原 著

積算型個人線量計を用いたIVR装置の線量測定

飯田泰治・能登公也・中川浩人・堀井純清
茶畠光浩・山本友行・小林育夫¹⁾金沢大学医学部附属病院放射線部
1) 長瀬ランダウア株式会社論文受付
2005年8月3日
論文受理
2005年12月15日
Code Nos. 621
814

緒 言

血管造影の目的は先天性心疾患や血管性病変、腫瘍性病変等の画像診断が中心であったが、狭窄した血管の形成、肝細胞癌に対する血管塞栓、胸部大動脈瘤に対するステントグラフト挿入等のX線透視・撮影をガイドとしたインターベンショナル・ラジオロジー(interventional radiology: IVR)の技術進歩により、検

査から治療手段へと大きく移行し、IVRは低侵襲的治療法の一翼を担うようになった。結果として、照射されるX線量の増大を招き、放射線皮膚障害の発生が多数報告される事態となっている¹⁻⁸⁾。IVRが安全でより有効性の高い治療法であるためには放射線防護による被曝低減が基本となる⁹⁻¹¹⁾。ICRPは2001年に「Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional

Measurement of Patient Skin Dose in Interventional Radiology Using Passive Integrating Dosimeter

HIROJI IIDA, KIMIYA NOTO, HIROTO NAKAGAWA, JUNSEI HORII, MITSUHIRO CHABATAKE, TOMOYUKI YAMAMOTO, and IKUO KOBAYASHI¹⁾Department of Radiology, Kanazawa University Hospital
1) Nagase Landauer Co.

Received Aug. 3, 2005; Revision accepted Dec. 15, 2005; Code Nos. 621, 814

Summary

To avoid radiation injury from interventional radiology(IVR), quality assurance(QA) of IVR equipment based on dosimetry is important. In this study, we investigated the usefulness of measuring patient skin dose with a passive integrating dosimeter and water phantom. The optically stimulated luminescence dosimeter(OSLD) was chosen from among various passive integrating dosimeters. The characteristics of the OSLD were compared with a reference ionization dosimeter. The effective energy obtained from the OSLD was compared with that found by the aluminum attenuation method for using the reference ionization dosimeter. Doses and effective energies measured by OSLD correlated well with those of the reference ionization dosimeter. (dose: $y=0.971x$, $r=0.999$, effective energy: $y=0.990x$, $r=0.994$) It was suggested that OSLD could simultaneously and correctly measure both patient skin dose and effective energy. Patient skin dose rate and effective energy for 15 IVR units of 10 hospitals were investigated using OSLD and a water phantom for automatic brightness control fluoroscopy. The measurement was performed at the surface of a water phantom that was located on the interventional reference point, and source image intensifier distance was fixed to 100 cm. When the 9-inch field size was selected, the average patient skin dose rate was 16.3 ± 8.1 mGy/min (3.6-32.0 mGy/min), the average effective energy was 34.6 ± 4.1 keV (30.5-42.5 keV). As a result, it was suggested that QA should be performed not only for patient dose but also for effective energy. QA of equipment is integral to maintaining consistently appropriate doses. Consequently, the dosimetry of each IVR unit should be regularly executed to estimate the outline of patient skin dose. It was useful to investigate patient skin dose/effective energy with the passive integrating dosimeter for IVR equipment.

Key words: Patient skin dose, Optically stimulated luminescence dosimeter (OSLD), Quality assurance (QA), Interventional radiology (IVR), Effective energy

別刷資料請求先: 〒920-8641 石川県金沢市宝町13の1
金沢大学医学部附属病院放射線部 飯田泰治 宛

Procedures」Publication 85-を刊行し、IVRによる放射線皮膚障害例と防護対策を勧告している¹²⁾。

わが国では2004年6月9日に医療放射線防護連絡協議会と関連する13学会と2団体によって構成されたIVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会から『IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン』とそれに伴った『IVRにおける患者皮膚線量の測定マニュアル』が勧告された¹³⁾。患者皮膚線量の測定に関しては皮膚面に直接貼付して測定する方法¹⁴⁻¹⁹⁾や面積線量計等による照射線量から吸収線量へ換算する方法²⁰⁻²³⁾、NDD法による推定²⁴⁻²⁶⁾など、数多くの測定法が検討されている。同ガイドライン・マニュアルでは、測定を施設ごとに定期的実施することにより、自施設の患者被曝線量の概略を把握するとともにIVR装置の品質管理ができるとされている。しかし、施設ごとの測定だけでは得られた自施設の線量が妥当かどうかは判断できない。また、線量計やファントムなど線量測定に必要な備品を各施設が所有しているわけではない。今回、線量計がない施設においても測定可能な積算型個人線量計を用いた測定方法について、基礎的検討を行うとともに、多施設のIVR装置の線量測定調査を実施して施設間および装置間で比較検討した²⁷⁻²⁹⁾。

