者 1	0.01	ND	0.06	0.06	0.0029	0.07
	術者 2	ND	ND	ND	0.01	0.0004	
症例 5	術者 1	0.03	ND	0.02	0.11	0.0053	ND
	術者 2	ND	ND	ND	ND	0.0000	
症例 6	術者 1	0.04	ND	0.09	0.10	0.0062	0.13
	術者 2	0.01	ND	0.03	0.04	0.0023	
症例 7	術者 1	0.10	0.03	0.35	0.24	0.0387	0.55
	術者 2	ND	ND	ND	ND	0.0000	
症例 8	術者 1	0.03	ND	0.13	0.09	0.0049	0.20
	術者 2	0.02	ND	0.02	0.03	0.0024	
症例 9	術者 1	ND	ND	0.03	0.09	0.0028	0.05
	術者 2	ND	ND	0.05	0.01	0.0004	
症例 10	術者 1	0.06	ND	0.07	0.19	0.0104	0.15
	術者 2	ND	ND	0.01	0.04	0.0012	
症例 11	術者 1	0.08	0.03	0.03	0.08	0.0323	0.28
	術者 2	0.03	0.02	0.01	0.03	0.0207	

症例 4 : ※術者 1 は、途中で退出。よって、術者 2 が術者 1 となる。

厚生労働科学研究費補助金（医薬安全総合 研究事業）（分担）研究報告書

放射線診療における患者と術者の安全性確保についての研究  
（公募課題番号）： （14131501）

頭部 IVR における患者の実効線量等の推計に関する研究

主任研究者

古井滋 帝京大学医学部放射線科教授

分担研究者

岡崎正敏 福岡大学医学部放射線科教授

中村仁信 大阪大学大学院医学系研究科生体情報医学教授

坂本力 公立甲賀病院副院長

一色高明 帝京大学医学部内科教授

石口恒男 愛知医科大学医学部放射線科教授

竹部英紀 虎の門病院放射線部技術担当副部長

諸澄邦彦 埼玉県立がんセンター放射線技術部副技師長

山口一郎 国立保健医療科学院生活環境部主任研究官

研究協力者

鈴木 滋 帝京大学医学部放射線科

山岸 正文 帝京大学医学部附属病院放射線部

松本 邦博 福岡大学医学部附属病院放射線部

研究要旨 放射線診療における患者と術者の安全性確保についての研究の一環として、本研究では脳血管疾患における頭部 Interventional radiology(IVR)における患者の放射線入射部位の皮膚吸収線量、主要な臓器の等価線量、実効線量を推計した。計算の結果、頭部 IVR においては、実効線量が最大でも 70mSv 程度と確定的影響に比べ確率的影響のリスクは小さいことが確認された。ただ

し、実効線量は照射条件によって影響を受ける。このため、確率的影響のリスクを考慮すべき症例では、照射条件の配慮がリスクの減少に有益であると考えられた。また、水晶体の被ばく線量は、照射容積範囲を制御することで大幅に軽減できると考えられた。

## A. 研究目的

Interventional radiology(IVR)の普及に伴い IVR 施行後の患者における放射線障害に関する報告が散見されている。その中でも頭部 IVR における頭部の脱毛例が比較的多い。一方、頭部 IVR は、病変部の特性から、その適応が拡大するため、その安全な施行には、患者の放射線曝露をより精度よく推計することも必要だと考えられる。しかし、患者の被ばく線量のうち、X線が入射する部位の線量は報告されているものの、放射線被曝による確率的リスクの評価には不可欠である主要な臓器の等価線量、実効線量については、これまでほとんど報告されてこなかった。

そこで、そこで頭部 IVR 症例における放射線入射部位の皮膚吸収線量、主要な臓器の等価線量、実効線量を推計した。

## B. 研究方法

(1) 照射条件を基にしたモンテカルロ法による主要臓器の等価線量と実効線量の推計

X線装置に記録されている頭部IVR

における自動照射記録を利用し、患者の身長及び体重で補正した標準人体モデルを用いモンテカルロ法により、患者の皮膚入射面の自由空間空気カーマ、主要臓器の等価線量および実効線量を計算した。

