

汎用型半導体式X線検出器を用いた 診断領域でのX線測定における基本特性

Basic characteristics of a general-purpose semiconductor detector for diagnostic X-ray measurements

濱崎 洋志, 加藤 豊幸, 梅津 芳幸

九州大学病院 医療技術部放射線部門 診療放射線技師

Key words: semiconductor detector, energy response, dose response, dose rate response, directional response

【Summary】

In this study, we aimed to evaluate the accuracy of a general-purpose semiconductor detector (Unfors Raysafe Xi, Unfors Raysafe AB) in the X-ray measurements of diagnostic areas and compared its accuracy with an ionization chamber dosimeter. We investigated energy, dose, dose-rate, directional responses, and reproducibility of the Unfors Raysafe Xi. Its relative error regarding energy, dose, and dose-rate responses was within 5% of the maximum. Reproducibility of the Unfors Raysafe Xi was better than that of the ionization chamber dosimeter, and the direction dependence was within -2% of the measured value from the 0° to ±20° direction. We concluded that Unfors Raysafe Xi is a viable and highly accurate dosimeter that can be used for X-ray measurements of diagnostic areas.

【要旨】

本研究では、診断領域のX線測定における汎用型半導体検出器Unfors Raysafe Xi (Unfors Raysafe AB社製) の精度を電離箱線量計と比較して評価した。

線質特性・線量特性・線量率特性・再現性・方向特性の5項目について検討を行った。線質特性・線量特性・線量率特性における相対誤差は最大でも5%以内であった。再現性は電離箱線量計と比較しても良好であり、方向依存性は±20°までは0°方向からの測定値に対して-2%以内であった。

Unfors Raysafe Xiは、診断領域のX線測定に用いる線量計として特性が安定しており高い精度で測定できるため、代替線量計として使用することが可能であると考えられる。

緒 言

現在まで一般撮影領域における線量測定は、主に電離箱線量計が用いられてきた。電離箱線量計は電極間の気体中で入射X線によって生じた電離電荷量を測定する線量計であり照射線量の定義に則した測定法であることや、エネルギー特性(依存性)がほとんどないためX線の基準線量計として用いられている^{1),2)}。しかし、気温や気圧・湿度の影響を受けやすいという欠点^{3),4)}が挙げられる。

近年、半導体式検出器を用いた非接続型X線出力アナライザーによる簡易的な診断用X線発生装置の不変性試験が一般的となりつつある⁵⁾⁻⁷⁾。半導体式検出器はウォームアップやバイアス電圧が必要なく、電離箱線量計に比べ気温・気圧にほとんど影響されない利

点がある⁸⁾。しかしながら、従来、半導体式検出器はエネルギー依存性が電離箱線量計に比べ大きい⁹⁾という欠点があり、またその測定精度の評価に関する報告は少ない。

今回、エネルギー特性の補正機構を内蔵した非接続形半導体式マルチファンクションX線測定器Unfors Raysafe Xi(Unfors Raysafe AB社製, 以下, Raysafe Xi)を導入し、一般撮影領域における基本特性を電離箱線量計と比較して評価・検討したので報告する。

1. 使用機器

半導体式検出器は、Raysafe Xiの一般撮影/透視撮影用検出器を使用した。X線高電圧装置およびX線管装置は、DHF-155H (D), UH-6FC-31E (固有ろ過: 1mmAl) (いずれも株式会社日立メディコ製)であり、X線可動絞りはZU-L5KU (固有ろ過: 1.5mmAl)を使用した。リファレンス線量計として、校正の行われた電離箱線量計23344型0.2cm³シャローチェンバーと電位計RAMTEC 1000plus (いずれも株式会社東

Hiroshi Hamasaki, Toyoyuki Kato,
Yoshiyuki Umezumi

Division of Radiology, Department of Medical
Technology, Kyushu University Hospital

Received September 19, 2017; accepted March 30, 2018

洋メディック製、以下、リファレンス線量計)を使用した。リファレンス線量計は軟X線で校正されており、校正エネルギー帯は8~35keVである。

1-1. Raysafe Xiの仕様

Raysafe Xiの基本構成はUnfors Xiベースユニットと外部検出器であるが³⁾、外部検出器には一般撮影/透視撮影 (radiography/fluoroscopic radiography:R/F)用, mammography:MAM用, computed tomography:CT用, 照度・輝度 (Light) 用, および散乱線または低レベル放射線 (Survey) 用の検出器があり、マルチパラメーター測定機能を持つシステムである。

