ノート

シンチレーション光ファイバー（SOF）線量計を用いた一般撮影領域における入射表面線量測定方法の検討

Examination of entrance surface dose using scintillator with optical fiber (SOF) dosimeter in radiography

廣田 勝彦[1)]，桑原 実希[2)]，廣田 晶子[3)]

1）真誠会セントラルクリニック
2）鳥取大学医学部附属病院　放射線部（現　愛媛大学医学部附属病院　放射線部）
3）鳥取大学医学部附属病院　放射線部

Key words: Entrance surface dose, patient skin dose, SOF dosimeter, quality assurance

【Abstract】
It is important to measure and control medical exposure dose in a patient, and in radiography, the amount of radiation dose to be administered to a patient depends primarily on the entrance surface dose. Consequently, in medical physics, evaluation of the entrance surface dose is indispensable to achieve optimized medical exposure to radiation. In this study, we used a scintillator with optical fiber (SOF) dosimeter, which can measure the entrance surface dose, including backscattering radiation; furthermore, owing to its small size and construction, the SOF dosimetric probe is not visible in radiographic images. The calibration of the SOF dosimeter was performed with an ionization chamber dosimeter (standard dosimeter), and the accuracy of the SOF dosimeter measurements was compared with the accuracy of the standard dosimeter measurements. We observed a maximum error of 2.19% in the SOF dosimeter measurements, which is a significant improvement over the measurements obtained with a standard dosimeter, thereby, implying a better accuracy in SOF dosimeter measurements. In addition, SOF dosimeters can replace standard dosimeters as real-time or routine radiation monitors because of their small size.

【要 旨】
医療現場では，入射表面線量の評価は欠かせないものであり，医療被ばくの最適化を達成するためにも医療の現場で活用する必要がある．われわれは，検出器が写りにくく，後方散乱を含めた入射表面線量を測定することができるSOF線量計を用いて電離箱線量計により校正を行い，電離箱線量計による標準測定法を基準に，電離箱線量計とSOF線量計を用いた簡易的測定法と比較検討を行った．その結果，SOF線量計を用いた簡易的測定法は，電離箱線量計による標準測定法と相対誤差が最大2.19%でt検定において有意差は見られず，電離箱線量計を用いた簡易的測定法より精度が高かった．さらに検出器が写りにくいため，日常業務での放射線モニターとして活用できる．

緒　言

わが国の医療被ばくにおける放射線量の適正化は，IVRに伴う放射線障害の報告に対し1995年に日本医学放射線学会放射線防護委員会から警告が発せられたのをはじめとし，2000年に国際放射線防護委員会（ICRP）から放射線障害の回避の勧告が出されると，同年に日本診療放射線技師会から医療被ばくガイドライン（低減目標値）が発行され，診断参考レベル相当の利用が推奨された．2007年にはICRPよりPublication103として医療被ばく防護が重視された勧告が出され，この被ばくの正当化と防護の最適化の概念に合わせた医療被ばくガイドライン2006が改訂版として日本診療放射線技師会から発行されている[1)]．このように，医療被ばくの低減に向けて被ばく調査がなされ，医療被ばく線量を測定し被ばく管理することの重要性を周知するような取り組みが，関連学会や日本診療放射線技師会からなされてきている．

被ばく線量を管理する方法には，実効線量と吸収線量により管理する方法があるが，前者は被ばくした臓器ごとの積算による総線量で評価するため，患者の医療被ばく管理には不向きである．後者は局所的な被ばく線量の把握に適しているため，患者個々の医療被ばくの評価に優れる．そのため診断領域では皮膚吸収線量が最も高くなることから，国際原子力機構（IAEA：International Commission on Radiological Protection）ガイダンスレベルや，日本診療放射線

HIROTA Katsuhiko[1)], KUWABARA Miki[2)], HIROTA Akiko[3)]

1) Shinseikai central clinic
2) Department of Radiology, Tottori University Hospital (Current address: Department of Radiology, Ehime University Hospital)
3) Department of Radiology, Tottori University Hospital