線量計算にあたっては、各放射線診療を照射条件別に分割し、各条件について、自動記録されている管電圧、付加濾過、I.I. 視野径を用いた。照射のジオメトリイは、身体の頭頂部から足先に至るZ軸に垂直な面での角度および頭部あるいは足部側にX線管を振った角度を自動記録から得た。一方、X線管のZ軸上の位置は、実際の臨床場面を想定し仮定し、手技中に得られた画像を用い、エックス線管の焦点と患者の位置関係を確認した。また、標準人体モデルは患者の身長および体重で補正した。各手技において、固有濾過は2mm Alとし、付加濾過は装置ログを用いた。SIDは110cmと仮定し、人体からI.I.前面までの距離を5cmとして装置ログに記録されているI.I.視野径から照射野の大きさを求めた。さらに、標準的な例を想定し、照射のジオメ

トリー毎に SSD(Source-skin distance)および照射野の大きさを求めた。

モンテカルロ計算は、Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety の A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations(PCXMC)を用い、人体に入射する光子を 10keV 毎に分けて、それぞれ 20000 個発生させ、管電圧およびろ過で決定されるスペクトルの形で重み付けをした。また、患者に入射させる総光子数は、X 線装置に記録されている面積線量の大きさによって決定した。

#### (2) 入射部位と水晶体被ばく線量の関係の解析

入射部位と水晶体被ばく線量の関係を得るために、簡易な頭部モデルを作りモンテカルロ法により線量分布を推計した。計算コードは、EGS4 を用いた。X 線のエネルギー分布は IPEM, Report 78 を用い、管電圧 120kV、アルミウム 2.5mm のフィルタの条件において取得した。入射光子のヒストリー数は 1,000,000 個とした。照射野の大きさは一辺の長さ 5cm の正方形とし、エックス線管焦点と入射皮膚面の距離は 100cm とした。頭部は、半径 10cm 高さ 20cm の水でできた円柱とし、半径 5mm

で円が半径 9.5cm の円周上に作るトーラスを 12 等分し、それぞれの領域の線量を X 線入射方向別に入射部位の皮膚および水晶体の平均吸収線量と見なし、入射部位の皮膚吸収線量と水晶体平均吸収線量の関係を調べた。また、ビームを Z 軸方向に動かし、水晶体の吸収線量の変動の程度を調べた。

#### (倫理面への配慮)

解析にあたっては患者を特定できる情報を全て削除した。

### C. 研究結果

#### (1) 頭部 IVR における主要臓器の等価線量と実効線量推計

7つの症例について照射条件記録を用い線量を計算した。症例は、透視時間が 60 分を超えたもの 5 例と、それ以外のもの 2 例である。このうち透視時間が 60 分を超えた症例は、2003 年 9 月から 10 月に頭部 IVR が実施された症例のうち、透視時間が 60 分を超えた症例全てを選択した。

また、それ以外の 2 例の症例は 2003 年 1 月に頭部 IVR が実施された症例から任意に選択したものである。

なお、() 内は透視分を示す。



【症例 1】

透視時間：118.3 分

撮影パターン：43

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：1850

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：7690

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：46180

脳平均吸収線量(mGy)：1400(930)

実効線量(mSv)：70(45)

【症例 2】

透視時間：34.4 分

撮影回数：18

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：200

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：1960

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：1386

脳平均吸収線量(mGy)：140(73)

実効線量(mSv)：6.3(3.2)

【症例 3】

透視時間：34.1 分

撮影回数：22

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：220

シーメンス基準点における空気カー

マ（装置表示値, mGy）：883

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：9170

脳平均吸収線量(mGy)：180(56)

