

## リアルタイム型 MOSFET 線量計の基本特性評価

佐藤文貴<sup>1</sup>, 本田崇文<sup>2</sup>, 芳賀喜裕<sup>2,3</sup>, 稲葉洋平<sup>1,2</sup>  
加賀勇治<sup>3</sup>, 千田浩一<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>東北大学災害科学国際研究所 災害医学研究部門 災害放射線医学分野

<sup>2</sup>東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻 放射線検査学分野

<sup>3</sup>仙台厚生病院 放射線部

## Basic Characteristic Evaluation of the Real-time Model MOSFET Dosimeter

Fumitaka SATO<sup>1</sup>, Takafumi HONDA<sup>2</sup>, Yoshihiro HAGA<sup>2,3</sup>, Yohei INABA<sup>1,2</sup>,  
Yuji KAGA<sup>3</sup> and Koichi CHIDA<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>International Research Institute of Disaster Science, Tohoku University

<sup>2</sup>Grad. Sch. Medicine Health Sciences Course Radiological Examination and Technology, Tohoku University

<sup>3</sup>Department of Radiology, Sendai Kousei Hospital

Key words : MOSFET Dosimeter, IVR, Angiography

In recent years, angiography and Interventional Radiology (IVR) develop rapidly because they can realize QOL improvement. However, a complicated maneuver increases radiation exposure dose in IVR. Therefore, evaluation of the exposure dose is important for doctors, nurses and patients in IVR. The purpose of this study was to evaluate whether MOSFET dosimeter was available in the energy of the diagnosis domain.

We used a mobile MOSFET dosimeter (Best Medical Canada, Canada) and Skin Dose Monitor (SDM) for comparisons. Also, we used a calibrated thimble-type 6-mL ion chamber as a reference dosimeter.

As a result, the MOSFET dosimeter was good about the energy dependence. The linearity about the dose and dose rate dependence was good, but they varied with the low radiation dose. Also, angle dependence was good, the reproducibility of channels and the variations between them tended to be improved as a dose increased.

Therefore, we concluded that we may use it for patient dosimetry in the IVR if measurements accuracy improve.

### 1. 緒 言

血管造影・Interventional radiology (IVR) は侵襲性が比較的 low 患者への負担が少ないため、Quality Of Life (QOL) 向上を実現できるなどの理由から近年急速に発展している<sup>1)</sup>。

しかしその一方で、手技が複雑になるにつれて透視時間の延長や撮影回数の増加が生じるため、

被曝線量は増加している傾向にある<sup>2)</sup>。これは医師や看護師などの医療従事者だけではなく、医療被曝に限度がないとはいえ患者にも当てはまり、実際に皮膚障害の報告もある<sup>3,4)</sup>。したがって、皮膚障害などの放射線障害を回避するためには、IVR 等における被曝線量を可能な限り正確にかつリアルタイムに測定することが重要である<sup>5)</sup>。

International Commission on Radiological Protec-

tion (ICRP) はこれまで報告で医療被曝は正当化と最適化される必要があることを述べてきた<sup>6)</sup>。この最適化を実現するために X 線装置の精度管理や被曝部位の線量を測定・評価することが挙げられる<sup>7)</sup>。

また、現在の患者被曝線量の評価方法には蛍光ガラス線量計などの検出器を直接皮膚に貼り付けて測定する直接測定法と面積線量計や装置出力条件から皮膚線量を推定する間接測定法がある<sup>8,9)</sup>。しかし患者皮膚入射線量を直接かつリアルタイムに測定したものは少ない<sup>10-15)</sup>。

リアルタイム線量計として Skin Dose Monitor (SDM) 線量計が普及していたが、センサーが 1 つしかなく、かつセンサーに毒性が強いカドミウム蛍光体を使用していたため、現在は製造が中止されている<sup>5,16)</sup>。ほかにも Patient Skin Dosimeter (PSD) も開発されたが、検出部と信号ケーブルが X 線画像に映り込むため IVR では使用されていない<sup>5)</sup>。