Received August 21, 2020; accepted December 23, 2020

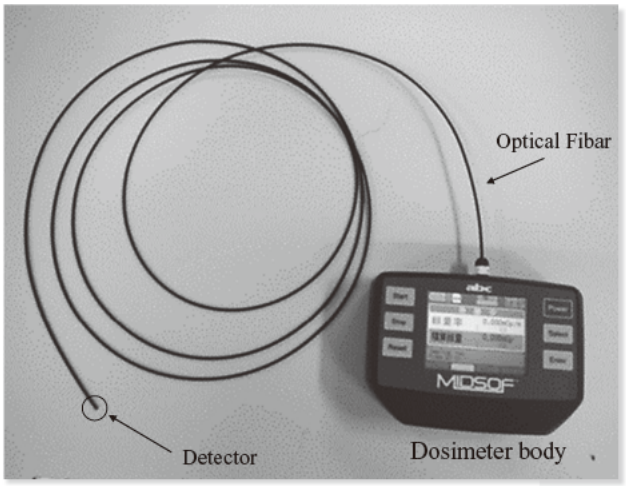

Fig.1　Overview of the SOF dosimeter（MIDSOF）

技師会が設定している被ばく線量低減目標値など，標準的体型を基準に患者皮膚面の入射表面線量による被ばく管理がこれまでも行われてきた[2]．2015年に診断参考レベル（DRLs：Diagnostic Reference Levels．医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）2015）によって被ばく線量の管理指標が公表され，2020年には厚生労働省の指導により医療法に基づく医療被ばくの線量管理および線量記録の義務化が定められた．一般撮影装置においては「必要に応じて」と義務化ではないが，医療被ばくの最適化を行う必要があるため，線量管理をすることは必要不可欠である．医療被ばくガイドラインでは，患者線量とDRLの値を比較する場合，校正された電離箱線量計を用いた標準測定法が基本とされている．この測定を基に医療被ばく線量を測定し，防護の最適化のための診断参考レベルの適用に努めなければならない．われわれは患者線量とDRLの値を比較でき，さらに撮影現場で容易に測定できる方法を考え，Scintillator with optical fiber（SOF）線量計（アクロバイオ社MIDSOF）を用いた簡易的測定法を試みた．用いたSOF線量計をFig.1に示す．検出器部分には金属部材を使用していないので放射線場を乱すことなく，また微小検出器により構成され検出器が写りにくく，後方散乱を含めた入射表面線量を測定することが可能である[3]．電離箱線量計（以下，リファレンス線量計）を用いた標準測定法を基準に，リファレンス線量計とSOF線量計を用いた簡易的測定法で得られた線量を比較検討し，臨床現場でも活用できる簡易的測定法について検討を行ったので報告する．

1．方　法

使用機器をTable 1に示す．まず初めに，リファレンス線量計による標準測定法により，入射表面線量を求めるのに必要な実効エネルギーを求めた．実効エネルギーは，撮影装置の半価層測定により算出した．次に，リファレンス線量計によりSOF線量計の校正を行い，骨盤撮影を目的とした撮影条件でリファレンス線量計による標準測定法での入射表面線量とリファレンス線量計，SOF線量計を用いた簡易的測定法の比較を行った．今回，骨盤撮影で比較をした理由として，比較的安定した出力が得られる管電圧80kVであること，また照射野が正方形であるので等価正方形照射野に換算する必要がなく，入射表面形状もフラットに近いと考えた．

1-1　撮影装置の半価層測定と実効エネルギー

半価層測定時の幾何学的配置をFig.2に示す．管電圧80kV，管電流250mA，撮影時間100msec，

Table 1　Materials and systems

SOF dosimeter	AcroBio Corporation, MIDSOF SCH01
Ionization chamber dosimeter	Radical Corporation, model 9015 Radiation Monitor Controller 10X5-1800 Chamber
Non-invasive X-ray output analyzer	RTI Corporation, Piranha
Acrylic fiber phantom	32 cm × 32 cm × 1 cm　20 plates
Aluminum plate	Half value layer measurement kit, purity 99%
X-ray system	SHIMADZU　UD150B-40/L40 GSC-2002L