実効線量(mSv)：9.1(2.9)

【症例 4】

透視時間：65.6 分

撮影回数：45

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：1670

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：6100

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：29600

脳平均吸収線量(mGy)：860(450)

実効線量(mSv)：31(16)

【症例 5】

透視時間：155.8 分

撮影回数：27

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：1020

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：7480

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：44680

脳平均吸収線量(mGy)：850(650)

実効線量(mSv)：36(28)

【症例 6】

透視時間：84.9 分

撮影回数：35

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：1420

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：8388

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：40822

脳平均吸収線量(mGy)：770(530)

実効線量(mSv)：31(21)

た場合、X線入射方向との角度別の頭部表面の相対吸収線量の大きさを図 2 に示す。また、ビーム中心からの距離別にみた X 線入射方向別水晶体吸収線量（X 線入射部位のビーム中心の皮膚吸収線量を 1 とした相対値）分布を図 3 に示す。

計算の結果は、45 度 17.8%±0.8%  
75 度、4.2%±0.3%、105 度 3.1%±0.3%、145 度 3.4%±0.3%、175 度 4.1%±0.3%であった。（±は推計値の標準偏差）

【症例 7】

透視時間：123.3 分

撮影回数：43

患者入射面における総空気カーマ（実効稼働負荷から計算, mGy）：1140

シーメンス基準点における空気カーマ（装置表示値, mGy）：4600

面積線量（装置表示値, cGym<sup>2</sup>）：38550

脳平均吸収線量(mGy)：440(250)

実効線量(mSv)：16(9.2)

（2）頭部 IVR における水晶体平均吸収線量と X 線入射部位の皮膚吸収線量との関係 体軸に垂直な方向から頭部をみて X 線入射点を 0 度とし

## D. 考察

### (1) 頭部 IVR における主要臓器の等価線量と実効線量推計

7つの症例について計算したところ、実効線量は最大の症例でも70mSv程度にすぎなかった。このため、頭部IVRにおいては、確率的影響のリスクは極めて小さいと考えられた。従って、実効線量の低減を考慮して被ばくの最適化を検討することの意義は乏しいと思われる。また、頭部IVRにおいて症例毎に実効線量を推計する意義も小さく、治療法などの選択における臨床判断分析で実効線量の大きさがその結果にあたえる影響は極めて小さいと推察された。

ただし、照射の条件によってそれなりに実効線量が増える。このため、小児の患者に対し、繰り返し、IVRを実施する場合で実施する部位によっては、照射の方向などを考慮することに意義がある可能性も考えられる。

なお、pcxmcで実効線量推計から空気カーマを計算するとエックス線装置の線量表示値よりも小さくなる傾向にあった。この原因としては、pcxmcでのX線発生効率などの設定が、使用した装置よりも小さいことが考えられる。

### (2) 頭部 IVR における水晶体平均

### 吸収線量とX線入射部位の皮膚吸収線量との関係

水晶体平均吸収線量は、入射表面の皮膚吸収線量が1Gyであったとすると、側面からX線を入射した場合には100mGy程度であり、後頭部から入射した場合には40mGy程度であるものと考えられた。

また、水晶体を照射野から外しても同様の効果が得られると考えられた。ただし、今回の検討では、眼窩周辺の骨などの影響は加味していない。照射の条件によっては、水晶体被ばく線量の大きさが変化するが、より詳しく知るには、より適切な人体ファントムを使うべきであると考えられた。

## E. 結論

エックス線装置の照射条件記録ログを用いると、モンテカルロ法により、入射部の皮膚吸収線量だけでなく、主要臓器の等価線量や実効線量が推計できる。

頭部IVRにおいては、確定的影響に比べ確率的影響のリスクは小さい。

ただし、実効線量は照射条件によって影響を受ける。

このため、確率的影響のリスクを考慮すべき症例では、照射条件の配慮がリスクの減少に有益であると考えられた。

また、水晶体の被ばく線量は、照射容積範囲を制御することで大幅に軽減が可能であると考えられた。

#### 謝辞

本研究実施にあたり、測定に協力頂いた患者の皆様や各医療機関の医療従事者に深く感謝申し上げます。また、本研究では被ばく線量推計のためのデータ整理を東京電子専門学校聴講生の奥寺 永氏に援助して頂い