今回、患者入射皮膚線量を直接かつリアルタイムで測定可能な mobile Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (MOSFET) 線量計 (Best Medical Canada 社製) を使用する機会を得た。この線量計は今まで治療領域レベルでの検討は行われてきたが、診断領域レベルでの検討はあまり行われていない<sup>17)</sup>。そこで、この MOSFET 線量計が放射線治療だけではなく、IVR や血管造影などで使用する診断領域のエネルギーにおいても使用可能かどうかを評価した。併せて、Skin Dose Monitor (SDM) 線量計との比較も行った。

## 2. 方 法

### 2.1 使用機器

- ・ MOSFET 線量計  
mobile MOSFET (Best medical canada, Canada)
- 線量検証ソフト TN-RD-75
- リーダーモジュール TN-RD-16
- 検出器  
標準タイプ TN-502-RD (センサーサイズ：  
幅 2.0×厚 1.3×長 8.0 mm)

マイクロタイプ TN-502-RDM (センサー  
サイズ：幅 1.0×厚 1.0×長 3.5 mm)

MOSFET 線量計は 5 チャンネル同時にほぼリアルタイムで線量を測定可能であり、画像への映り込みも小さいという特徴を持つ。システム構成は主にリーダーモジュール (写真 1)、検出器 (写真 2)、線量検証ソフト (写真 3) からなり、これらを接続することで使用する。X 線を照射すると線量値が PC の画面上に表示される。また、最大積算線量は 20,000 cGy、実効検出器面積は

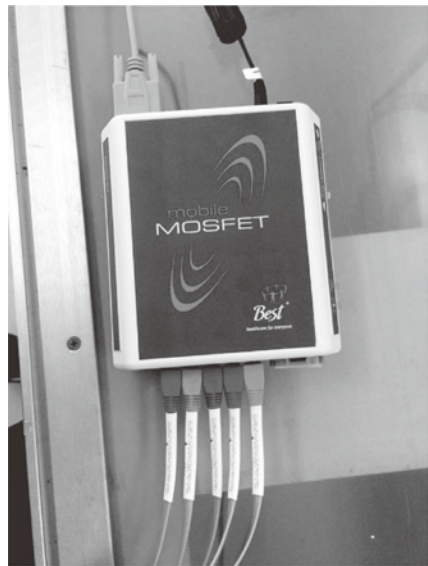


写真 1. MOSFET 線量計リーダーモジュール

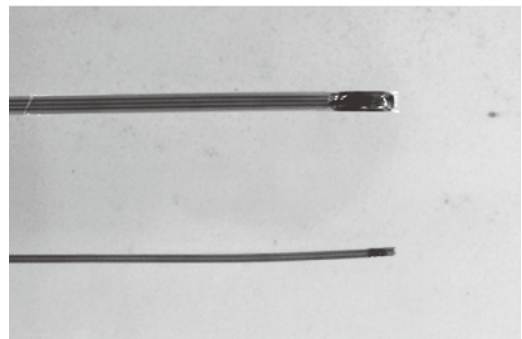


写真 2. 検出器 (上：標準，下：マイクロ)



写真 3. 線量検証ソフトのモニター画面の一例

0.04 mm<sup>2</sup> となっている。

- ・ SDM 線量計 (比較線量計)  
Model 104-101 (Mc MAHON 社, USA)
- ・ 電離箱線量計 (基準線量計)  
Model 9015 6cc チェンバー JQA 校正済み  
(Radcal 社, USA)
- ・ X 線発生装置  
DHF-155H II (日立メディコ)  
C アーム装置: IXFX-8000V (東芝)
- ・ 胸部人体ファントム (京都科学)

今回の実験では MOSFET 線量計のほかに比較用測定器として SDM 線量計 (Mc MAHON 社)、基準線量計として校正済みの 6 cc チェンバー電離箱線量計 (Radcal 社) を用いた。X 線発生装置については角度依存性の測定実験及び画像の映り込み実験についてのみ IXFX-8000V (東芝) を用いた。