R/F/MAM検出器はR/F highとR/F low, MAMの3つのセンサーを備えており、今回は一般撮影領域に用いるR/F highとR/F lowの2つのセンサーについて検討を行った。R/F highは、一般撮影で検出器とX線源との間にファントムを介さずに照射されるような高線量率の測定 (20 [μ Gy/s) - 1000 [mGy/s]) を目的とし、10 [μ Gy] - 9999 [Gy] が測定範囲となっている。R/F lowは、検出器とX線源との間にファントムを介して照射されるような低線量率の測定 (10 [nGy/s) - 1 [mGy/s]) を目的とし、10 [nGy] - 9999 [Gy] が測定範囲となっている。

これらの検出器は、一度の計測で管電圧・線量・線量率・照射時間・半価層・パルス数・パルス (フレーム) レート、フレーム当たりの線量が同時に測定可能であり、エネルギー特性の補正機構によりあらゆるビーム線質に対し自動的に補正を行うことが可能とされている。また付属のUnfors Xi Viewを用いることで、測定可

能項目のデータ転送を自動で行うことができる¹⁰⁾。

Raysafe XiベースユニットとR/F/MAM検出器の概観をFig.1に示す。

2. 方法

各特性評価の測定はX線装置の再現性やヒール効果を考慮して、R/F検出器とリファレンス線量計をX線管長軸方向と直交方向にビーム中心から左右3cmに並列し5回計測した。この時、R/F検出器からの側方散乱線がリファレンス線量計に影響を及ぼしていないことを確認し (1%未満)、かつ後方散乱の影響を排除するため、それぞれの線量計を床から60cm離し、周囲の壁までの距離を100cm以上離れた (Fig.2)。リファレンス線量計においては、指示値M [C/kg] から空気の吸収線量 (以下、吸収線量) D_{ic} [Gy] を次式より求めた。

$$D_{ic} = W_{air} \cdot N \cdot M \cdot k_{tp} \dots \dots \dots (1)$$

W_{air} : W/e [J/C] 空気のW値 (= 33.97 [J])

N : 各実効エネルギーにおけるリファレンス線量計の校正定数

k_{tp} : 温度気圧補正係数

R/F検出器では吸収線量が自動計算されるため、指示値を吸収線量 D_{sd} とした。リファレンス線量計に対するR/F検出器の相対誤差を求めた。



Fig.1 (a) Raysafe Xi Base Unit (b) R/F detector

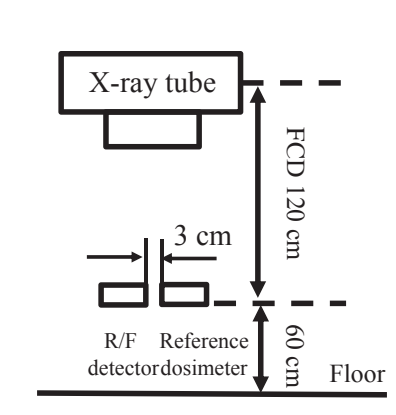


Fig.2 Geometrical set-up for the characteristics evaluation.

2-1. 実効エネルギーの測定

アルミニウム減弱法を用いて各管電圧における半価層^{11), 12)}を計測し、各実効エネルギーを光子減弱係数データ¹³⁾から算出した。リファレンス線量計を用いて、管電流400mA、照射時間300msec、検出器焦点距離 (focus chamber distance : FCD) 200cm、検出器位置での照射野 $3 \times 3\text{cm}^2$ (検出部の大きさ) の条件で、管電圧を60~120kVまで20kVごとに変化させ照射した。

2-2. 線質特性

FCD120cm、検出器位置での照射野 $20 \times 20\text{cm}^2$ 、管電圧を60~120kVまで20kVごとに変化させ、各管電圧においてリファレンス線量計とR/F検出器で同時照射を行った。R/F highでは管電流200mA、照射時間200msec、R/F lowでは管電流10mA、照射時間200msec一定とし計測を行った。