た。

F. 健康危険情報 なし

G. 研究発表

1. 論文発表 なし
2. 学会発表 なし

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得 なし
2. 実用新案登録 なし
3. その他 特記事項 なし

表 1. 脳神経領域の IVR における血管造影装置の自動記録を用いた主要臓器平均吸収線量および実効線量のモンテカルロ法による推計結果 (7 症例)

case	1	2	3	4	5	6	7
fluoroscopy time(min)	118.3	34.4	34.1	65.5	155.8	84.9	123.3
SurfDose (mGy)	1850	200	220	1670	1020	1420	1140
Organ dose(Brain)	1400	140	180	860	850	770	440
Effective dose (mSv)	70	6.3	9.1	31	36	31	16

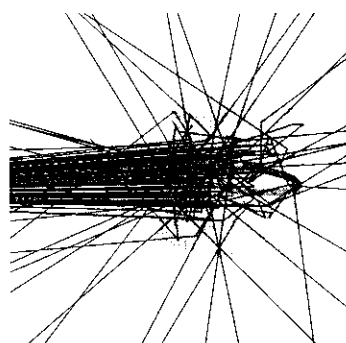


図 1. 頭部に入射した光子の飛跡

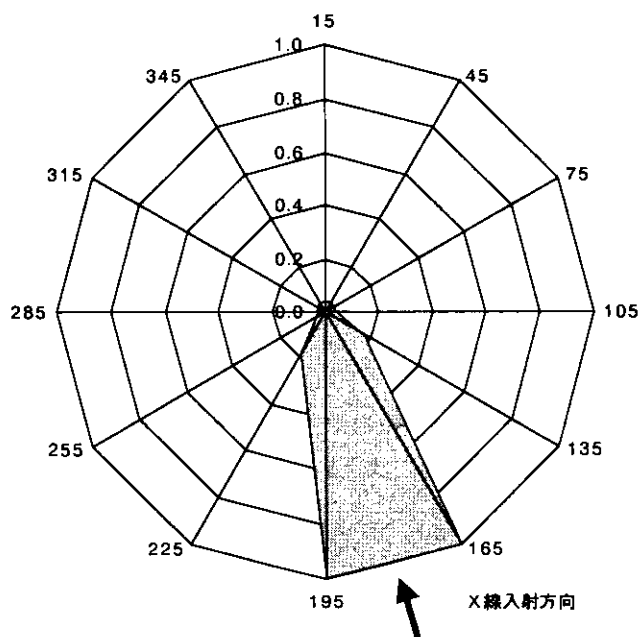


図 2. X線入射方向別水晶体吸収線量 (X線入射部位の皮膚吸収線量を1とした相対値)