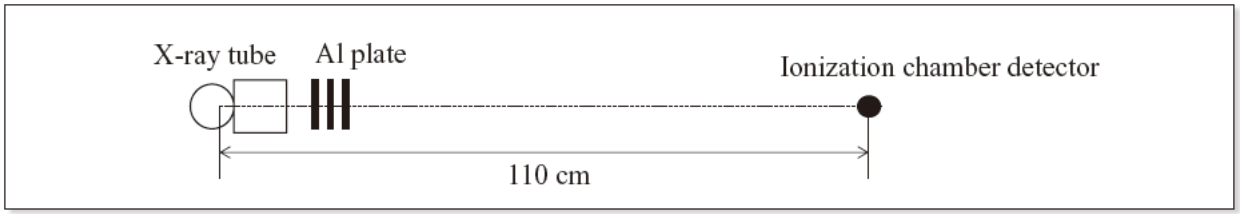

Fig.2　Geometrical set-up for the Measurement of half value layer

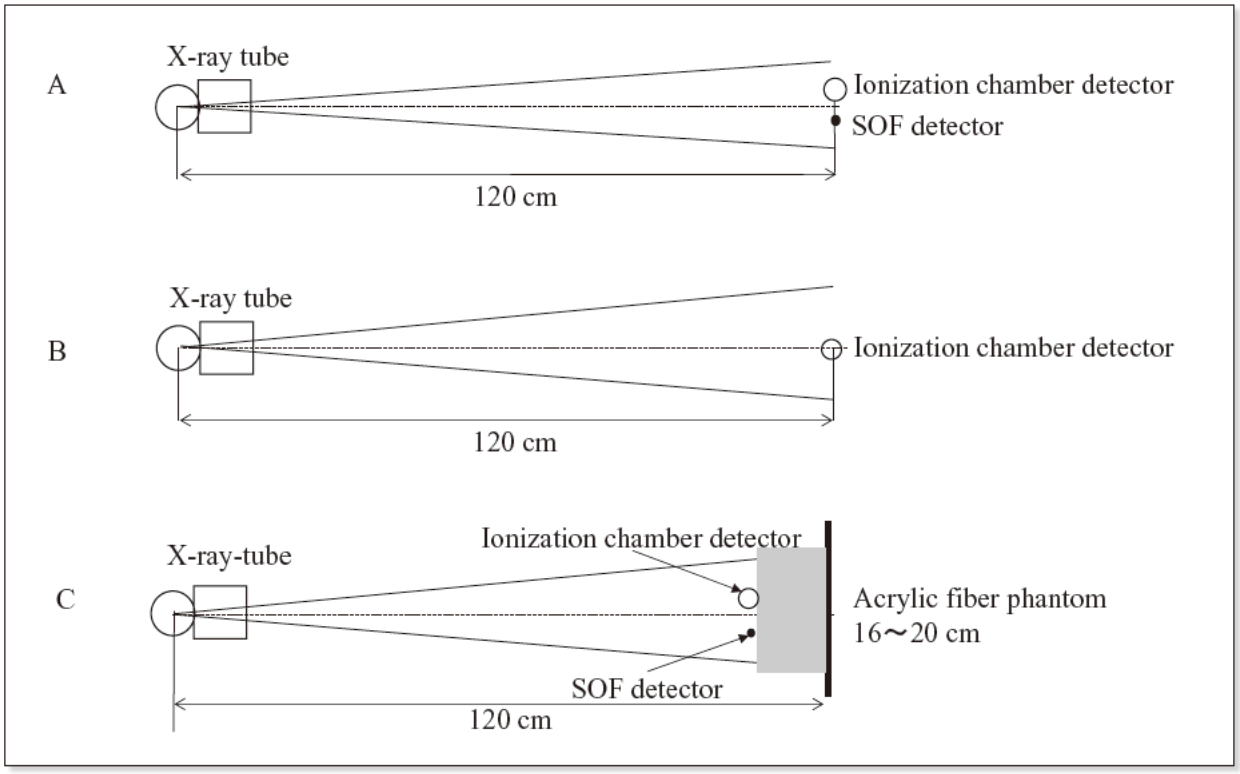

Fig.3　Geometrical set-up for the Calibration measurement and Entrance surface dose measurement