2-3. 線量特性

2-2と同様の幾何学的配置で、管電圧80kVで計測した。R/F highでは管電流200mA一定とし、照射時間を10, 20, 32, 40, 50, 100, 200, 320, 400, 500msecと変化させ、各照射時間においてR/F highとリファレンス線量計の同時照射を行った。R/F lowでは管電流10mA一定とし、照射時間を50, 80, 100, 160, 200, 320, 400, 500msecと変化させ、各照射時間においてR/F lowとリファレンス線量計の同時照射を行った。

2-4. 線量率特性

2-2と同様の幾何学的配置で、R/F highでは管電圧80kV、照射時間100msec一定とし、管電流を50, 100, 160, 200, 250, 320, 400, 500, 630mAと変化させ、各管電流においてR/F highとリファレンス線量計の同時照射を行った。R/F lowでは管電圧60kV、照射時間100msec一定とし、管電流を10, 20, 32, 40, 50, 63mAと変化させ、各管電流においてR/F lowとリファレンス線量計の同時照射を行った。

2-5. 再現性

2-2と同様の幾何学的配置で、管電圧は60~120kVまで20kVごとに変化させて10回計測し、それぞれの変動係数¹⁴⁾を求めた。R/F highでは管電流200mA、照射時間100msec、R/F lowでは管電流10mA、照射時間100msec一定とした。

2-6. 方向特性

FCD120cm、検出器位置での照射野 $3 \times 3\text{cm}^2$ (検出部の大きさ) の条件で、検出器に垂直に入射する角度を 0° とし、長軸・短軸に対してそれぞれ $0 \sim 350^\circ$ まで 10° ずつ変化させ計測した。R/F highに関しては管電圧80kV、管電流200mA、照射時間100msec、R/F lowに関しては管電圧60kV、管電流50mA、照射時間100msec一定とし照射を行った。

3. 結果

3-1. 実効エネルギーの測定

各管電圧における実効エネルギーは、60, 80, 100, 120kVでそれぞれ30.0, 33.5, 36.7, 39.2keVであった。

3-2. 線質特性

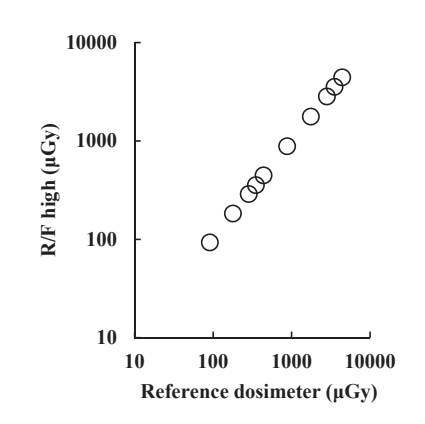
各実効エネルギーにおける、リファレンス線量計に対するR/F検出器の相対値をTable 1に示す。R/F high・R/F low共に相対値が1.0に近く、計測した実効エネルギー帯での相対誤差は全て1%以内であった。

Table 1 The relative ratio of the dose of the Raysafe Xi (R/F high and R/F low) for the reference dosimeter at each effective energy

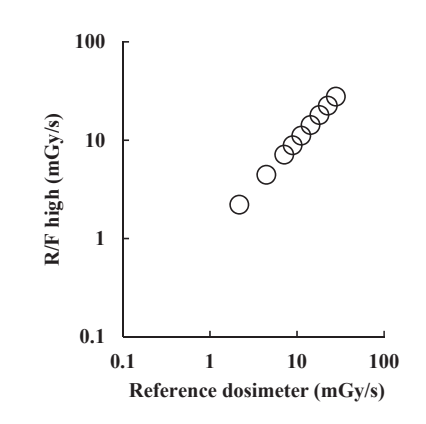
Effective energy (keV)	Relative ratio	
	R/F high	R/F low
30.0	1.009	1.008
33.5	1.009	1.009
36.7	1.008	1.006
39.2	1.005	1.003