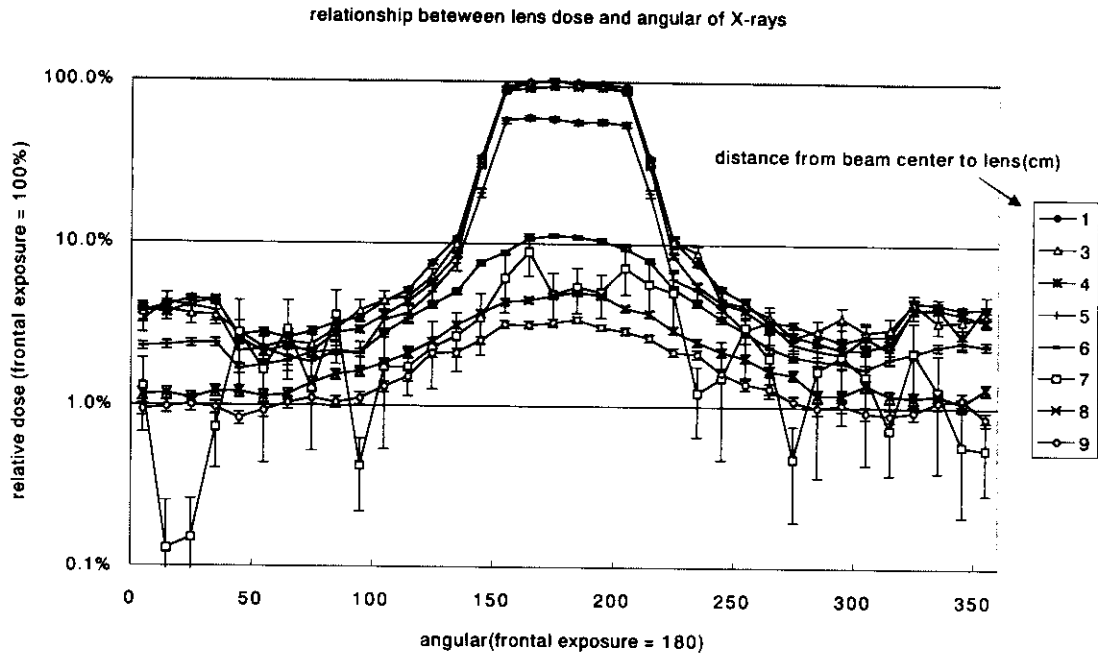


図3. ビーム中心からの距離別にみたX線入射方向別水晶体吸収線量 (X線入射部位のビーム中心の皮膚吸収線量を1とした相対値。エラーバーは推計値の標準偏差)

厚生労働科学研究費補助金（医薬安全総合 研究事業）（分担）研究報告書

放射線診療における患者と術者の安全性確保についての研究

（公募課題番号）： （14131501）

X線 CT 透視における医療被ばくと防護策の実態把握に関する研究

主任研究者

古井滋 帝京大学医学部放射線科教授

分担研究者

岡崎正敏 福岡大学医学部放射線科教授

中村仁信 大阪大学大学院医学系研究科生体情報医学教授

坂本力 公立甲賀病院副院長

一色高明 帝京大学医学部内科教授

石口恒男 愛知医科大学医学部放射線科教授

竹部英紀 虎の門病院放射線部技術担当副部長

諸澄邦彦 埼玉県立がんセンター放射線技術部副技師長

山口一郎 国立保健医療科学院生活環境部主任研究官

研究協力者

入江敏之 日立総合病院放射線科

加藤良一 藤田保健衛生大学医学部放射線科

堺 宇澄 獨協医大越谷病院放射線部

鈴木 滋 帝京大学医学部放射線科

森山紀之 国立がんセンター中央病院放射線診断部

## 研究要旨

### 【研究目的】

放射線診療における患者と術者の安全性確保についての研究の一環として、本研究では X 線 CT 透視における医療被ばくの実態を把握するための研究を行った。

### 【研究方法】

本研究の対象とした X 線 CT 透視手技は、これまでその医療被ばくの実態があまり示されていなかった呼吸器領域の肺腫瘍等に対する胸腔鏡下切除 (VATS: Video-Assisted Thoracoscopic Surgery) における CT ガイド下マーキング法および CT ガイド下肺生検、骨盤部腫瘍生検術、腸間膜腫瘍生検である。

これらの手技における患者の医療被ばくを推定するために、(1) ファントムを用いた X 線 CT 透視装置出力 (後方散乱を含む空気カーマ) 測定、(2) TLD 素子を用いた患者の X 線入射面における  $70 \mu\text{m}$  線量当量測定、(3) TLD 素子を用いた術者の被ばく線量測定、(4) 患者モデルを用いたモンテカルロ法により患者体内被ばく線量分布および術者被ばく線量を計算した。