Source chamber distance（SCD）110cm，照射野サイズは10cm×10cmとし，Al板の厚さを変えAl減弱曲線を作成．相関曲線から半価層（HVL）を計算し，この半価層から線減弱係数μeffを(1)式で算出し，光子減弱係数データより，その線減弱係数に対する光子エネルギー，すなわち実効エネルギーを求めた[4]．

$$\mu\,\mathrm{eff} = -\ln(0.5)/\mathrm{HVL} \quad \cdots\cdots (1)$$

1-2　リファレンス線量計によるSOF線量計の校正

リファレンス線量計は，日本品質保証機構計量計測センター（JQA）の校正を半年前（2018年3月）に行っており校正定数は30keVにおいて0.96，40〜80keVにおいては0.97（温度22℃，気圧1013hPa）であった．

$$\text{温度気圧補正} = (273.2 + 24)/(273.2 + 22) \times 1013/1020 = 0.9999 \fallingdotseq 1$$

より温度気圧補正は1とした．

SOF線量計の校正時の幾何学的配置をFig.3 Aに示す．管電圧を60kVから100kVまで10kVごとに変化させ，管電流100mA，撮影時間100msec，大焦点で照射野サイズ10cm×20cm，Source detector distance（SDD）120cmとし，両検出器に同時照射した．この時，両検出器はヒール効果の影響を避けるため，X線管短軸方向の直線上に配置した．また各管電圧に対する実効エネルギーを知るため，簡易的に同条件でX線出力アナライザーPiranha[5]を用いて半価層測定を行った．

1-3 臨床撮影条件下における被写体厚変化による入射表面線量の比較

当施設の骨盤撮影（管電圧80kV，管電流320mA，撮影時間40msec，SDD120cm，照射野サイズ35cm×35cm）の条件で，リファレンス線量計による標準測定法を基準に，リファレンス線量計を用いた簡易的測定法とSOF線量計を用いた簡易的測定法とで入射表面線量の比較を行った．DRLでは，骨盤撮影においては標準体型の被写体厚を20cmとしているが，標準体型の基準には幅があることや患者の被写体厚はそれぞれ異なることから，被写体厚を変化させて入射表面線量を測定した．ここで，被写体厚ごとに線量を変えると，標準測定法と簡易的測定法おのおのX線装置の出力の安定性や実験の煩雑さによる測定誤差が考えられるため，X線出力条件は同一で行い，簡易的測定法において後方散乱が正しく反映され，標準測定法に準じた入射表面線量を測定できているか検討することを目的とした．

標準測定法による入射表面線量を算出するために，リファレンス線量計により被写体がない状態で空気カーマ値の測定を骨盤撮影条件で行った．その幾何学的配置をFig.3 Bに示す．次に，Fig.3 Cの幾何学的配置で骨盤撮影条件によりアクリルファントム32cm×32cm，厚さを14cmから20cmまで2cmごとに変化させ，ファントム表面にリファレンス線量計とSOF線量計の両検出器を置き入射表面線量を測定する簡易的測定法を行った．両検出器はヒール効果の影響を避けるため，X線管短軸方向の直線上に配置し，リファレンス線量計のステム部分の金属が吸収体とならないよう，両検出器はX線束中心より両外側10cmの位置に配置し入射表面線量を測定した．

標準測定法の入射表面線量は以下の(2)式を用いた．

入射表面線量＝K_{air}×(SSD/SDD)$^{-2}$×BSF ・・・(2)

K_{air}：reference Air karma

SSD：source skin distance

SDD：source detector distance

BSF：back scatter factor

後方散乱係数は加藤らのデータ[6, 7]を使用した．

標準測定法の入射表面線量を基準に，リファレンス線量計とSOF線量計を用いた簡易的測定法の入射表面線量を比較するため(3)式で相対誤差を算出した．

相対誤差＝(測定値－理論値)/理論値 ・・・・・・・・(3)

測定値：簡易的測定法での測定値（SOF線量計は校正定数を乗じた値）

理論値：標準測定法で測定し(2)式で求めた値

またSOF線量計で後方散乱が正しく反映された入射表面線量を測定できているか評価するために，標準測定法の測定値を基準に，ファントム厚20cmにおける入射表面線量をt検定により有意水準5%で有意差判定した．