1. 方法

1-1 使用機器

1) 血管造影装置

東芝メディカルシステムズ社製DSA装置DFP-2000(総濾過Al 2.5mm, 付加フィルタなし)

2) ファントム

水用20Lポリエチレンタンク(水厚18cm)

3) 線量計

- ・電離箱線量計 ラドカル社製model 9015(以下、標準線量計という)
- ・使用チャンバー

A) 10×5-6(指頭型 6cc)

10×5-6を用いてファントムの表面線量を測定する場合、線量計とファントムおよび検査寝台の間に隙間が生じる。さらに、照射野サイズを大きくして測定する場合、ステムに1次X線が照射される。これらにより測定値に誤差が生じる危険性があるため、10×5-6は自由空気中での測定のために使用した。

B) 10×5-60(平行平板型60cc)

10×5-60はファントム表面に直接貼付が可能であり、個人線量計と同じ幾何学的配置で測定できることから、ファントムの表面線量の測定に使用した。

- ・光刺激ルミネセンス線量計(optically stimulated luminescence dosimeter: OSLD)

Fig. 1 Filter pack of OSLD.

Sn diameter 8 mm, thickness 0.5 mm(508 mg/cm²)
Cu diameter 8 mm, thickness 0.2 mm(350 mg/cm²)
OW(29 mg/cm²)

長瀬ランダウア株式会社製 ルクセルバッジ

Fig. 1にOSLDのフィルタパックの構造を示す。OSLDによる線量の算出は3種類のフィルタのルミネセンス量を測定し、ルミネセンス量を¹³⁷Csの線量(以下、ルミネセンス線量という)に置き換え、3種類のフィルタの線量比からエネルギー補正を行い、Gy単位やSv単位の線量に変換することによって行われる。

OSLDの測定値には自由空気中での測定を想定した環境校正による値と人体に線量計を装着した状態を想定した個人線量校正による値がある。

OSLDによる測定では1回の測定に対して2個のOSLDを用いて行い、その平均値を測定値とした。

1-2 実効エネルギーの測定

OSLDによる実効エネルギーはFig. 1に示すオープンウィンドウ(OW)のルミネセンス線量とCu(銅)フィルタのルミネセンス線量の比、もしくはOWのルミネセンス線量とSn(錫)フィルタのルミネセンス線量の比から計算される。そこで、環境校正によって得られた実効エネルギーをOSL-E.air, 個人線量校正によって得られた実効エネルギーをOSL-E.phantomと表す。

Fig. 2に示す幾何学的配置で、OSLDと標準線量計を自由空気中(Fig. 2(a))および、ファントム上(Fig. 2(b))に配置して、管電圧70, 80, 90kVに対するアルミニウム減弱曲線を作成した。線量計はIVR基準点(アイソセンタから焦点方向へ15cm近づいた基準軸上の点³⁰⁾で、ヒール効果を避けるためX線管軸方向と直交する方向に配列した。自由空気中ではFig. 2(a)に示すように線量計が十分含まれるように照射野をできるだけ絞った。また、image intensifier(I.I.)からの後方散乱線の影響が最小となるように、I.I.表面に2mmの鉛板を貼付した。ファントム上ではFig. 2(b)に示すように、照射野は開放とした。

OSLDおよび標準線量計により得られた自由空気中

でのアルミニウム減弱曲線から半価層を求め、実効エネルギーを算出した(以下、標準線量計によるものをRad-Eeff, OSLDによるものをOSL-Eeffという)。この際、アルミニウムの質量減弱係数データは光子減弱データブックの値を使用した³¹⁾。

管電圧70, 80, 90kVに対するアルミニウム減弱曲線データから、付加フィルタなし、および、厚さ0.5, 1.0, 2.0, 3.0mmのアルミニウム板を付加フィルタとして挿入した場合のOSL-E.airおよびOSL-E.phantomと、Rad-Eeffを算出して比較した。