## 2.2 実験方法

各測定器は散乱線の影響を考慮し、すべて発泡スチロールに固定した。測定項目は管電圧依存、線量依存、線量率依存、チャンネル間のばらつき、検出器の再現性、角度依存性、画像への映り込みである。

### 2.2.1 管電圧依存性

管電圧依存性を調べる実験では、管電圧を 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120 kV と変化させ、管電流 320 mA, 撮影時間 400 msec とした。照射野サイズは 20 cm×20 cm, X 線管から測定器の距離を

100 cm, 測定器から床面までの距離を 50 cm とした。測定は 5 回行い平均を求め、基準線量計との比を求め評価した。

### 2.2.2 線量依存性

線量依存性を調べる実験では、撮影時間を 32, 63, 125, 250, 500, 1,000, 1,000×2 と変化させ、管電圧を 80 kV, 管電流を 200 mA とした。照射野サイズと幾何学的配置は 2.2.1 と同様とした。測定は 5 回行い平均を求め、基準線量計の値と比較した。

### 2.2.3 線量率依存性

線量率依存性を調べる実験では、管電流を 40, 63, 125, 250, 500 mA と変化させ、管電圧 80 kV, 撮影時間 200 msec とした。照射野サイズと幾何学的配置は 2.2.1 と同様にした。測定は 5 回行い平均を求め、基準線量計の値と比較した。

### 2.2.4 5チャンネル間のばらつき

5チャンネル間のばらつきは、各線量 (mAs) における測定値から、各線量の最大値を最小値で除して評価した。なお、この各線量における測定値は、2.2.2 の結果を用いた。

### 2.2.5 検出器の再現性

検出器の再現性は、各線量 (mAs) における測定値から変動係数を求めて評価した。なお、この各線量における測定値は、2.2.2 の結果を用いた。

### 2.2.6 角度依存性

角度依存性を調べる実験では、MOSFET と SDM に対して C アーム装置を使用して実験を行った。照射条件は管電圧 70 kV, 管電流 50 mA, 透視時間 10 sec, レート 30 f/s, 照射野サイズ 20 cm×20 cm, SID 125 cm とした。左右方向と頭尾方向それぞれ 0°~90° の範囲で 30° 刻みで照射した。回数は各角度で 3 回行い平均を求めた。各方向 0° の線量を基準として評価した。

### 2.2.7 画像への映り込み

胸部人体ファントムに MOSFET 線量計 (標準タイプ, マイクロタイプ) と SDM 線量計を貼り付け、C アーム装置によりオート設定で透視を行った。

### 3. 結 果

#### 3.1 管電圧依存性

図1は各測定器における管電圧依存性を示すグラフである。縦軸は各線量計と電離箱線量計の線量比、横軸は設定管電圧とした。標準タイプの線量比は0.91~1.13、マイクロタイプの線量比は1.09~1.22となった。

#### 3.2 線量依存性

図2は各測定器における線量依存性を示すグラフである。縦軸を各センサーの測定値、横軸を電離箱の測定値とした。標準タイプの式は $y=0.9709x+0.127$ 、 $R^2$ 値は0.9996となり、マイクロタイプの式は $y=1.2659x+0.0594$ 、 $R^2$ 値は0.9996となった。低線量域で多少値がばらついたが全体として直線性は良好であった。

#### 3.3 線量率依存性

図3は各測定器における線量率依存性を示すグラフである。縦軸を各センサーの測定値、横軸を電離箱の測定値とした。標準タイプの近似直線の式は $y=1.0226x-0.7309$ 、 $R^2$ 値は0.9957となり、マイクロタイプの式は $y=1.2255x-0.0145$ 、 $R^2$ 値は0.9981となった。低線量率の時に値が多少ばらついたが全体的に直線性は良好であった。