2. 結 果

2-1 撮影装置の半価層測定と実効エネルギー

半価層相対曲線をFig.4に示す．線量相対値0.5より半価層を3.9mmAlとした．

Alの光子減弱係数データより，相関近似により実効エネルギー（EV）を求め37.4keVとした．

2-2 リファレンス線量計によるSOF線量計の校正

各管電圧におけるリファレンス線量計の測定値とSOF線量計の測定値，およびX線出力アナライザーPiranha[5]より測定した半価層により求めた実効エネルギー（EV）と校正定数をTable 2に示す．

2-3 臨床撮影条件下における被写体厚変化による入射表面線量の比較

リファレンス線量計を用いた標準測定法による入射表面線量値と，簡便的測定法によるリファレンス線量計での測定値とSOF線量計での測定値をTable 3に示す．リファレンス線量計を用いた簡易的測定方法

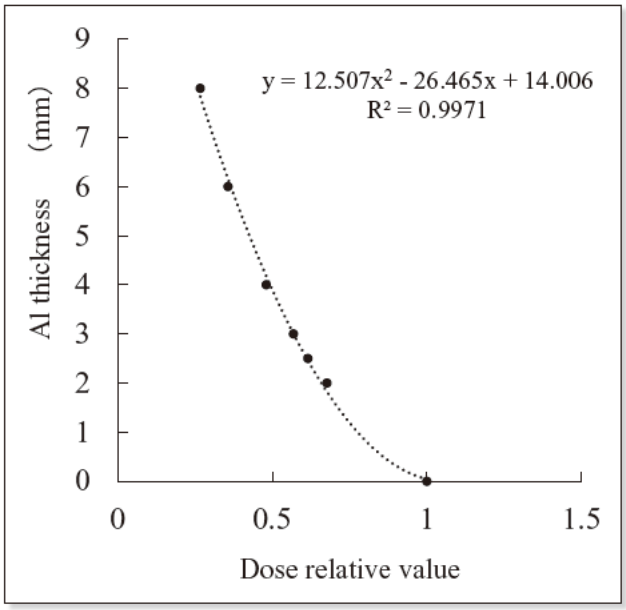

Fig.4 Half-value layer relative curve

Table 2　SOF dosimeter calibration value and Relative error for each tube voltage

N=5

Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Time (msec)	EV (keV)	Ion chamber (μ Gy)	SOF (μ Gy)	Calibration constant	Relative error
60	100	100	32.0	152.3	155.0	0.983	0.017
70	100	100	33.9	223.2	231.1	0.966	0.035
80	100	100	36.4	301.4	309.9	0.973	0.028
90	100	100	38.3	381.0	382.2	0.997	0.003
100	100	100	40.3	477.2	466.2	1.023	-0.023
120	100	100	42.5	630.1	615.2	1.024	-0.024

Table 3　Comparison of theoretical values and simplified measurement methods by standard measurement method for Entrance surface dose measurement

N=5

Acrylic fiber phantom (cm)	Ion chamber dosimeter			SOF dosimeter	
	Calculated matric by Standard measurement	Simplified measurement		Simplified measurement Calibrated data	
		μ Gy	Error rate (%)	μ Gy	Error rate (%)
20	834.09	884.98	6.10	834.52	0.05
18	807.27	871.28	7.93	812.64	0.67
16	781.87	835.82	6.90	791.25	1.20
14	757.80	802.46	5.89	774.37	2.19