1-3 線量特性

管電圧80kVにて、自由空気中およびファントム上で線量特性を測定した。自由空気中ではmAs値を10, 20, 40, 80, 200mAsとした。同様に、ファントム上では10, 20, 40, 50mAsとした。測定はFig. 2に示す幾何学的配置で行った。

1-4 エネルギー特性

OSLDと標準線量計をFig. 2(a)に示す幾何学的配置で管電圧60~100kVに対して10kVごとに、約100mGyを同時照射し、標準線量計の測定値とOSLDから得られるルミネセンス線量および空気カーマを比較した。

1-5 被写体厚による表面線量の変化

ファントムとして水を使用する場合に要求される水厚を求めるため、発泡スチロール製の水槽(W 29cm×L41cm×H24cm)を用いて、Fig. 2(b)に示す幾何学的配置で管電圧60~120kVに対して、10kVごとに水厚を0cmから20cmまで変化させファントムの表面線量を測定した。測定は標準線量計(10×5-60)を用いて、I.I.サイズを12インチとし、管電流3.0mAの連続透視で行った。ただし、測定に際し、I.I.表面には2mm厚の鉛を貼付し、I.I.からの後方散乱線を除去した。

また、自動輝度調整機構(automatic brightness control: ABC)作動状態で連続透視とパルス透視(15pulse/sec)において水厚を10cmから20cmまで変化させ、表面線量および透視条件(管電圧、管電流)を測定した。

1-6 IVR装置の皮膚線量測定調査

北陸地区10施設の15台のIVR装置(I.I.を搭載した装置)に対して皮膚線量測定調査を行った。装置の種類や透視条件の詳細についてはTableに示す。測定マニュアルに従い、IVR基準点においてABCを作動させた状態で60秒間の透視の積算線量を測定した。皮膚線量は測定値にOSL-E.airより求めた皮膚・軟部組織に対する吸収線量換算係数を乗じて算出した。測定時の幾

Fig. 2 Geometrical arrangement used to measure patient skin dose and effective energy. (a) In free air, (b) In phantom

何学的配置はFig. 2(b)に示すとおりである。ファントムには水が充填されたポリエチレンタンク(水厚18cm)を使用した。測定に際して、各施設および各装置の線量を比較できるように、X線管-I.I.間距離(source image intensifier distance: SID)は100cm固定とした。OSLDと標準線量計はFig. 2(b)のように照射野の中心に配置して同時測定した。ただし、3個の線量計が視野内に入らないI.I.サイズの場合にはABCの影響を受けないように注意し、同一条件で個別に測定した。また、照射野がチャンバー10×5-60より小さい場合にはOSLDでのみ測定した。

2. 結果

2-1 実効エネルギー

Fig. 3(a)に管電圧80kVにおけるアルミニウム減弱曲線を示す。OSLDの減弱曲線はOWのルミネセンス量から求めた。OSLDは空気中およびファントム上で標準線量計より減弱が大きかった。また、ファントム上では標準線量計およびOSLDともに自由空気中より減弱が小さくなった。

Fig. 3(b)にアルミニウム減弱法により算出したRad-EeffとOSL-Eeffを示す。OSL-EeffはRad-Eeffよりも平均で5.6%低くなった。

Fig. 4に付加フィルタのない場合のOSL-E.airおよびOSL-E.phantomとRad-Eeffの関係を示す。自由空気中およびファントム上の測定において、OSL-E.airはRad-Eeffと一致した。

Fig. 5に付加フィルタとして0.5, 1.0, 2.0, 3.0mmのアルミニウム板が付加された場合のOSL-E.airとRad-Eeffの関係を示す。管電圧や付加フィルタが変化しても、OSL-E.airはRad-Eeffと自由空気中で $y=1.014x$, $r=0.981$, ファントム上で $y=0.990x$, $r=0.994$ と非常に強い相関を示した。ファントム上でのOSL-E.airは自由空気中よりも約2.3%低くなった。

Table IVR equipment investigated, and details of fluoroscopy conditions.