#### 3.4 5チャンネル間のばらつき

表1は線量変化による5チャンネル間のばらつきを示す表である。標準、マイクロタイプともに線量が高くなるにつれて最大値/最小値の値は小さくなった。

#### 3.5 検出器の再現性

表2は線量変化による検出器の再現性を示す表である。標準、マイクロタイプともに線量が高くなるにつれて変動係数の値は小さくなった。

#### 3.6 角度依存性

図4,5は角度依存性を示すグラフである。左右方向について、標準タイプはほとんど値に変化はなく、マイクロタイプは角度が大きくなるにつれて感度が大きくなった。頭尾方向について、標準タイプは角度が大きくなるにつれて感度は小さくなり、特に尾頭方向90°に関しては非常に小さい値になった。マイクロタイプも角度が大きくなるにつれて感度は小さくなった。

#### 3.7 画像への映り込み

写真4は人体ファントムを用いて各検出器の画像上での映り方を示したものである。標準タイプはSDM線量計と同様、マイクロタイプは検出器が小さいためSDM線量計よりも映り込みが小さかった。

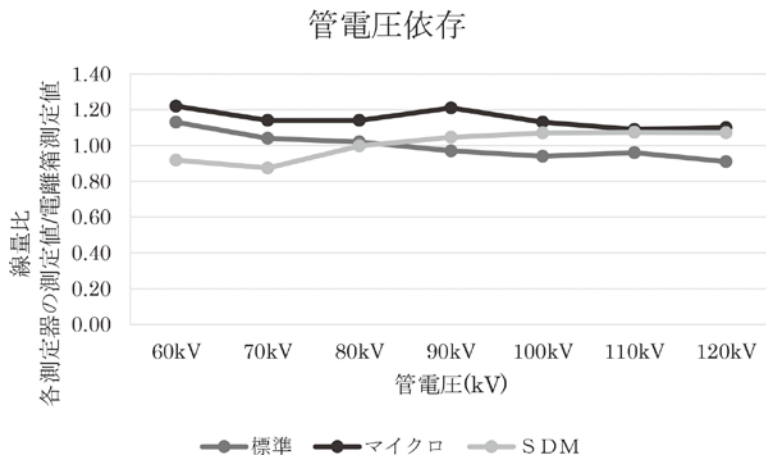


図1. MOSFET線量計とSDM線量計による線量測定時における管電圧依存性  
各測定器の線量測定において、管電圧を変化させたときの特性を示したグラフである。横軸に設定管電圧、縦軸に各測定器の線量測定値を電離箱測定値で除した値を示した。