### 【研究結果および考察】

X 線 CT 透視検査における患者の皮膚吸収線量が  $1\text{Gy}$  を超えるのは、管電流を  $10\text{mA}$  とすると、6 分以上透視した場合であった。また、管電流  $25\text{mA}$  で 100 秒間透視した場合 (エックス線管回転速度が  $0.6 \text{ 秒/回}$  では 170 回転に相当)、患者の実効線量は  $2\text{mSv}$  に過ぎなかった。

このため、適正に実施された X 線 CT 透視検査により患者に大きな放射線リスクを与えうることが考えがたい。

また、術者の被ばくの第三四分位点は、眼の水晶体の等価線量で  $92 \mu\text{Sv}$ 、手指の等価線量で  $170 \mu\text{Sv}$ 、実効線量で  $75 \mu\text{Sv}$  に過ぎずほとんど放射線リスクを増加させることがないと考えられた。

ただし、X 線 CT 透視検査前後の X 線 CT 撮像ではより大きな線量を与えうるため、その利益は大きいものの、特に繰り返して小児に実施する場合には、被ばくの最適化を検討する価値がありえる。

また、術者の手指に対する潜在被ばくのリスクは無視できず、放射線防護に十分に配慮する必要がある。



## A. 研究目的

Interventional radiology (IVR) は、患者への負担が比較的小さく侵襲の少ない治療方法である。カテーテルなど使用器具の発達や専用の X 線撮影装置が普及しはじめた 1980 年代前半よりわが国でも頻繁に施行されるようになり、その手技が様々な疾患の治療にも応用されて大きな成果を上げている。

近年では、さらに、X 線 CT 装置におけるスキャン時間および再構成時間の短縮などに伴い CT 透視を利用した IVR が開発され利用されつつある。CT の断層像を経時的に描出することは複雑な血管走行や解剖学的破格をより正確に把握することに役立ち、血流支配域の判定、塞栓術の治療効果判定、正確な穿刺が行える。この技術を利用し、従来手術でのみ可能であった診療手技が IVR の手技で施行できるようになるなど、穿刺、ドレナージ、神経ブロック等幅広い領域での CT ガイド下の手技における今後の発展が期待されている。

一方、これらの CT 透視を安全に実施するには、患者への放射線曝露量を明らかにしておくことが不可欠であると考えられる。しかし、CT 透視における患者への放射線被ばくは著しい不均等であることなどから、これまで必ずしもその実態が明らかで

はなかった。また、従来、X 線 CT 検査の被ばく指標として開発されてきた CT 線量指数は標準的な体格の患者を対象に確率的影響のリスクを示すものであり、異なる体格の患者に適用できないという課題がある。

さらに、IVR としての CT 透視は、他の IVR と同様確定的影響の制御も課題と考えられ、その制御における放射線曝露指標として CT 線量指数を用いるのは適切ではないとも考えられる。

そこで、X 線 CT 透視における医療被曝の評価を目的として実測調査および計算による被ばく線量推計を行った。

なお、本研究で対象とした IVR 手技は、これまでその医療被ばくの実態があまり示されていなかった呼吸器領域の肺腫瘍等に対する胸腔鏡下切除 (VATS: Video-Assisted Thoracoscopic Surgery) における CT ガイド下マーキング法および CT ガイド下肺生検、骨盤部腫瘍生検術である。

## B. 研究方法

これらの手技における患者の医療被ばくを推定するために、(1) ファントムを用いた X 線 CT 透視装置出力 (後方散乱を含む空気カーマ) 測定、(2) TLD 素子を用いた患者の X 線入

射面における 70  $\mu\text{m}$  線量当量測定、  
(3) TLD 素子を用いた術者の被ばく線量測定、(4) 患者モデルを用いたモンテカルロ法により患者体内被ばく線量分布および術者被ばく線量を計算した。