Equipment name	Image intensifier			Fluoroscopic condition						Filtration	
	Used term(year)	Size(inch)	kV	Effective energy(keV)		mA	No. of Pulse (pulse/sec)	Pulse width (msec)	Inherent (mmAl)	Additional	
A1	3	12 9	63.0	64.0	-	28.5 31.5	-	3.2 4.0	2.5	-	-
A2	3	12 9	65.0	67.0	69.0	34.0 33.5 36.0	-	4.2 5.2 6.1	2.5	-	-
A3	6	12 9	65.0	67.0	69.0	34.0 34.5 35.0	-	3.3 4.0 4.5	2.5	-	-
B1	2	9.2 6.8	62.2	65.2	-	41.0 42.0	-	107.3 123.0	3.2	0.6mm Cu	-
B2	5	13.2 8.8	70.0	70.0	70.0	30.5 30.5 31.0	-	18.5 23.0 34.0	2.5	-	-
B3	10	16 10	74.0	85.0	94.0	35.5 35.5 33.0	-	2.3 3.0 3.2	2.5	-	-
B4	5	10.8 6.8	69.0	84.0	-	35.5 38.0	-	2.0 2.6	2.5	-	-
C1	7.5	9 7	75.0	80.0	-	39.0 37.5	-	3.1 3.3	2.75	0.2mm Cu 1.5mm Al	-
C2	2	9 7	62.0	64.0	-	31.5 31.5	-	1.7 2.1	2.5	-	-
C3	2	12 9	78.0	82.0	90.0	41.0 42.5 43.0	-	13.7 14.4 13.0	2.5	? mm Cu ? mm Al	-
D1	9	16 12	64.0	74.0	84.0 96.0	31.0 31.5 33.0 34.5	-	20.0	2.5	-	-
D2	2	14 10	73.0	84.0	89.0	31.0 33.5 34.0	-	20.0	2.5	-	-
D3	1	9 7	77.0	85.0	90.0	31.0 31.0 32.5	-	20.0	2.5	-	-
D4	1	14 10	80.0	92.0	87.0	32.0 35.0 33.5	-	20.0	2.5	-	-
E1	2	8.8 6.4	70.0	70.0	70.0	32.0 32.5 32.0	-	1.0 1.7 3.3	2.5	-	-

(?=unknown)

Fig. 3 (a) Attenuation curves obtained in free air and on the phantom. X-ray tube voltage is 80 kV.

(b) Comparison of the effective energy calculated from the aluminum half-value layer.

Fig. 4 Comparison of the effective energy obtained by OSLD and that calculated from the aluminum half-value layer.

(a) In free air, (b) on phantom

2-2 線量特性

Fig. 6にOSLDの線量特性を示す．OSLDは標準線量計と自由空気中では $y=0.911x$, $r=1.000$ (Fig. 6(a)), ファントム上では $y=0.971x$, $r=0.999$ (Fig. 6(b))と非常に高い相関性を示した．

2-3 エネルギー特性

管電圧60～100kVにおけるOSLDのエネルギー特性をFig. 7に示す．ルミネセンス線量では実効エネルギーの上昇に伴い感度の低下がみられた．しかし，OSLDから得られた空気カーマの測定値は標準線量計と比べて，60kVで-5%，100kVで+2%の誤差となり，標準線量計の測定値とほぼ一致した．

2-4 被写体厚による表面線量の変化

Fig. 8に水厚を0cmから20cmまで変化させたときの各管電圧における表面線量の変化を水厚0cmでの線量を1とした相対値で示す．各管電圧においてファントムの表面線量は約10cmで平衡になった．

ABC作動時の表面線量の変化をFig. 9に示す．連続

Fig. 5 Influence of added filters on the effective energy obtained from OSLD.

透視では18cmで76kV/1.6mA, 9.3mGy, 20cmで80kV/1.7mA, 11.0mGyであった．パルス透視では管電流は20mAで，管電圧のみが変化し，18cmで76kV/5.7mGy, 20cmで82kV/7.0mGyであった．

Fig. 6 Dose dependence of OSLD. (a) In free air, (b) on phantom

Fig. 7 Energy dependence of OSLD.

2-5 IVR装置の線量測定調査

Fig. 10～13に北陸地区10施設の15台のIVR装置に対する皮膚線量測定調査の結果を示す．Fig. 10にI.I.サイズと実効エネルギーの関係(a)，透視管電圧と実効エネルギーの関係(b)を示す．実効エネルギーはI.I.サイズ9インチで $34.6 \pm 4.1 \text{ keV}$ (30.5～42.5keV)，管電圧80kVで $32.7 \pm 2.5 \text{ keV}$ (30.5～37.5keV)と装置間格差が認められた．

Fig. 11はOSLDと標準線量計により測定された皮膚線量の比較である．OSLDは標準線量計と非常に強い相関($y=1.000x$, $r=0.953$)を示した．Fig. 12は皮膚線量をI.I.サイズごとに小さな方から順に並べたものである．皮膚線量には1.7～9.0倍の装置間格差がみられた．I.I.サイズ9インチでは $16.3 \pm 8.1 \text{ mGy/min}$ (3.6～32.0mGy/min)と最大約9.0倍の著しい線量差であった．Fig. 13にI.I.サイズが7インチおよび9インチにおける実効エネルギーと皮膚線量の関係を示す．実効エネルギーが高くなると皮膚線量が減少する傾向がみられた．しかし，3装置(A1, A2, C3)では他の装置よりも線量が多く，相関を認めることはできなかった．

Fig. 8 Change in water phantom surface dose according to water thickness.