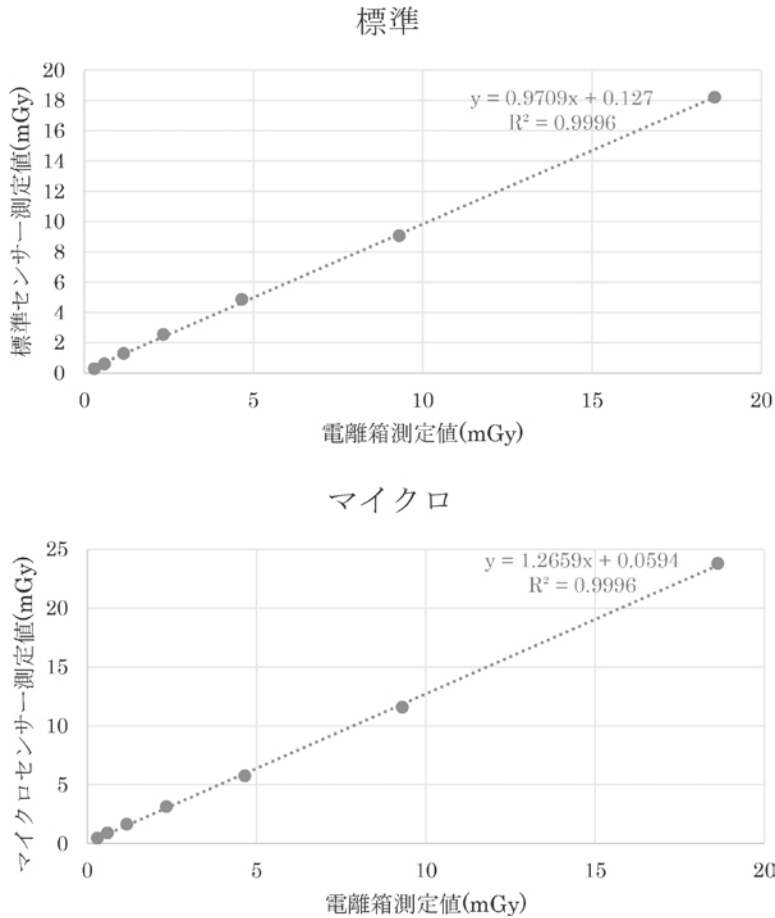


図 2. MOSFET 線量計 (上：標準センサ, 下：マイクロセンサ) による線量測定時における線量依存性  
各測定器の線量測定において、撮影時間を変化させたときの特性を示したグラフである。横軸に電離  
箱測定値、縦軸に各測定器の測定値を示した。図中に直線式と  $R^2$  値を示した。

#### 4. 考 察

IVR や血管造影時の患者皮膚吸収線量をリアルタイムかつ正確に測定することは、放射線皮膚障害を防止する上で重要である。現在多くの施設では面積線量計を用いることで被曝量の管理をしている。しかしこの方法では患者に触れることなく簡便に被曝線量の算定は可能になるが、入射皮膚線量への変換が困難である上、被曝部位の特定もできない<sup>18)</sup>。

MOSFET 線量計は、リアルタイム型とリアル

タイムではない積算読取型の 2 つのタイプがあるが<sup>19)</sup>、我々はリアルタイム型 MOSFET 線量計を評価した。そして今回は、主に放射線治療における線量測定に用いられている MOSFET 線量計が IVR などの診断領域での線量測定に使用可能か明らかにするために種々の性能評価を行った。同時に SDM 線量計との比較も行った。

管電圧依存性に関しては、MOSFET 線量計と SDM 線量計は大差は無いと思われた。ただし MOSFET 線量計は、2 つのセンサーとも管電圧の低下と共に、やや左上がりになる傾向にあった。

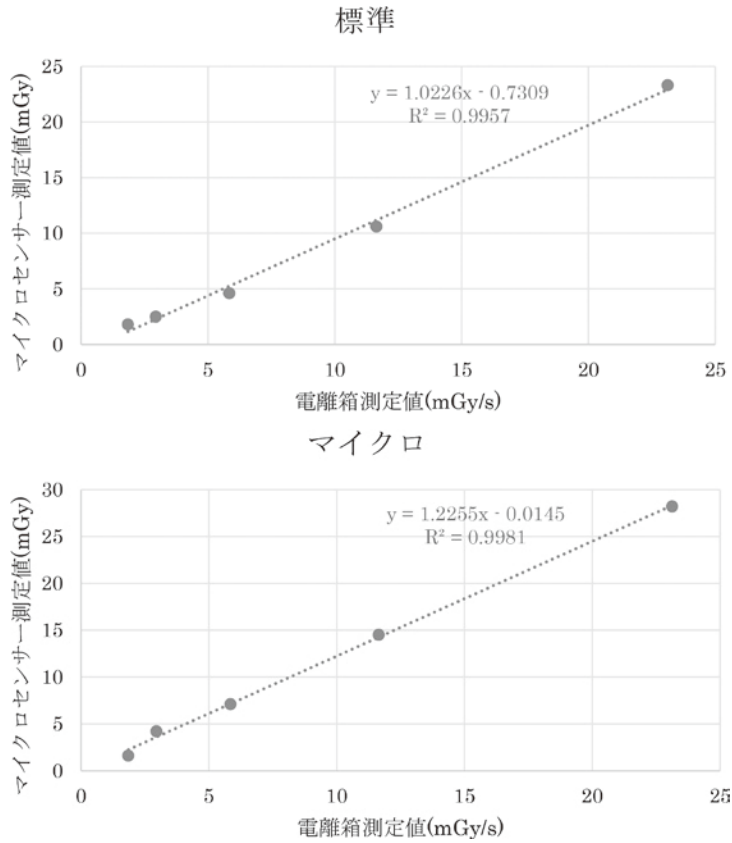


図 3. MOSFET 線量計（上：標準センサ，下：マイクロセンサ）による線量測定時における線量率依存性  
各測定器の線量測定において、管電流を変化させたときの特性を示したグラフである。横軸に電離箱測定値、縦軸に各測定器の測定値を示した。図中に直線の式と  $R^2$  値を示した。