#### (1) ファントムを用いた X 線装置出力測定

2003 年 10 月～2003 年 11 月に、虎の門病院および獨協医大越谷病院において、X 線 CT 透視に用いる X 線 CT 装置を対象に、①X 線 CT 透視時の装置の出力、②散乱線の分布、および患者被ばく線量推計に必要な照射のジオメトリイのうち③ビーム形状を測定した。

X 線 CT 透視装置は、SOMATOM EMOTION (4 検出器) (SIEMENS 旭メディテック株式会社製、2002 年 7 月購入) Aquilion 4DAS (東芝メディカルシステムズ社製、2000 年 9 月購入) を用いた (表 1)。ファントムは JIS 規格水ファントム (Z4915) を用いた。

線量測定には、フッ化リチウム熱蛍光線量計 (米国 Harshaw 社製 TLD100) を用いた。読取装置は、Harshaw2000B および 2000D を用いた。TLD は素子ごとの感度差が大きいため測定ごとに Sr-90 の  $\beta$  線源で全ての素子を照射し感度を補正した。すなわち、全ての素子に Sr-90 線源で  $\beta$  線を 70  $\mu\text{m}$  線量で 2.9 mGy 相当を照

射し、素子を感度補正し線量を求めた。今回測定に用いた Sr-90 の線源の照射線量は、2002 年 11 月に放射線計測協会の Cs-137 線源で基準照射を行った素子の測定結果を元にした値により補正した線量値を用いており、国家標準とトレーサビリティが取れている。

#### ①X 線 CT 透視時の装置の出力

TLD 素子は 3 個 1 組とし、ファントム上でビームが照射される範囲に貼り付けた。これらの部位に装着した TLD 素子リングにより得られた 70  $\mu\text{m}$  線量当量を各部位での後方散乱を含む空気カーマと見なした。なお、これらの線量は、カタログのデータを参考にして、エネルギー補正した上で算出した。

#### ②散乱線の分布

図 4 に示すような配置で同様に OSL 線量計を用い散乱線の空間分布を測定した。③ビーム形状

また、X 線 CT 検査における被ばく線量を計算するには、ビーム形状についての情報が必要である。そこで、ビーム形状の推定法について検討した。X 線 CT 透視におけるビーム形状を推定するために、イメージングプレートを用い、Z 軸方向のビーム幅を、高さを変えて計測した。また、これらの位置において半影を計測し焦点サイズの情報を用い、コリメータ配

備のジオメトリイを推定し、Z 軸方向のビームジオメトリイを推測した。

## (2) TLD 素子を用いた患者の X 線入射面における 70 $\mu\text{m}$ 線量当量測定

2003 年 12 月～2004 年 3 月に、2 カ所の病院において、X 線 CT 透視手技を実施した患者 18 例（日立総合病院 12 例、藤田保健衛生大学付属病院 6 例）を対象とした。このうち、①VATS 前の肺腫瘍マーキング術は 10 例（男性 3 例、女性 7 例、年齢 30～60 歳代、平均 58 歳）、②肺生検は 5 例（男性 2 例、女性 3 例、年齢 60～70 歳代、平均 76 歳）、③骨盤部腫瘍および腸間膜腫瘍生検は 3 例（女性、年齢 60～80 歳代、平均 70 歳）であった。

X 線 CT 透視装置として、日立 AD3000（日立メディコ株式会社製）、Aquilion TSX-101A/6A（東芝メディカル株式会社製）を用いた。

被曝線量測定には、人体構成元素と比較的原子量が似ていることから人体と同じような吸収線量への応答特性を持つと考えられるフッ化リチウム熱蛍光線量計（米国 Harshaw 社製 TLD100）を用いた。読取装置は、Harshaw2000B および 2000D を用いた。