3-3. 線量特性

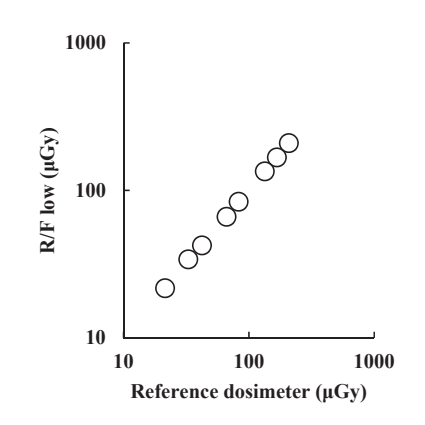
管電圧80kV (33.5keV) における線量特性の結果をFig.3に示す。線量 (照射時間) の変化に対してR/F検出器はリファレンス線量計と直線性が保たれていた。相対誤差はR/F highで $-1.3 \sim 2.7\%$ 、R/F lowでは $-1.2 \sim 4.0\%$ であった。



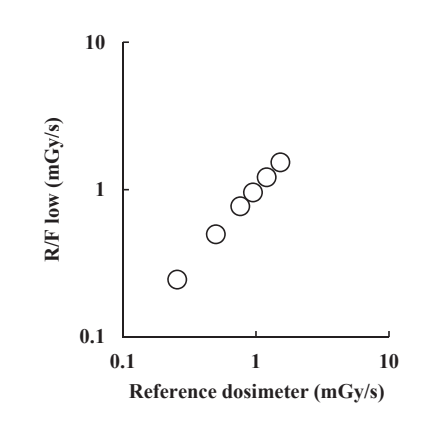
(a)



(a)



(b)



(b)

Fig.3 Correlation between the Raysafe Xi (R/F high and R/F low) and reference dosimeter at dose (irradiation time).

(a) R/F high (b) R/F low

Fig.4 Correlation between the the Raysafe Xi (R/F high and R/F low) and reference dosimeter at dose (dose-rate).

(a) R/F high (b) R/F low

3-4. 線量率特性

各実効エネルギーにおける線量率特性の結果を Fig.4 に示す。管電流の変化に対して R/F 検出器はリファレンス線量計と直線性が保たれていた。相対誤差は R/F high で $-0.8 \sim 0.3\%$ 、R/F low では $-4.3 \sim 0.4\%$ であった。

3-5. 再現性

各実効エネルギーにおける変動係数の結果を Table 2 に示す。R/F high, リファレンス線量計での変動係数はそれぞれ $0.001 \sim 0.003$, $0.002 \sim 0.009$ となった。R/F low, リファレンス線量計では $0.026 \sim 0.039$, $0.049 \sim 0.066$ となった。

Table 2 Coefficient of variation of the Raysafe Xi (R/F high and R/F low) (a) R/F high, (b) R/F low

Dosimeter Mode	Effective energy (keV)			
	30.0	33.5	36.7	39.2
Reference	0.009	0.003	0.003	0.002
R/F high	0.003	0.002	0.003	0.001

Table 2 (a)

Dosimeter Mode	Effective energy (keV)			
	30.0	33.5	36.7	39.2
Reference	0.066	0.049	0.063	0.064
R/F low	0.026	0.039	0.030	0.036

Table 2 (b)

3-6. 方向特性

方向特性に関してR/F high・R/F lowの挙動は同一であったため、R/F highの結果をFig.5に示す。長軸・短軸方向共に $\pm 20^\circ$ までは 0° 方向からの測定値に対して -2% 以内であった。短軸方向では検出器側の $100^\circ \sim 110^\circ$ で 0° 方向の20%程度の測定値が検出された。この結果から、R/F検出器は後方からの散乱線も検出する可能性が示唆されたため、追加測定として検出器 0° 方向から同一の距離・撮影条件で空気中およびSolid water上でR/F検出器の測定を行った時、その差は1%以内であった。