Fig. 9 Change in water phantom surface dose according to water thickness over automatic brightness-controlled fluoroscopy.

Fig. 10 Influence of fluoroscopy environment on effective energy.
 (a) Relationship between the image intensifier size and effective energy.
 (b) Relationship between fluoroscopic tube voltage and effective energy.

Fig. 11 Relationship between patient skin dose rate determined by OSLD and that measured by ionization dosimeters for 15 IVR units in 10 hospitals.

Fig. 12 Patient skin dose rate during automatic brightness control fluoroscopy for 15 IVR units in 10 hospitals.

Fig. 13 Relationship between patient skin dose rate and effective energy.

3. 考 察

通常、実効エネルギーを算出する場合にはアルミニウム減弱法が用いられる。しかし、Fig. 2(b)に示すように線量計をファントム上に配置して測定すると、後方散乱線の影響を受け、減弱曲線はFig. 2(a)に示すように空気中よりも緩やかな減弱を示す。そのため、計算される実効エネルギーは実際よりも高い値となる。したがって、アルミニウム減弱法による実効エネルギーの測定は後方散乱線の影響を受けない自由空气中で測定されなければならない(Fig. 2a)。

OSLDを用いて自由空气中でアルミニウム減弱曲線を作成し、実効エネルギー(OSL-E_{eff})を算出したところ、Rad-E_{eff}よりも小さくなった(Fig. 3)。その原因はFig. 7に示すように、OSLDが実効エネルギーの上昇に伴い感度が低下するエネルギー特性を有するためである。エネルギー特性を有するOSLDはアルミニウム減弱法による実効エネルギーの測定には不向きであることが示唆された。

OSLDの個人線量校正による空気カーマはX線装置からの物理的な線量を示す。また環境校正による空気カーマは装置からのX線とファントムからの後方散乱線を加えた線量を装置からのX線として計算される。したがって、環境校正された測定値が患者皮膚線量を示していると考えられる。

そこで、OSL-E_{air}とOSL-E_{phantom}について考える。実効エネルギーは入射放射線の実効エネルギーを測定するように計算される。ファントム上で測定するとファントムからのエネルギーの低い散乱線が付加される。この散乱線を考慮して実効エネルギーを計算すると、OSL-E_{air}は入射X線のエネルギーを示すが、OSL-E_{phantom}は高いエネルギーに計算される。実際の測定ではFig. 4に示すようにOSL-E_{air}はRad-E_{eff}と一致し、OSL-E_{phantom}は高い値となった。

以上のことから、OSLDをファントム表面に貼付して測定した場合、患者皮膚線量および実効エネルギーは環境校正による測定値によって得られることが分かる。

最近のIVR装置ではアルミニウムや銅等の付加フィルタを挿入し、低エネルギーX線を遮蔽することで被曝線量の低減が図られている。そこで、アルミニウム板を用いて、付加フィルタの挿入がOSL-E_{air}に及ぼす影響を調べたところ、Fig. 5に示すようにOSL-E_{air}はRad-E_{eff}と非常に強い相関を示した。OSLDから得られる実効エネルギーは管電圧や付加フィルタに影響されることなく正確に算出されていることが示唆された。