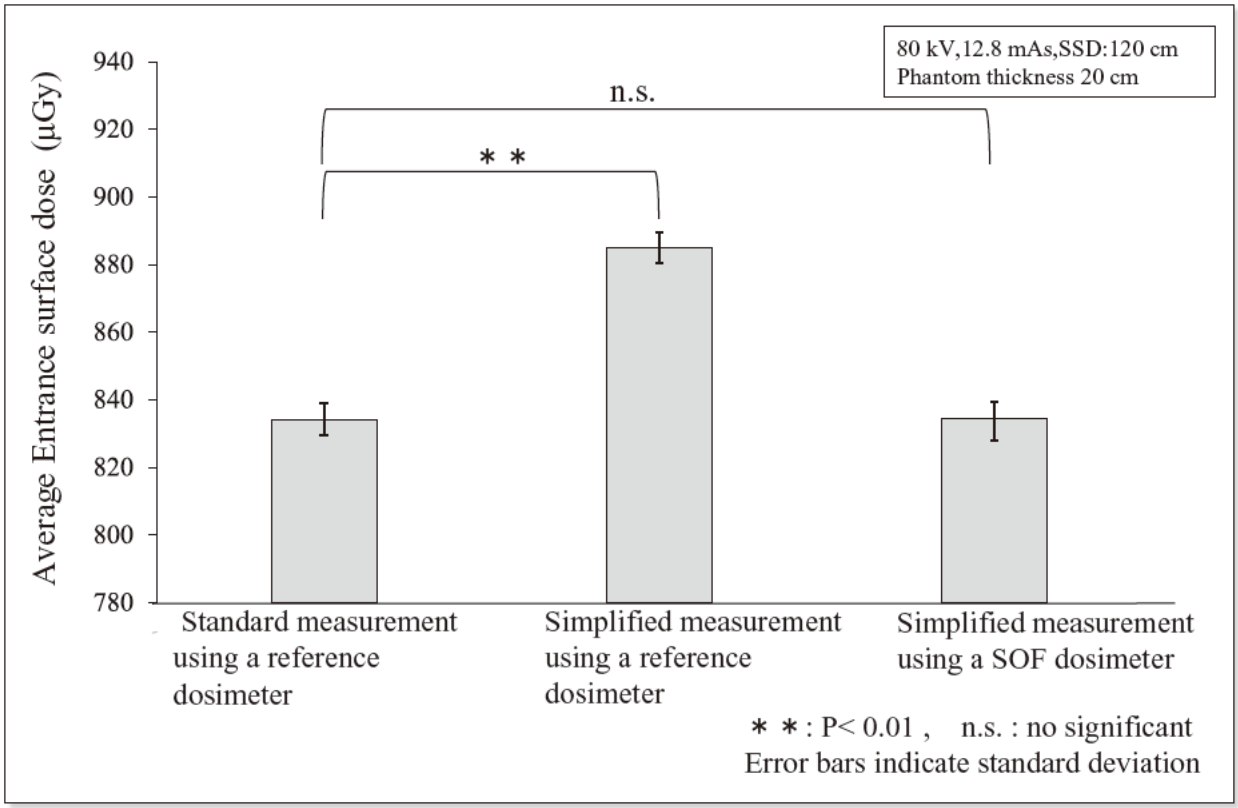

Fig.5　Average of Entrance surface dose and significant difference and standard deviation for each measurement method

による測定値の相対誤差は最大7.93%，SOF線量計で測定した入射表面線量の相対誤差は最大2.19%であった．

有意差検定の結果をFig.5に示す．SOF線量計を用いた入射表面線量は，標準測定法による入射表面線量に対し有意差はなかった．

3. 考 察

本研究では，被写体厚が変化した際のSOF線量計を用いた簡便的測定法による入射表面線量の精度について検討した．SOF線量計で測定した入射表面線量とリファレンス線量計による標準測定法の入射表面線量の相対誤差は最大2.19%であったことから，SOF線量計を用いて高い精度で入射表面線量を評価できる可能性が示唆された．またリファレンス線量計を用いた簡易的測定法による測定値は，標準測定法との相対誤差が5.89～7.93%あった．この誤差原因は，検出器の厚みによる測定位置のズレと電離箱検出器によるわずかなX線吸収による放射線場の乱れによるものと考える[8, 9]．

画像診断領域の線量測定において，SOF線量計はエネルギー依存性があるとされている[3]．電離箱線量計はエネルギー依存性が少ないとされていることから，60kVから120kVの管電圧ごとのリファレンス線量計とSOF線量計の比感度を求めSOF線量計の校正定数とした．今回用いたSOF線量計は，管電圧60kVから120kV（実効エネルギー31.8kVから42.5keV）において相対誤差3.5%以内であった．ここで示した実効エネルギーはエネルギー依存性の影響を評価するため用いた．この結果から，実効エネルギーが高くなるとわずかながらSOF線量計の感度が低下しており，高エネルギー側で感度が低下する傾向が見られた．従ってエネルギー依存性の影響をなくすためにも，各装置において使用管電圧ごとの校正定数を求めることにより精度の高い測定が可能である．

