

## 超高感度CCDカメラを用いた被曝線量モニタリングシステムの開発

近畿大学医学部附属病院  
中央放射線部 宇都 辰郎

### I 緒言

十数年前より、検査のみでなく同時に治療も行う IVR (Interventional Radiology) が先端医療の中核として市民権を得、近代医療には欠かせない治療手技のひとつとして発展を遂げている。

しかし、IVR の治療への貢献とは裏腹に、弊害として放射線による局所被曝がにわかに関心となった。1995年、FDA (Food and Drug Administration) の Thomas B. Shope が、“Radiation-induced Skin Injuries from Fluoroscopy<sup>1)</sup>” と題して報告した IVR における放射線皮膚傷害の事例は、皮膚壊死を伴う広範囲な潰瘍形成と、その治療のために皮膚移植を行わざるを得なかったショッキングなニュースとして医療界を驚愕させた。放射線が一極集中して照射されたため、弊害として生じた局所傷害である。その後、米国に限らず日本国内においても事例が報告され<sup>2)</sup> 問題になった。もし、放射線傷害に関する知識が豊富で被曝への関心が高く、また当時位置情報とともに被曝線量をリアルタイムに表示できるモニタリングシステムがあったなら、この傷害は回避できたのかもしれない。

最近、SDM (Skin Dose Monitor) 法によって被曝線量をリアルタイムに測定できるようになってきている。しかし、この方法は、測定個所に限りがあるため曝射位置がその範囲から外れると測定できず、正確にリスク情報を反映できない。また、面積線量計や線量計を用いない NDD 法、熱蛍光線量計による測定などにより被曝を管理する手法が試みられているが、局所被曝に対する線量表示がリアルタイム性に欠け、モニタリングするシステムとしては不向きである。最近では、IEC によって定められた Interventional Reference Point (IRP<sup>3)</sup>、日本名では IVR 基準点<sup>4)</sup> ) を取り入れ測定されるようになったが、得られた線量はあくまでも測定値からの推定値であり、X線入射角度によっては大きな誤差の要因となる可能性を秘めている。また被曝位置の情報も持たないので、局所皮膚表面の被曝線量を正確に表していない。このような問題を克服すべく、新しい観点からのモニタリングシステムの開発が望まれていた。

### II 研究の目的

本研究の目的は、X線検出部分に蛍光増感紙と導光板そして反射シート、さらに蛍光をガイドするものとして光ファイバー、蛍光を受光する (実際には撮像する) ものとして超高感度 CCD (Charge Coupled Device) カメラ、蛍光画像を収集し線量に変換するパーソナルコンピュータを用いて、位置情報と線量をリアルタイムに表示でき、しかも被曝線量が許容値を超える前に術者へ警告を促がすことが可能な被曝線量モニタリングシステム (以下、本システムという) を開発することである。開発にあたっては、本システムの基本特性をもとめ被曝線量測定器として、またモニタリングシステムとして有用かどうか検討した。

### III 超高感度 CCD カメラシステムを用いた被曝線量モニタリングシステムの概要

#### 1. システム構成機器

本システムは、X線検出部、光ガイド部、撮像部、画像収集・解析部の4つより構成されている。その主な機器を下記に示す。

X線検出部：	蛍光増感紙	KODAK Lanex Fine (Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb) 半切サイズ
	導光板	小林精工製 20(W)x12.5(D)x1.0(H) mm 238枚
	反射シート	アルミホイル 厚み 12 μm

光ガイド部： 光ファイバー 三菱レイヨン Super Eska 0.75mmΦ  
 カメラ： CCD カメラ WATEC NEPTUNE 100  
 パーソナルコンピュータ： DELL Opti Plex GX240-2200MT/DHM  
 (画像キャプチャーカード： DITECT SIM-PCI)