表 1. 標準タイプとマイクロタイプによる 5 チャンネル間のばらつき

mAs	最大値/最小値	
	標準	マイクロ
6.4	1.89	1.41
12.6	1.44	1.36
25	1.23	1.28
50	1.14	1.07
100	1.21	1.14
200	1.05	1.10
400	1.06	1.03

標準タイプとマイクロタイプにおいて、線量を変化させたときの各チャンネルばらつきを示した表である。各線量値における最大値を最小値で除した値を示した。

表 2. 標準タイプとマイクロタイプによる検出器の再現性

mAs	変動係数	
	標準	マイクロ
6.4	0.30	0.29
12.6	0.31	0.24
25	0.07	0.22
50	0.19	0.14
100	0.12	0.13
200	0.10	0.05
400	0.02	0.03



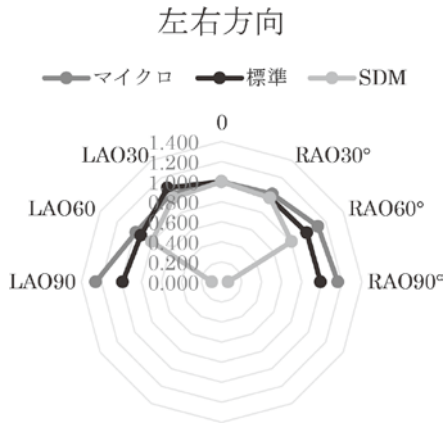


図 4. MOSFET 線量計と SDM 線量計による線量測定時における左前斜位・右前斜位方向の角度依存性

MOSFET 線量計と SDM 線量計において、X 線が検出器に入射する角度を検出器の左前斜位 (LAO) 及び右前斜位 (RAO) 方向に変化させたときの特性を示したグラフである。角度 0° の時を基準として、各角度における線量比率を示した。

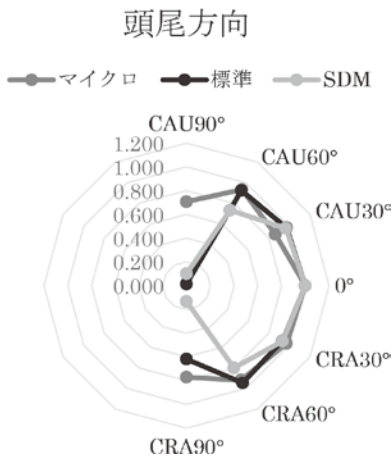


図 5. MOSFET 線量計と SDM 線量計による線量測定時における頭尾・尾頭方向の角度依存性

MOSFET 線量計と SDM 線量計において、X 線が検出器に入射する角度を検出器の頭尾方向 (CRA) 及び尾頭方向 (CAU) 方向に変化させたときの特性を示したグラフである。角度 0° の時を基準として、各角度における線量比率を示した。