校正定数を用いて，厚さの異なる被写体の撮影における入射表面線量の測定精度について検証した結果，SOF線量計では被写体厚が薄くなるに従い標準測定法に対する相対誤差が上昇する傾向にあった．その要因として，同撮影条件での照射において，被写体が薄くなることで被写体の入射表面線量は距離による減弱関係に加えて後方散乱も少なくなることから，SOF線量計の線量依存性が影響したことが考えられる．SOF線量計は微弱なシンチレーション光のパルスを光ファイバーにより伝搬し，電子に変換された後，高電圧により増幅し電気信号を得るものである[10, 11, 12]．そのため検出器に入る線量が少なくなることにより，わずかながら光電子増倍管の増幅ノイズが多くなったと推測する．

線量計を保有していない施設や適切に線量測定を実施することが困難な施設では，当面の対応策として被ばく線量を計算するソフトウエアなどにより求めた値や，装置の表示値を代用するとされている[13]．しかし，これらの線量値は精度が保証されておらず，標準測定法による基準線量との管理値としての整合性を持たせる必要がある．一方，標準測定法により入射表面線量を求めようとすると，施設における装置の複数保有や使用撮影管電圧が多様であることから，後方散乱係数を導くためのおのおのの半価層あるいは実効エネルギーを求める必要がある．さらには日本放射線技術学会計測部会において空気カーマの実測値を基にして計算する方法が推奨されており，後方散乱係数を既存データから内挿法で求める際に精度よく評価するには，被写体の入射表面はフラットでないため任意の入射表面形状，任意の入射X線スペクトル，任意の照射野サイズに対する後方散乱係数を用いる必要があると加藤ら[14]は述べている．これらのことから，標準測定法で入射表面線量を精度よく評価するためには，後方散乱係数を用いる際に入射面が比較的フラットで被照射体内の散乱容積が均等な撮影部位が望ましいと考え，骨盤撮影条件で比較した．簡易的測定法で測定された入射表面線量が，標準測定法の後方散乱係数を正しく反映された測定値であるか検証するためである．SOF線量計を用いた簡易的測定法は標準測定法の後方散乱を反映した測定値となり，相対誤差は被写体厚が変化しても最大2.19%であった．また測定値の信頼性について標準偏差およびt検定により有意差を検討した．リファレンス線量計を用いた簡易的測定法は標準測定法と比較して有意差があったのに対し，SOF線量計を用いた簡易的測定法は有意差がなく，標準偏差つまり測定値のバラツキは同程度であった．

以上より，SOF線量計を用いた簡易的測定法による入射表面線量測定値の信頼性は高く，後方散乱係数を用いることなく容易に入射表面線量の測定ができることが確認できた．

本研究の結果から，SOF線量計はあらかじめ校正を行えば簡便に入射表面線量を測定できると考える．最初に方法1-2で示した方法で各使用管電圧の校正定数を求め，次に被写体厚に応じた撮影条件でファント

N=5

State of protection at SOF dosimeter	2mmPb	Non protection
Entrance surface dose	857.7 μGy	2368.1 μGy

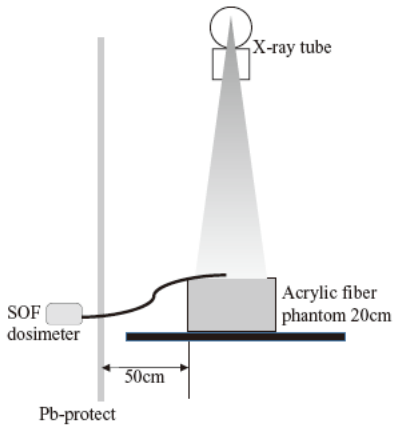

Fig.6　Influence of scattered radiation at SOF dosimeter

ム厚を変化させSOF線量計を入射面に設置し線量測定を行うことにより，被写体厚測定のみで患者の入射表面線量を知ることができる．被ばく線量管理の利用やDRLとの比較も可能とするこの方法は，撮影条件が患者ごとに異なる実臨床において簡便に被ばく線量を管理する手法として有効であるといえる．また撮影条件が撮影担当者によって異なるのであれば，直接被写体の入射面にSOF線量計の検出器を設置して使用管電圧の校正定数を乗じることで，リアルタイムに標準測定法と同等の精度で入射表面線量の測定が可能である．