## 2. 線量計測の原理と表示

本システムによる線量計測は、蛍光量が蛍光体に吸収された X 線量に比例して得られるという原理に基づいている。本システムにおいては、導光板で回収された増感紙の蛍光を導光板数に相当する光ファイバーで外部へガイドし、光ファイバー末端の出力面を位置情報が得られるように計測することになる。計測には微弱な光を感度よく捕らえ、しかも入射光量に対してリニアなビデオ出力が得られる白黒超高感度 CCD カメラを使用した。この CCD カメラを用いて光ファイバーの出力面の蛍光を撮像し、同時にパーソナルコンピュータに画像データを加算収集しながら線量変換することになる。線量変換には、線量と蛍光量との相関近似式を用いた。モニター表示については、Fig. 1 に示すように位置情報がわかるようにグリッドスケール (マップ) と視認性向上の為に加算線量をカラー表示し、刻々と変わる線量をリアルタイムに色の変化として見えるようにした。更に、IVR 手技中に患者の皮膚被曝線量が 3Gy (グレイ) を超えることがないように、放射線傷害防止の観点から予め設定した任意の線量で、術者へ音と文字点滅表示で警告を促すソフトを組み込んだ。また、検査終了後、必要情報を記録保存できるようにした。

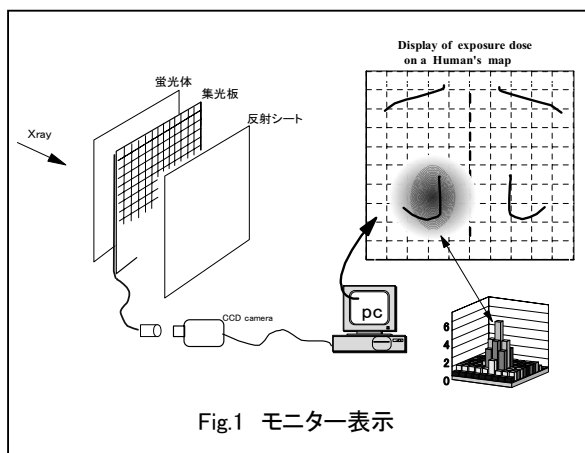


Fig.1 モニター表示

## 3. X線検出部の構造と光ガイドの詳細

X 線検出部の構造は、Fig. 2 に示すように X 線入射方向から蛍光増感紙 (Intensifying screen)、素子配列した 238 枚の導光板 (Light guiding plate)、反射シート (Reflector) の 3 層構造となっている。増感紙に X 線が入射されると、発光した蛍光は効率よく導光板に回収され、垂直方向に偏向された後、出力窓 (Output) へとガイドされる。出力窓に出力された蛍光は、光ファイバーによって CCD カメラ直前までガイドされることになる。Fig. 3 は、製作した X 線検出部のパネル前面を示す。パネル全面には 238 枚の導光板を敷き詰めてあり、それぞれが光ファイバーに接続されている。また、238 本の光ファイバーの末端 (出力面) は、X 線の曝露位置が容易に得られるようにパネルの導光板と同じ配置で束ねている。使用に際して、検出部全面と光ファイバーは遮光カバーで覆われることになる。