TLD 素子は 3 個 1 組とし、各手技において最も線量が高くなると推定される部位を含め、各 2 カ所にそれぞれ 3 組ずつ貼り付けた。すなわち、

患者側面の X 線入射部位を基準として、患者正面の X 線入射部位でも計測した。なお、TLD は各組をビーム走査方向と直角の向きとし、さらに、呼吸変動で照射野外に移動する確率を減らすために直列に配置した。

これらの部位に装着した TLD 素子リングにより得られた 70  $\mu\text{m}$  線量当量を各部位での吸収線量と見なした。なお、これらの線量は、装置出力の測定同様にカタログのデータを参考にし、エネルギー補正した上で算出した。

## (3) TLD 素子を用いた術者の被ばく線量測定

(2) で患者の被ばく線量を計測した例を対象に、術者の被曝線量も測定した。選択された症例は、17 例であり、全ての症例において第一術者を対象に延べ 17 名で計測した。対象となった術者は、経験が 2 年 6 ヶ月の呼吸器内科医、経験が 15 年と 12 年のそれぞれ放射線科医である。全ての症例で、防護衣と防護手袋が用いられた。それぞれの手技において標準的な手法が用いられたが、術者の判断によって多少の変更がなされた。

被曝線量測定には、患者被曝同様にフッ化リチウム熱蛍光線量計（米国 Harshaw 社製 TLD100）を用い、同

じ読み取り方法を用いた。

TLD 素子は 3 個 1 組とし、各術者の眉間、防護衣外に貼り付けた。また、TLD 素子リングを左右の手に装着し、手指の被曝線量を測定した。

これらの TLD で測定した 70  $\mu\text{m}$  線量当量のうち、眉間に貼り付けたものは、眼の水晶体の等価線量と見なした。また、手指に装着した TLD 素子リングにより得られた 70  $\mu\text{m}$  線量当量は手指の等価線量と見なした。

また、財団法人原子力安全技術センター『被ばく線量の測定・評価マニュアル 2000』に従い、体幹部不均等被ばく時の部位別荷重係数を用い、実効線量を推定した。すなわち、「胸部及び上腕部」と「腹部及び大腿部」は全て防護衣に覆われているとし、胸部の防護衣内側に付けた線量計から得られた値に対し部位別荷重係数として 0.89 を採用した。また、「頭部及び頸部」は額に付けた線量計から得られた値に対し部位別荷重係数として 0.08 を採用し、「最大の線量を受ける部位」は、手指に付けた線量計から得られた値のうち大きい方に対し部位別荷重係数として 0.03 を採用した。

(4) モンテカルロ法による患者被ばく線量計算

①X 線 CT 透視における主要臓器の被ばく線量および実効線量の計算

X 線 CT 透視におけるスキャン位置と主要臓器の等価線量の関係（計算）臨床例における X 線 CT 透視の照射記録を利用し、市販の被ばく計算ソフトウェアを用い、標準人体モデルにおける患者の皮膚入射面のビーム内の自由空間空気カーマ、主要臓器の等価線量および実効線量を計算した。

線量計算の条件は、管電圧 120kV、実効エネルギー 75keV とした。また、設定されている管電流が 25mA であり、エックス線管の回転速度が 0.6 秒/1 回転であることから、1 回転あたりの実効稼働負荷を 15mAs とし、100 秒間の透視すなわち 170 回転での照射における線量を計算した。なお、ビームの Z 軸方向の厚みは 5mm とし、患者の体動は無視した。

また、同様の手法を使い照射条件を変更した場合の患者の主要臓器の等価線量および実効線量の増減の程度を推計した。

なお、X 線 CT 透視前後の X 線 CT は、管電圧 120kV、実効エネルギー 75keV、エックス線管の 1 回転あたりの実効稼働負荷を 150mAs、スライス厚みを 8mm、検出器を 4 列、スキャン範囲の長さを 24cm、ピッチは 1 とし 7.5 回転で撮像するとした。

②X 線 CT 透視における患者体内および術者の吸収線量分布の計算

さらに、X 線 CT 透視における入射