ただし，SOF線量計は測定器の構造上，光ファイバーと光電子増倍管受光部の接続部に被写体からの散乱線が当たらないよう本体を遮蔽することを勧める．予備実験として，SOF線量計本体の光ファイバー接合部の散乱線による影響を調べた結果をFig.6に示す．SOF線量計の本体を散乱体から50cm離した位置で，光ファイバー接合部を散乱体側に向けて置いた場合と防護衝立により散乱体から出る散乱線を遮蔽した場合の線量を測定したところ，SOF線量計本体の遮蔽なしでは線量値が3倍程度大きくなった．従って検出器の接合部から散乱線が光電子増倍管に入ってくる可能性があるので測定時には線量計本体の遮蔽が必要であり，測定時の線量計の配置には注意が必要である．

4. 結　語

SOF線量計を用いた簡易的入射表面線量測定を行い，リファレンス線量計による標準測定法と比較した．校正されたリファレンス線量計により求めたSOF線量計の使用管電圧ごとの校正定数を利用することにより，SOF線量計を被写体入射表面に設置して測定した入射表面線量は最大誤差率2.19%と精度が良好であった．本研究により，一般撮影領域の入射表面線量測定におけるSOF線量計の測定精度は，基準測定器による標準測定法と同程度であることが分かった．従ってSOF線量計は，使用管電圧ごとの校正定数をあらかじめ測定することで，基準線量計の代用として後方散乱係数を用いることなく，簡易かつリアルタイムに臨床現場での入射表面線量測定を行うことが可能と考える．

表の説明

Table 1　今回の実験に用いた使用機器
Table 2　各管電圧におけるSOF線量計の校正定数と相対誤差
Table 3　標準測定法と簡便的測定法による入射表面線量の比較

図の説明

Fig.1　SOF線量計（MIDSOF）の外観
Fig.2　半価層測定における幾何学的配置図
Fig.3　校正測定と入射表面線量測定時の幾何学的配置図
Fig.4　半価層相対曲線
Fig.5　各測定法による平均入射表面線量と有意差および標準偏差
Fig.6　SOF線量計での散乱放射線の影響

参考文献

1) 社団法人日本放射線技師会：放射線量適正化のための医療被曝ガイドライン．文光堂，2009.
2) IAEA Safety Series. No.115: International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA, Vienna, 1996.
医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）：診断参考レベル運用マニュアル．日本放射線技術学会 放射線防護委員会，2016, 10.
3) 石川正純：プラスチックシンチレータを利用した“見えない線量計”の開発．日本アイソトープ協会，No.725，15-18．2014.
4) S. M. Seltzer and J. H. Hubbell：放射線医療技術学叢書（11）光子減弱係数データブック．社団法人日本放射線技術学会出版委員会，1995.
5) 猪岡由行，他：非接続形X線出力アナライザの精度評価．日放技学誌，Vol.69，No.10，1153-1160，2013.
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．日放技学誌，Vol.57，No.12，1503-1510，2001.
7) 加藤秀起，他：被照射体の材質および対象とする線量の違いによる診断X線の後方散乱係数の違い．日放技学誌，Vol.72，No.10，1007-1014，2016.
8) 工藤真也，他：ファントムの厚さ及び材質による後方散乱係数への影響．保健科学研究，Vol.9，No.2，35-40．2019.
9) 新谷光夫，他：電離箱線量計を用いる際の注意点．日本放射線技術学会計測部会誌，Vol.13，No.2，42-29，2005.
10) 越水正典：固体シンチレーション機構の探究と新規高性能シンチレータの創出．放射線化学，96，57-66，2013.
11) 田中 章，他：プラスチックシンチレータを用いた放射線センサ．高分子論文集，50（6），523-527，1993.
12) 古畑 優：シンチレーション光ファイバ線量計MIDSOF™．JIRAテクニカルレポート，Vol.24，No.1，50，2014.
13) 佐藤 斉：計算による入射表面線量の評価．日本放射線技術学会計測部会誌，Vol.25，No.1，15-19，2017.
14) 加藤秀起，他：Monte Carlo法を用いた体内散乱線の解析―平坦ではない入射表面における診断X線の後方散乱係数―．日放技学誌，Vol.72，No.5，396-401，2016.