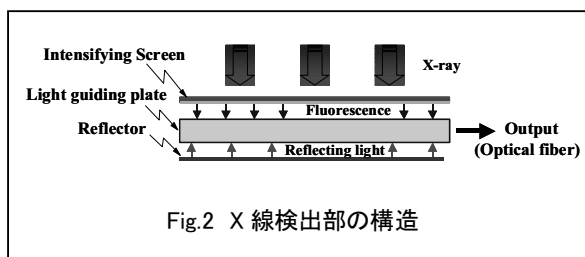


Fig.2 X線検出部の構造

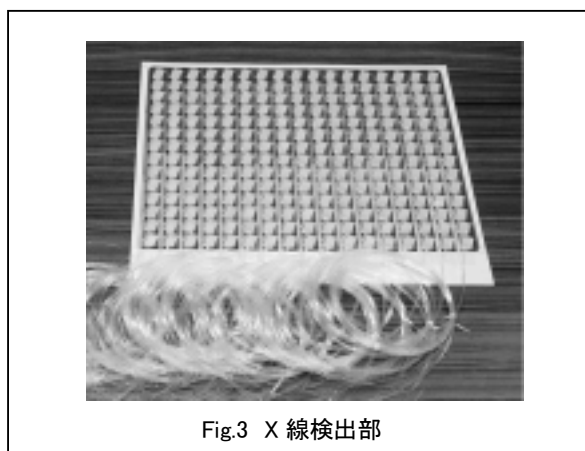


Fig.3 X線検出部

#### 4. 超高感度 CCD カメラユニットについて

カメラユニットは、Fig. 4 に示すように光ファイバーの末端を固定した部分（蛍光画像出力面）と小型の超高感度 CCD カメラからなり、シンプルで非常にコンパクトな仕上がりになっている。

出力面を撮像する超高感度 CCD カメラは、撮像可能な最低被写体照度が 0.001 ルクス (F1.4) の性能を持ち、月のない星明りでも撮像が可能である。実際の使用では画像加算を繰り返しながら使用するの、超低照度の画像を撮像していることになる。撮像された画像データは、同時にパーソナルコンピュータへと自動転送され、画像処理されて必要な情報がリアルタイムに表示可能である。

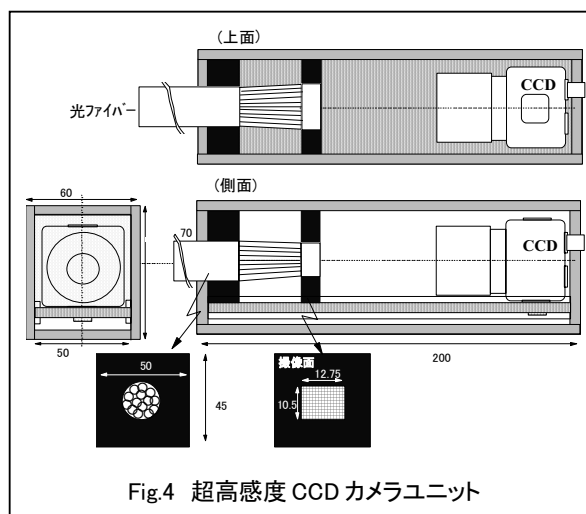


Fig.4 超高感度 CCD カメラユニット

#### 5. 被曝線量の求め方

吸収線量は、S.M. Seltzer と J.H. Hubbell の光子減弱係数データブックを参考に、軟組織と空気の光子減弱係数より吸収線量への換算係数である F 値をもとめ、(1) 式より計算した。(1) 式に示すように皮膚表面の吸収線量 (D) は、照射線量 (X) と後方散乱係数 (BSF)、換算係数 (F) の積であるが、後述するように本法は検出部が常に被写体に接しているため、実際には常時後方散乱 X 線を含めて計測していることになる。

$$D = X (C/kg) \times BSF \times F (Gy \cdot kg/C) \dots (1)$$

(照射線量) (後方散乱係数) (換算係数)

$$F = (W_{air}(J)/e(C)) \times ((\mu_{en}/\rho)_{tissue}/(\mu_{en}/\rho)_{air})$$

$W_{air}(J)/e(C)$  : 33.97J/C、 $(\mu_{en}/\rho)_{tissue}$  : 組織の質量エネルギー吸収係数  
 $(\mu_{en}/\rho)_{air}$  : 空気の質量エネルギー吸収係数

#### 6. 臨床での X 線検出部の配置

X 線検出部は、患者の背部に敷き計測することになる。その際に検出部と患者の位置関係は、正確な被曝位置の情報を得るのに大変重要であり、慎重なポジショニングが要求される。そこで、本法では患者の特定部位を検出器面のどの位置に配置するか、予め決めておけば容易にセッティングでき、正確な位置情報を得ることが可能になると考え、具体的には検出器表面に印された位置に、第 7 頸椎の棘突起である隆椎と胸椎部正中（棘突起位置）線が一致するように配置するようにした。