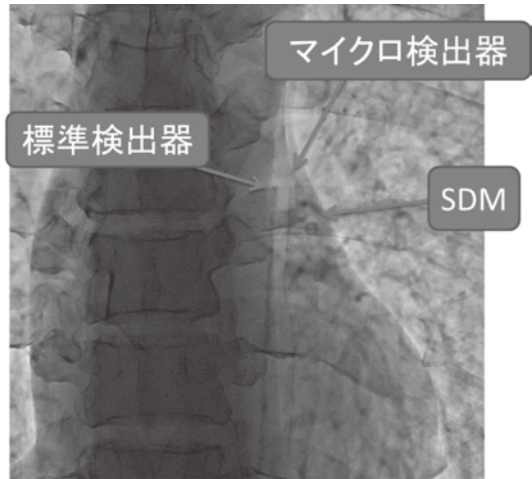


写真 4. MOSFET 線量計と SDM 線量計の画像への映り込み

これは放射線と作用する MOSFET 線量計のセンサー物質である  $\text{SiO}_2$  は、比較的低原子番号であり、低エネルギー（低管電圧）ほど光電吸収の割合が少しずつ増加し、結果として低管電圧ほど高感度になる傾向にあるためと考えられる。また MOSFET 線量計センサーにおいて、マイクロタイプは標準タイプよりも線量比が高い結果となった。この原因は、センサー毎の感度の固有差の影響であると思われる。

線量依存性・線量率依存性に関しては MOSFET 線量計の 2 つのセンサーとも電離箱の測定値に比例した直線性の良い結果となった。しかし、低線量・低線量率域で依存性が見られた。この原因は、低線量時においては、発生したノイズの影響を相対的に受けやすいためであると考えられる。

右前斜位・左前斜位方向の依存性に関して、マイクロタイプは左前斜位 30° の時のみ線量比の値が上昇したが、それ以外の角度では良好であった。標準タイプは左前斜位 30° の時のみ線量比の値が上昇したが、それ以外の角度では良好であった。頭尾・尾頭方向の依存性に関して、マイクロタイプは尾頭方向 90° で約 20% 線量比が低下したがそれ以外の角度では良好であった。標準タイプは

尾頭方向 90° で感度がほぼ無くなり、頭尾方向 90° で線量比の値が約 20% 低下した。標準タイプとマイクロタイプで感度の差が出た原因として、センサー部分の形状の違いなどの要因が考えられる。これらの結果から、SDM 線量計はセンサーに対して水平方向にほぼ感度が無いが、MOSFET 線量計、特にマイクロタイプは水平方向にも感度があるため、必ずしもセンサーに対して垂直に入射させる必要がないと考えられる。

また、治療領域での測定結果と比較すると、ほとんどの特性において治療領域のほうが良好な結果が得られた<sup>17)</sup>。しかし、角度依存性については診断領域の方が治療領域のビルドアップキャップ無しの場合と比べて、同等かそれ以上に良好な結果が得られた。

## 5. 結 論

MOSFET リアルタイム型線量計について、McMAHON 社製の SDM 線量計と線量測定に関する比較評価を行った。

標準タイプとマイクロタイプを比較して管電圧依存、線量依存、線量率依存などの諸特性はほぼ同等であったが、角度依存性や画像への映り込みについてはマイクロタイプの方が小さいことから、マイクロタイプの方がより実用可能であると考えられる。

また 2 つのセンサーとも治療領域レベルの線量での測定結果と比較して、管電圧依存性、線量率依存性等において誤差は大きかった。

一方、SDM 線量計の管電圧依存性は良好、線量・線量率依存性について直線性は良好であった。角度依存性については左右・頭尾方向ともに角度が大きくなるにつれて影響が大きくなった。画像への映り込みについては MOSFET 線量計と同等であった。

MOSFET 線量計は使い方が簡便で最大 5 検出器のマルチチャンネル測定がほぼリアルタイムで可能であり、最大皮膚線量の検出に有効である。また、角度依存性が良好なことや、画像への映り込みがほとんどないことから、特にマイクロタイプは測定精度が向上すれば IVR 時の患者被曝線