通常、積算型個人線量計は個人の被曝測定に用いられているが、各社とも環境放射線測定に適用できる体制がとられている。積算型個人線量計の報告書には実

効エネルギー、皮膚線量、1cm線量等量、70μm線量等量等のデータがユーザーの要求に合わせて報告されるので、ユーザーは使用目的を明確に伝える必要がある。

施設間および装置間の線量比較を行う場合に重要なことは、各施設が同じファントムを使用し、同じ幾何学的配置で測定することである。しかし、SIDは測定マニュアルに規定されていないので100cm固定とした。また、測定マニュアルではファントムはアクリル板20cmとあるが、全施設が20cmのアクリル板で測定することは容易ではない。そこで、ファントムには最も入手可能な水を使用した。ファントムに水を使用する場合、水厚を21cmまたは23cmにすべきとの議論もある³²⁾。Fig. 8に示すように水厚10cm以上ではエネルギーに関係なく後方散乱線の寄与は一定となることから、水厚は10cm以上でなければならない。また、ABC作動中ではファントムの表面線量は水厚と指数関係を示し(Fig. 9)、10cm以上であれば線量を近似計算することが可能である。水厚18cmと20cmで線量の違いは約6kV(約1keV)、線量の増加は約20%程度となり、水厚18cmは若干小柄な被写体に相当すると考えられる。これらの結果をもとに、本調査では水厚が18cm程度でも皮膚線量の測定や装置間の比較は十分可能であると考え、各施設が入手可能な20Lポリエチレンタンクに水を充填してファントム(水厚18cm)として使用し、IVR装置の線量の測定調査を実施した。

15台のIVR装置に対して、装置が有するI.I.サイズすべてについてOSLDと標準線量計により皮膚線量を測定したところ、OSLDの線量は標準線量計と非常に強い相関を示した(Fig. 11)。OSLDを用いてIVR装置の皮膚線量を正確に測定できることが示唆された。

皮膚線量の施設間および装置間の格差については水谷³³⁾や全国循環器撮影研究会^{27, 28, 34)}の調査でも報告されているが、15台の装置の皮膚線量や実効エネルギーについて分析したところ、Fig. 10やFig. 12に示すように本調査においても線量および線質に著しい格差が確認された。装置D1～D4を比較すると低レートパルスを採用しているD1とD4が低線量となった。また、連続透視とパルス透視の装置を比較するとパルス透視の装置の方が低線量であった。実効エネルギーと線量の関係ではFig. 13に示すように実効エネルギーが高くなるに従い皮膚線量は減少傾向を示したが、装置A1、A2およびC3のように他の装置に比べて非常に大きな値を示す装置が見受けられた。特に、装置C3は15pulse/secのパルス透視で実効エネルギーが高いにもかかわらず線量が多かった。その原因はパルス幅が広くmAs値が大きくなっているためと考えられる。このように、装置間で線量と線質を比較することで、線量

と線質の両面から透視条件の適正化が可能となることが示唆された。

現在販売されているX線装置は法令によって総濾過Alが2.5mm以上に規定されている。den Boerら³⁵⁾やNorbashら³⁶⁾は皮膚線量の低減にはパルス透視の導入や付加フィルタの使用が有効であると指摘している。装置B1ではパルス透視に加え、付加フィルタを使用していることで線量が最も低くなっている。低レートパルス透視によるmAs値の抑制と付加フィルタによる低エネルギーX線の除去による線量と線質の制御は患者の放射線皮膚障害の防止に非常に重要な点である^{6, 9, 33~37)}。OSLDなどの積算型個人線量計を用いたIVRにおける皮膚線量測定は線量だけでなく実効エネルギーを同時に測定できるので、管電圧や付加フィルタを含めた透視条件(線量と線質)の適正化を図ることが可能となり非常に有用な線量測定であると結論できる。

X線診療室の空間線量率や漏洩線量の測定は6カ月を超えない期間に1回と定められている。それに合わせて、測定マニュアルに準拠したIVRにおける患者皮膚線量の測定が行われることを期待する。

最近の医療では「知りうるかぎりの疫学などの研究成果や実証的、実用的な「根拠(Evidence)」を用いて、効果的で質の高い患者中心の医療を実践するevidence based medicine(EBM)が求められている。IVRにおけるEvidenceは、IVRに伴う放射線皮膚障害の防止のための線量測定ということができる。radiation injuryを

日本語表示する場合、「傷害」または「障害」と表現される。三省堂の国語辞書によれば「傷害」とは『人に傷を負わせること』をいう。一方、「障害」とは『身体上の故障』をいう。一つの病気を治療するために、新たな病気を誘発したのでは医療ということはできない。IVRにおける線量測定の目的とは、まさに放射線影響を「障害」に止め、できる限り「傷害」にしないことであるといっても過言ではない。すべてのIVRが線量測定の根拠に基づいた品質管理の下で施行されなければならない。