### IV 被曝線量モニタリングシステムの基本特性

#### 1. 使用機器

システムの基本特性をもとめるために以下の X 線装置、測定器、器材を使用した。

- X 線システム : 発生装置 東芝 KX0-2050
- X 線管 東芝 DRX-6334HD-SH
- I. I. 東芝 RTP9211G10
- 付加フィルター : 0.1mm 厚み銅板
- 線量計 : CAPINTEC Model 192  
(使用チェンバ PM05 (容量 5cc))
- ファントム : Mix-DP 34cm(W) × 34cm(D) × 15(H) cm

## 2. 測定方法

線量測定に関する基本特性の測定は、Fig. 5 に示す幾何学的配置で行った。電離箱線量計 (5cc) と本システムの X 線検出部は、X 線管から同一距離 (60cm) におき、X 線を 5 秒間パルス曝射して照射線量と蛍光量を同時計測した。また、照射野は、15×15cm に固定し、散乱線の影響を除外して測定する場合は、ファントムを取り除き、I. I. (Image Intensifier) をできるだけ遠ざけた。なお、本システムにおける蛍光量は、1 パルス (1 駒画像) 当たり 8bit 階調のデジタルデータを積算したものである。照射線量は、日本品質保証機構で校正した線量計を用いエネルギーのレスポンス補正を行っている。また、温度特性については恒温箱を用い別途測定した。

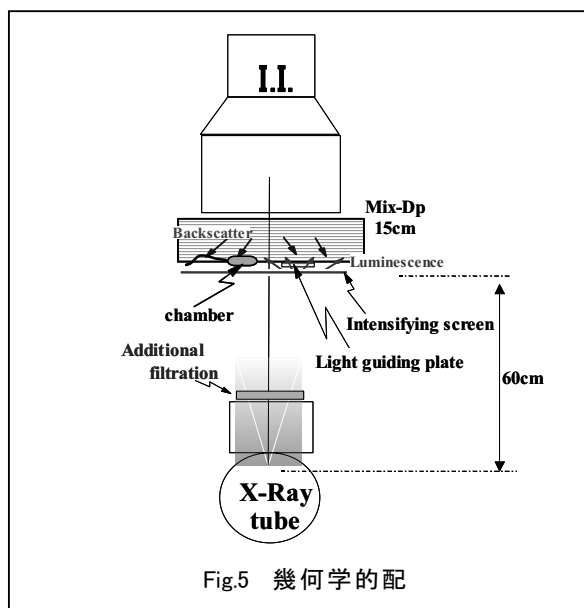


Fig.5 幾何学的配

## 3. 基本特性の結果と考察

本システムの基本特性の結果と考察は以下の通りである。本システムを開発する上で最も重要なことは、線量と蛍光量の間には比例関係があるかということである。両者の間に正の相関関係があれば、蛍光量から回帰式より線量をもとめることが可能である。そこで X 線管電流のみ変化させ照射線量と蛍光量の間関係をもとめた。その結果、Fig. 6 に示すように両者の間に 1 : 1 の比例関係を得た。また、ほぼ 1.0 という高い相関があることを確認した。時間応答特性についても 1msec から 6.4msec の範囲で高い相関を得た。単位時間あたりの撮影駒数への応答については、15f/sec と 30f/sec に関して比例関係を得たが、CCD カメラが 30f/sec 対応のため、それ以上については測定できななかった。なお、最近では被曝を考慮して 30f/sec 以上の撮影駒数を使うことはほとんどないので考慮する必要はないと考える。