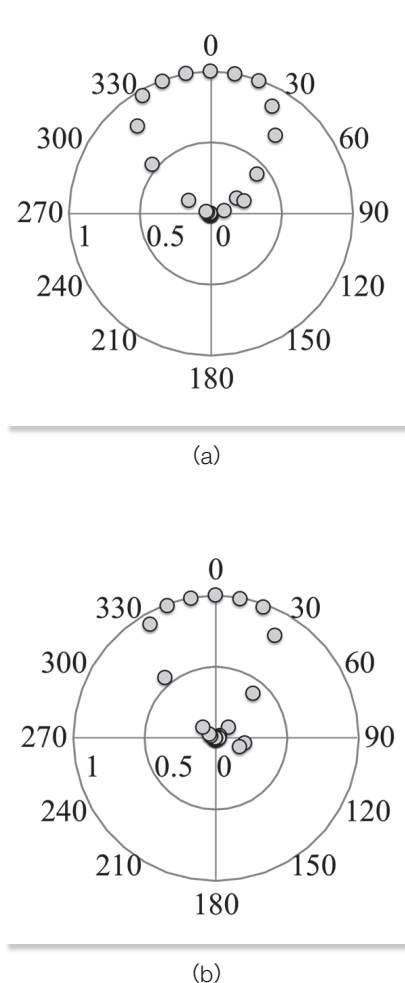


Fig.5 Direction response of the Raysafe Xi.

(a) Axial (b) Radial

4. 考 察

今回、検討を行ったRaysafe Xiを含む半導体式検出器を用いた非接続型X線出力アナライザーの特徴は、1回の照射によって管電圧・線量 (air kerma)・

半価層・線量率・照射時間・出力波形など多くの情報が得られることである。しかし、一般的に半導体式検出器はエネルギー依存性が大きいいため線量測定での精度に問題があり、エネルギー特性の良好な電離箱線量計が診断領域において基準線量計となっていた。

今回、半導体式検出器を用いた線質特性では高エネルギーになるほどリファレンス線量計との相対値が1.0に近づく傾向を示したが、30.0~39.2keVにおいて相対誤差1%以内であった。リファレンス線量計の校正エネルギー帯は8~35keVであるため36.7, 39.2keVの結果に信頼性は欠けるが、診断領域X線において良好な結果が得られた。その要因として、Unfors独自の技術であるアクティブ補償機能の搭載が挙げられる。この機能は、複数のセンサーと高度な演算処理によってビーム線質を自動的に判断し、R/F装置およびマンモ装置でのkVpと線量の測定値補正を不要としている。近年、市販されている半導体検出器を用いた非接続型X線測定器は、金属フィルターの有無による信号比からエネルギー情報を取得し、エネルギー補正係数と掛け合わせることでエネルギーに対して一定の応答を示すことが可能となっており¹⁵⁾⁻¹⁷⁾、Raysafe Xiでも同様の手法が用いられていると考える。

線量特性や線量率特性においてもリファレンス線量計と直線性が保たれており、相対誤差は最大でも5%以内であった。またR/F検出器の変動係数はR/F highとR/F lowで10倍ほどの相違があったが最大でも0.039であり、リファレンス線量計の変動係数よりも小さかった。一方、JISが規定するX線発生装置のmAs値の誤差は $\pm(10\%+0.2\text{mAs})$ ¹⁸⁾である。mAs値の誤差を線量の誤差と仮定すると、一般撮影領域におけるRaysafe Xiの線量測定誤差がX線発生装置の線量の出力誤差に与える影響は小さく、線量測定値は電離箱線量計と同等の精度で測定可能であると考えられる。

方向特性の結果から、正面以外からの照射においても検出されたため後方散乱の計測を追加したが、R/F検出器を散乱体の直上に配置しても散乱線をほとんど含まないことが確認できた。これは、検出器背面を1mm厚の鉛で囲むことにより後方からの散乱線を除去していると考えられるが、後方以外からの散乱線は測定値に影響するため幾何学的配置に留意しなければならないと考える。

また半導体式検出器には、今回検討した項目以外に代表的な特性として温度依存性・照射野サイズ依存性^{19),20)}がある。Raysafe Xiに搭載されたアクティブ

補償機能によって過や温度に応じた補正も行われているが、その点はさらなる検討が必要である。

5. 結 語

今回、一般撮影領域における Unfors Raysafe Xi の基本特性を測定し、電離箱線量計と比較・検討した。その結果、線質特性・線量特性・線量率特性・方向特性・再現性において電離箱線量計と同等の結果が得られ、線量測定に Unfors Raysafe Xi は有用であるといえる。また電源を入れるとすぐに使用できる点や測定ごとの補正が不要である点、測定データを Personal Computer に転送することも可能であり操作・記録が簡便であるため、日常の QA・QC での使用にも有用であることが示唆された。