4. 結 語

積算型個人線量計とポリエチレンタンクを用いた皮膚線量の測定方法は非常に簡便であり、線量計がない施設においても測定可能な方法であった。

積算型個人線量計による測定は環境校正された値を用いることで皮膚線量および実効エネルギーを正確に測定できた。これによって、線量と線質の両面から皮膚線量の適正化を図ることが可能となった。積算型個人線量計の使用は施設間および装置間での線量と線質の比較や装置の品質管理に大いに有用である。

IVRにおける患者皮膚線量の測定が実施され、線量測定の根拠に基づいたIVRが行われることで、IVRにおける放射線皮膚障害の回避が実現することを期待する。

なお、本論文の要旨は日本放射線技術学会第61回総会学術大会(2005年4月、横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) 松本千穂, 市野直樹, 荒木祥子, 他: 経皮的冠動脈形成術(PTCA)の長時間のX線透視およびシネ撮影で放射線皮膚障害を生じた2例。皮膚, 41(1), 18-24, (1999)。
- 2) 速水 誠: PTCAに伴う放射線皮膚炎の4例。皮膚科の臨床, 42(5), 745-748, (2000)。
- 3) 宋 寅傑, 石川牧子, 飯島正文: 心臓カテーテルおよび肝動脈塞栓術の施行期に生じた放射線皮膚炎。臨床皮膚科, 54(5増), 7-10, (2000)。
- 4) 松本千穂, 政田佳子, 大和谷淑子: PTCAの長期間透視シネ撮影で生じた放射線皮膚障害。皮膚病診療, 22(4), 361-364, (2000)。
- 5) Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, et al.: Skin Injuries from Fluoroscopically Guided Procedures: Part 1, Characteristics of Radiation Injury. AJR, 177(1), 3-11(2001)。
- 6) Koenig TR, Mettler FA, Wagner LK, et al.: Skin Injuries from Fluoroscopically Guided Procedures: Part 2, Review of 73 Cases and Recommendations for Minimizing Dose Delivered to Patient. AJR, 177(1), 13-20(2001)。
- 7) Berlin L: Radiation-Induced Skin Injuries and Fluoroscopy. AJR, 177(1), 21-25(2001)。
- 8) 宋 寅傑: IVR施行時のX線照射による放射線皮膚障害の診断と治療。心血管インターベンション, 17(4), 357-360, (2002)。
- 9) 江口陽一, 木村 均, 土佐鉄雄, 他: 被曝低減へのアプローチ。東北循環器撮影研究会, pp.10-59, (1998)。
- 10) 栗井一夫 編: 血管撮影領域における放射線被曝と防護。放射線医療技術学叢書(17), pp.22-25, 日本放射線技術学会, 京都, (1999)。
- 11) 富樫厚彦: IVRに伴う放射線皮膚障害報告症例から放射線防護を考える。日放技学誌, 57(12), 1444-1450, (2001)。
- 12) ICRP publication 85: Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures(2001)。
- 13) IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会: IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン, (2004)。
- 14) 江口陽一, 木村 均, 土佐鉄雄, 他: 血管撮影での被検者の皮膚線量調査。日放技学誌, 54(7), 900-907, (1998)。
- 15) 江田和由, 甲斐倫明, 佐藤春雄, 他: 腹部IVRの際の患者の皮膚線量のリアルタイム測定。日放技学誌, 54(6), 792-796, (1998)。
- 16) 石口恒男, 中村仁信, 岡崎正敏, 他: 肝細胞癌の動脈塞栓