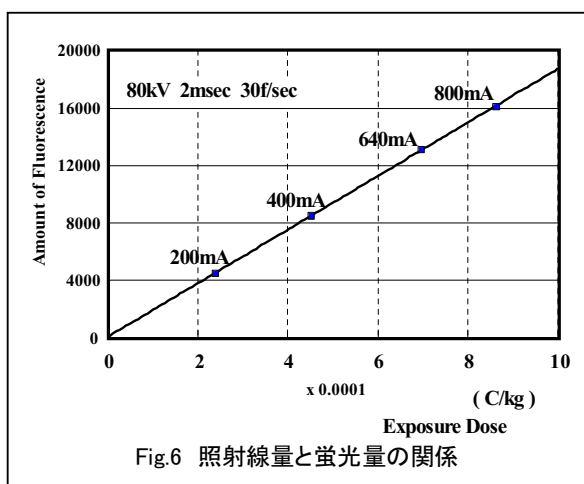


Fig.6 照射線量と蛍光量の関係

以上のように、特性として線量と蛍光量の間には比例関係を得たことは、一次回帰式で蛍光量から線量を簡単に割り出せ、また高い相関係数により精度よい線量データに変換可能であり、データ処理上大変好都合であることがわかった。

エネルギーレスポンスについては、Fig. 7 に示すように X 線管電圧 80kV を基準として 60kV から 100kV の範囲で最大約 +8% という差異になったが、これは約 50keV に K 吸収端をもつ希土類蛍光体 (Gd2O2S : Tb) の特性による影響である。希土類蛍光体の増感紙は、X 線管電圧を 60kV から 100kV へと上げると、X 線スペクトル上では高エ

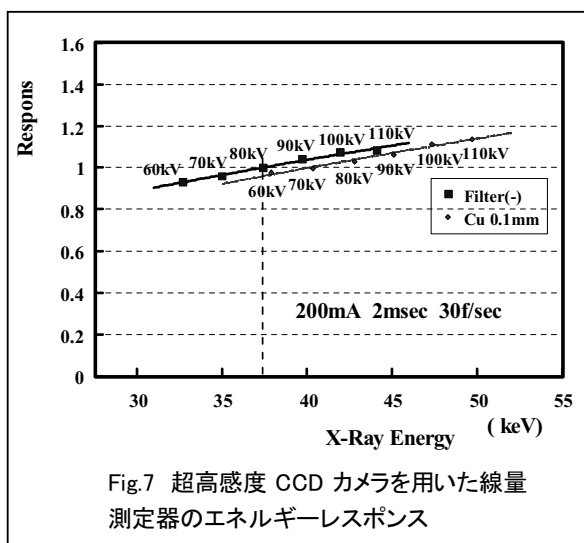


Fig.7 超高感度 CCD カメラを用いた線量測定器のエネルギーレスポンス

エネルギー成分が効率よく吸収されるために単位線量あたりの発光効率が上昇し、結果として感度上昇を招くことで知られる。銅の付加フィルターを装着した場合には、同じ管電圧での感度上昇が比較的少なかった。その理由は、X線スペクトル的には低エネルギー成分だけがカットされ、高エネルギー成分にはほとんど影響しないためと思われる。

後方散乱X線に対するレスポンスについても、エネルギーの変化に対して増感紙のX線吸収率の違いが影響しているようである。その結果、Fig. 8に示すように超高感度 CCD カメラを用いた線量測定器のエネルギーレスポンスは、線量計に比べ60kVでは3%低い値になった。しかし、この値は後方散乱率を円形照射野からもとめたGrosswendtのデータや、加藤による矩形照射野のデータ<sup>5-6)</sup>と比較しても問題にならない範囲の差異であると確信している。その理由は、半価層が等しくX線管電圧が異なるX線の後方散乱係数には、有意な差が生じることが明らかにされているからである。加藤<sup>6)</sup>は計算によって最大約2.5%の差異が生じることを検証して、X線装置固有の特性によるところが大であることを示唆し、後方散乱係数の値が絶対的なものではないことを証明している。

温度特性については、Fig. 9に示すように摂氏20度から30度において感度が安定していた。このことは、検査室内が常温でこの範囲にあるため、カメラ特性を考えれば適温であり、安定した出力が得られることを示している。