表の説明

Table 1	各実効エネルギーにおけるリファレンス線量計に対する Raysafe Xi (R/F high と R/F low) の線量の相対比
Table 2	各実効エネルギーにおけるリファレンス線量計と Unfors Raysafe Xi (R/F high と R/F low) の変動係数 (a) R/F high (b) R/F low

図の説明

- Fig.1 Unfors Raysafe Xi の概観 (a) Unfors Raysafe Xi ベースユニット (b) R/F 検出器
- Fig.2 特性評価時の幾何学的配置図
- Fig.3 線量 (照射時間) におけるリファレンス線量計に対する Unfors Raysafe Xi (R/F high と R/F low) の相関 (a) R/F high (b) R/F low
- Fig.4 線量 (線量率) におけるリファレンス線量計に対する Unfors Raysafe Xi (R/F high と R/F low) の相関 (a) R/F high (b) R/F low
- Fig.5 Unfors Raysafe Xi の方向特性 (a) 長軸方向 (b) 短軸方向

参考文献

- 1) 岩波 茂: X線診断における医療被曝の管理—品質管理の立場から. 放射線医学物理, 15, 305-314, 1995.
- 2) 秋山延江, 他: 各種形状および材質の電離箱の光子エネルギー依存性. 保健物理, 22, 153-157, 1987.
- 3) 平岡 武: 線量測定. Japanese Journal of Medical Physics, 12, 118-121, 1992.
- 4) 小口 宏: 1. 放射線治療用電離箱線量計 (放射線治療における線量測定法の諸問題: 測定理論と臨床応用). 日放技学誌, 51, 472-481, 1995.
- 5) 根岸 徹: 8. 非接続形 X線測定器の利用. 日放技学誌, 68, 626-632, 2012.
- 6) 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, 69, 1153-1160, 2013.
- 7) 小倉 泉, 他: X線装置の日常管理を目的とした簡易形測定器システムの開発. 日放技学誌, 70, 1403-1412, 2014.
- 8) 加藤 洋: X線装置の QA, QC 用簡易測定器. 日放技学誌, 61, 487-492, 2005.
- 9) 山本千秋, 他: 診断用 X線のエネルギー領域におけるシリコン半導体 (PN 接合型) 線量計の利用. 医科器械学, 48, 234-237, 1978.
- 10) Unfors Xi Platinum edition User's Manual: トーレック株式会社
- 11) 石井里枝, 他: マンモグラフィにおける半価層測定の精度. 日放技学誌, 67, 1533-1539, 2011.
- 12) 八木浩史, 他: 乳房撮影装置の半価層測定に関する検討. 日放技学誌, 59, 729-736, 2003.
- 13) SELTZER, S. M. et al.: 光子減弱係数データブック. 放射線医療技術学叢書 (11). 京都: 日本放射線技術学会, 1995.
- 14) JIRA QA 019 医用 X線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド
- 15) 篠原文章, 他: 新しい非接続形 X線出力アナライザの諸特性. 日放技学誌, 58, 479-486, 2002.
- 16) 藤淵俊王, 他: リアルタイム半導体線量計の特性評価と一般撮影における入射表面線量測定. 日放技学誌, 62, 997-1004, 2006.
- 17) 藤淵俊王, 他: 医療従事者被ばく管理のためのエネルギー補償型ワイヤレス線量モニタリングシステムの試作と評価. 日放技学誌, 71, 691-696, 2015.
- 18) JIS Z 4702:1999. 医用 X線高電圧装置通則. JIS ハンドブック放射線 (能), 781-807, 2009.
- 19) SAINI, Amarjit S et al.: Dose rate and SDD dependence of commercially available diode detectors, Medical physics, 31, 914-924, 2004.
- 20) SAINI, Amarjit S et al.: Energy dependence of commercially available diode detectors for in-vivo dosimetry. Medical physics, 34, 1704-1711, 2007.