量測定に使用できる可能性があると考えられる。

## 文 献

- 1) 山田彰吾, 高橋昭吾: 改訂版 IVR—手技, 合併症とその対策, 石橋忠司, メジカルビュー社, 東京, 2005, 2-3
- 2) 医療放射線防護連絡協議会, 他: IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン, <http://www.fujita-hu.ac.jp/~ssuzuki/bougo/book/ivr.pdf>, 2004
- 3) 菊地透: 放射線防護の対応について—血管撮影領域における放射線皮膚障害の実状と対策, 放射線防護分科会誌, **14**, 12-13, 2002
- 4) Kato, M., Chida, K., Sato, T., Oosaka, H., Tosa, T., Munehisa, M., Kadowaki, K.: The necessity of follow-up for radiation skin injuries in patients after percutaneous coronary interventions: radiation skin injuries will often be overlooked clinically, *Acta Radiologica*, **53**(9), 1040-1044, 2012
- 5) 千田浩一: 心血管 IVR における被曝線量計測評価に関する諸問題: 患者被曝に関して, 日本放射線技術学会雑誌, **62**(11), 1507-1515, 2006
- 6) 社団法人日本アイソトープ協会: ICRP Publication 103, 初版, 東京, 2007, 51-54
- 7) 小林亮太, 千田浩一, 稲葉洋平, 芳賀喜裕, 加賀勇治, 洞口正之: X 線出力測定器による診断用 X 線装置の線量測定に関する基礎検討, 東北大学医学部保健学科紀要, **24**(1), 39-44, 2015
- 8) 熊谷道朝: 4. 現場における被曝線量測定: IVR 等(「診断領域における線量標準測定法の確立」: より安全な放射線防護を目指して), 計測分科会誌, **8**(2), 9-10, 2000
- 9) 坂本肇: インターベンショナル基準点を利用した測定法 (テーマ「IVR における患者皮膚線量の測定マニュアルを有効利用するための注意点」, 第 25 回計測分科会発表抄録), 計測分科会誌, **13**(2), 30-35, 2005
- 10) 水谷宏, 梅津芳幸, 江口陽一, 菊地透, 坂本肇, 山口和也: 学術調査研究班報告 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: 平成 13 年度 IVR における患者被曝線量の測定と防護に関する研究班, 日本放射線技術学会雑誌, **59**(3), 369-381, 2003
- 11) 千田浩一, 佐藤州彦: CARE グラフによる IVR 被曝測定, 計測分科会誌, **11**(1), 31-37, 2003
- 12) 小宮勲, 白坂崇, 梅津芳幸, 橘昌幸, 泉隆: 蛍光ガラス線量計による患者被曝線量測定: 特性評価



- と腹部 IVR 時の患者皮膚線量測定, 日本放射線技術學會雜誌, **60**(2), 270-277, 2004
- 13) 天野雅史, 西谷弘, 河野信吾, 安友基勝, 三好弘一, 八木浩史: 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, 日本放射線技術學會雜誌, **59**(1), 121-129, 2003
- 14) Chida, K., Kato, M., Inaba, Y., Kobayashi, R., Nakamura, M., Abe, Y., Zuguchi, M.: Real-time patient radiation dosimeter for use in interventional radiology, *Physica Medica*, **32**(11), 1475-1478, 2016
- 15) Inaba, Y., Chida, K., Kobayashi, R., Zuguchi, M.: A cross-sectional study of the radiation dose and image quality of X-ray equipment used in IVR, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, **17**(4), 6231, 2016
- 16) Hwang, E., Efrain, G., Vlietstra, R.E., Brenner, A., Ebersole, D., Browne, K.: Real-time measurement of skin radiation during cardiac catheterization, *Catheterization and cardiovascular diagnosis*, **43**(4), 367-370, 1998
- 17) Kumar, A.S., Sharma, S.D., Ravindran, B.P.: Characteristics of mobile MOSFET dosimetry system for megavoltage photon beams, *J. Med. Phys.*, **39**(3), 142-149, 2014
- 18) 坂本肇: 面積線量計の基礎から臨床応用, 日本放射線技術会誌, **62**(4), 2006
- 19) Chida, K., Inaba, Y., Masuyama, H., Yanagawa, I., Mori, I., Saito, H., Maruoka, S., Zuguchi, M.: Evaluating the performance of a MOSFET dosimeter at diagnostic X-ray energies for interventional radiology, *Radiol Phys Technol.*, **2**(1), 58-61, 2009