以上のことから、開発した本システムは、線量測定器として十分な基本特性を有していると思われる。

### V 被曝線量モニタリングシステムによる線量測定の実際

既にIII-6で患者の背部にX線検出部を敷き計測することを説明し、検出部と患者の位置関係が被曝の位置情報を精度よく得るのに大変重要であることを述べた。従って、術前に患者を検出器の指定の位置に正確に配置する必要がある。しかし、患者の容態が悪い状況下では、決められた位置に配置出来ないことも想定されるので、そのような場合には、基準とする第7頸椎である隆椎が、検出器上どの位置に配置されているか確認して記録等を残しておけば、術後や保存データの再出力時

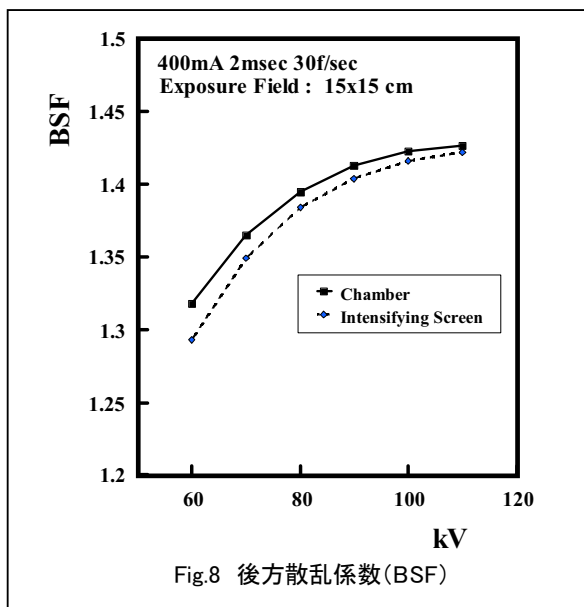


Fig.8 後方散乱係数 (BSF)

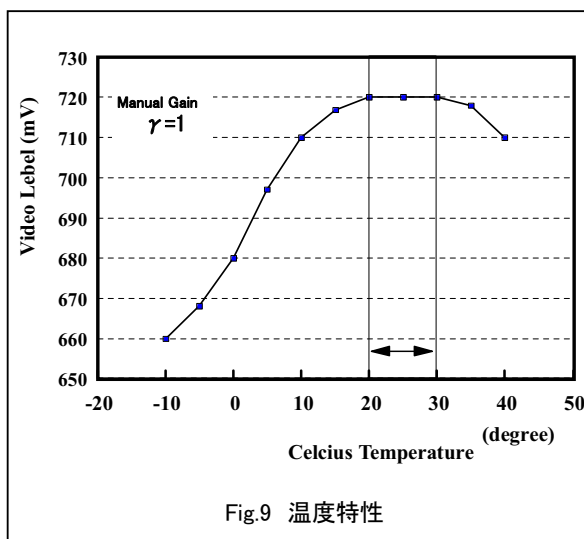


Fig.9 温度特性

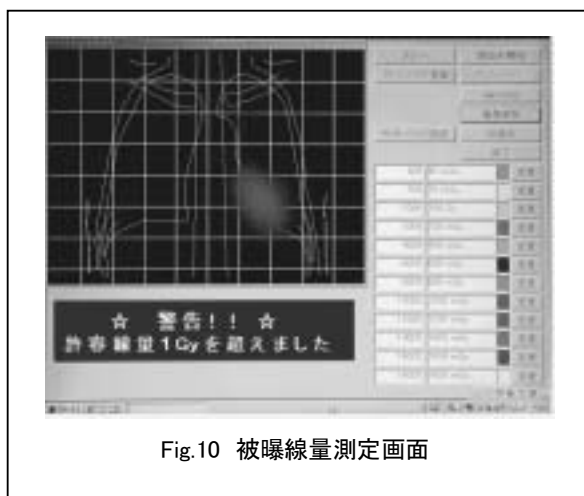


Fig.10 被曝線量測定画面

に正確な位置情報を知ることが可能になる。  
Fig. 10 は、被曝線量をモニタリングした時のモニター映像である。このように、位置情報とともに被曝線量をリアルタイムに表示でき、更に予め設定した線量値に達したら文字点滅表示と音で警告を促がす機能が備わったことは、IVR を安全に施行する上で術者にとって大変有用であるものになったと考える。