- 療法における患者と術者の被曝測定．日本医放会誌，60 (14)，839-844，(2000)．
- 17) 齊藤岩男：臨床技術講座，心臓カテーテル検査時における患者被曝の現状と低減対策．日放技学誌，58(8)，1016-1022，(2002)．
- 18) 天野雅史，西谷 弘，河野信吾，他：反射型線量測定用フィルムを用いたIVR手技時の患者皮膚線量．日放技学誌，59(1)，121-129，(2003)．
- 19) 小宮 勲，白坂 崇，梅津芳幸，他：蛍光ガラス線量計による患者ひばく線量測定 - 特性評価と腹部IVR時の患者皮膚線量測定．日放技学誌，60(2)，270-277，(2004)．
- 20) 坂本 肇，中村 修，弓削 誠，他：面積線量計による患者被曝管理の検討．日放技学誌，56(10)，1256-1265，(2000)．
- 21) 飯田泰治，堀井純清，茶島光浩，他：血管造影検査における患者の皮膚線量の分析と推定．日放技学誌，60(1)，126-135，(2004)．
- 22) 越田吉郎，清水幸三，宮地利明：面積線量計の特性解析と空気カーマへの検討．日放技学誌，57(12)，1541-1547，(2001)．
- 23) 田中淳司，平田 壽，西 直子，他：平行平板型面積線量計を用いたIVRにおける患者被曝線量の測定．日本医放会誌，60(5)，261-267，(2000)．
- 24) 山口和也：診療用X線検査時の患者被曝線量を知る方法 診療現場の問題点 - 簡易換算法による被曝線量の推定 - ．日放技学誌，53(12)，1853-1855，(1997)．
- 25) 江口陽一，木村 均，土佐鉄雄，他：被検者被曝線量の実用的な測定方法．全循研誌，12，14-17，(2000)．
- 26) 北井孝明，小川 武，佐野禎彦：冠動脈造影における患者皮膚吸収線量の推定．日放技学誌，57(12)，1570-1574，(2001)．
- 27) 木村 均，土佐鉄雄，村上龍也，他：循環器撮影(IVR)における被曝線量の全国調査．全循研誌，15，17-20，(2003)．
- 28) 木村 均，土佐鉄雄，村上龍也，他：循環器撮影(IVR)における被曝線量の全国調査．全循研誌，16，8-16，(2004)．
- 29) 社団法人日本画像医療システム工業会：被ばく低減のためのエックス線I.I.劣化推定指針の調査研究．6-19，(2003)．
- 30) Medical electrical equipment - Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. IEC 60601-2-43(2000)．
- 31) Seltzer SM，Hubbel JH：光子減弱係数データブック．放射線医療技術学叢書(11)，日本放射線技術学会，京都，(1995)．
- 32) 医療放射線防護連絡協議会：IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン - Q&Aと解説 - ．ブックレットシリーズ3，pp.12-13，21-23，東京，(2004)．
- 33) 水谷 宏，梅津芳幸，江口陽一，他：IVRにおける患者被曝線量の測定と防護に関する研究班報告．日放技学誌，59(3)，369-381，(2003)．
- 34) 全国循環器撮影研究会：循環器被ばく低減技術セミナーテキスト．pp.25-32，東京，(2003)．
- 35) den Boer A，de Feyter PJ，Hummel WA，et al.: Reduction of radiation exposure while maintaining high-quality fluoroscopic images during interventional cardiology using novel x-ray tube technology with extra beam filtering. Circulation, 89(6) 2710-2714(1994)．
- 36) Norbash AM，Busick D，and Marks MP: Techniques for reducing interventional neuroradiologic skin dose: tube position rotation and supplemental beam filtration. AJNR, 17(1) 41-49(1996)．
- 37) Zweers D，Geleijns J，Aarts NJ，et al.: Patient and staff radiation dose in fluoroscopy-guided TIPS procedures and dose reduction, using dedicated fluoroscopy exposure settings. Br J Radiol, 71(846) 672-676(1998)．

図表の説明

- Fig. 1 OSLDのフィルタパックの構造
 錫 直径8mm 厚さ0.5mm(508mg/cm²)
 銅 直径8mm 厚さ0.2mm(350mg/cm²)
 オープンウィンドウ(29mg/cm²)
- Fig. 2 線量測定時の幾何学的配置
 (a)自由空气中，(b)ファントム上
- Fig. 3 (a)管電圧80kVによる自由空气中およびファントム上でのアルミニウム減弱曲線
 (b)アルミニウム半価層から求めた実効エネルギー
- Fig. 4 OSLDおよび電離箱線量計から求めた実効エネルギーの比較
 (a)自由空气中，(b)ファントム上
- Fig. 5 OSLDによる実効エネルギーに対する付加フィルタの影響
- Fig. 6 OSLDの線量特性
- Fig. 7 OSLDのエネルギー特性
- Fig. 8 水厚の違いによるファントム表面線量の変化
- Fig. 9 ABC作動時の水厚の違いによるファントム表面線量の変化
- Fig. 10 IVR装置における実効エネルギーの調査
 (a)I.I.サイズと実効エネルギーの関係，(b)透視管電圧と実効エネルギーの関係
- Fig. 11 IVR装置に対する線量調査における電離箱線量計とOSLDによる測定値の比較
- Fig. 12 IVR装置に対する線量調査の結果
- Fig. 13 IVR装置に対する線量調査における実効エネルギーと皮膚線量の関係

Table 調査対象の装置の種類と透視条件の詳細