Fig. 11 は、保存したデータの 3 次元表示である。被曝線量分布を平面的な色分布の変化として表現するよりも、被曝の程度を 3 次元の高さ分布で表現できることは、術者にアピールするインパクト効果は大きく、被曝低減への意識向上につながるものと考えている。

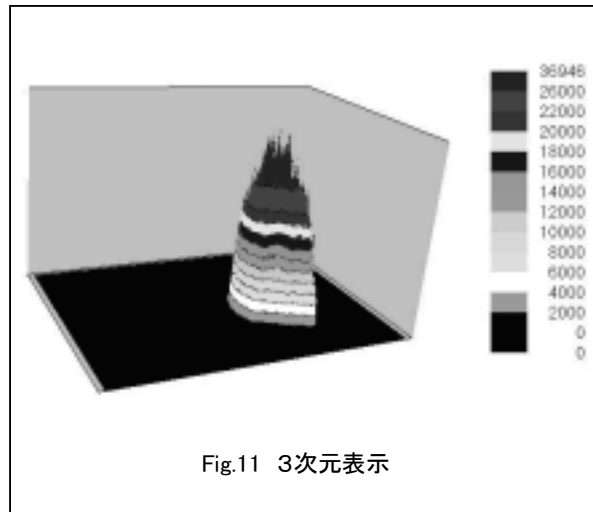


Fig.11 3次元表示

## VI 結 語

他の X 線検査に比べ患者被曝線量が多い IVR において、手技中の被曝線量とその位置をモニタリングできることは、障害防止の観点からも大変意義深いものがあると思われる。本研究では、モニタリングシステムの実用化を目指す手法として、本システムの開発に着手した。システムは、X 線検出部に希土類蛍光体の増感紙と導光板を使用し、更に増感紙の蛍光をガイドする光ファイバー、蛍光を画像として捉える超高感度 CCD カメラ、蛍光の明るさ（蛍光量）をデジタル変換し線量に変換するパーソナルコンピュータからなる。機能として、被曝している位置と被曝線量をリアルタイムに測定表示できるようにし、線量分布は視認性を高めるためにカラーで表示した。更に、任意の線量に達したら音と点滅文字で警告を促がすことができるシステムに仕上げた。線量計としてのシステムの基本特性については、結果に示す通り十分満足できる性能を確認した。以上より、本システムは IVR における被曝線量モニタリングシステムとして、おおいに期待されるものと確信する。

## 参考文献

- 1) Thomas.B.Shope,Ph.D. Radiation-induced Skin Injuries from Fluoroscopy. FDA/Center for Device and Radiological Helth Radiology Vol.197(P)Supplement,p449
- 2) 大和谷淑子：血管撮影領域における放射線皮膚障害の実情と対策 —皮膚障害事例とその治療に当たって— 日本放射線技術学会放射線防護分科会誌 p 4-5,14 (4) 2002
- 3) Medical electrical equipment - Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. IEC 60601-2-43, (2000).
- 4) 放射線防護分科会 IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドラインおよび測定マニュアルについて. 日放技学誌, 60 (8), 1035-1038, (2004).
- 5) Grosswnedt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on source to phantom distance and irradiation field size. Phys Med Biol.1990;35(9),1233-1245
- 6) 加藤秀起：微分後方散乱係数を用いた診断 X 線の後方散乱係数算出法、日本放射線技術学会雑誌 p.1503-1510, 57 (12), 2001