原 著

論文受付
2014 年 3 月 18 日

論文受理
2014 年 11 月 25 日

Code No. 814

X 線 CT における線量評価を目的とした 蛍光ガラス線量計の特性および使用方法の検討

廣澤文香¹ 松原孝祐² 近藤博仁³ 越田吉郎²

¹ 金沢大学大学院医薬保健学総合研究科保健学専攻医療科学領域量子医療技術学講座

² 金沢大学医薬保健研究域保健学系量子医療技術学講座

³ 金沢大学医薬保健学域保健学類放射線技術科学専攻

緒 言

United Nation Scientific Committee on the Atomic Radiation (UNSCEAR)によると、日本における人口百万人当たりの X 線 computed tomography (CT) 保有数は 92.6 台であり、2 位のオーストラリアの 2 倍近くの保有数である¹⁾。国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) は、CT 検査時に患者が受ける線量の問題は無視できないとして、適正な線量コントロールとそのための技術教育の重要性を指摘している²⁾。このような中、CT 装置にお

ける線量評価は、今後ますます重要になるといえる。CT の線量評価を行う場合には CT dose index (CTDI), multiple scan average dose (MSAD), dose length product (DLP) といった指標が用いられているが、CTDI のみでは人体内の臓器や組織における吸収線量の把握は容易ではなく、臓器、組織レベルでの吸収線量の評価が必要となる³⁾。臓器、組織レベルでの吸収線量の測定は、患者を対象にするのが困難であるため、実際には人体型のファントムに小型の線量計を複数配置して行われるが、その際、線量計として熱ルミ

Properties and Usage of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for Computed Tomography Dosimetry

Ayaka Hirosawa,^{1*} Kosuke Matsubara,² Hironori Kondo,³ and Kichiro Koshida²

¹ Department of Quantum Medical Technology, Graduate Course of Medical Science and Technology, Kanazawa University Graduate School of Medicine

² Department of Quantum Medical Technology, Faculty of Health Sciences, Kanazawa University

³ Department of Radiological Technology, Kanazawa University

Received March 18, 2014; Revision accepted November 25, 2014

Code No. 814

Summary

There are two types of radiophotoluminescent glass dosimeters (RPLDs). One has a tin filter in the capsule (GD-352M) and the other has no filter (GD-302M). The purpose of our study was to evaluate the properties of these RPLDs for computed tomography (CT) dosimetry: energy dependence, variation, angular dependence, and dose distribution in a single slice. Energy dependence and variation were investigated for ratio of the air kerma measured by RPLDs to that by ion chamber. Angular dependence was investigated for RPLDs and ion chamber. RPLDs were irradiated at 90°, 60°, 30°, 0°, -30°, -60°, and -90°: 0° was vertical to long axial direction of the RPLD, and plus and minus meant clockwise and anti-clockwise, respectively. Dose distribution in a single slice of an anthropomorphic phantom was acquired using 46 RPLDs. The dose responses of GD-302M and GD-352M depended on beam energy and irradiation angle of X-ray, respectively. The dose variation among dosimeters was large with GD-352M. The dose obtained from GD-352M was lower than that from GD-302M. It was expected that the dose distribution of GD-352M was formed by the primary X-ray, so RPLD without tin filter should be used for CT dosimetry.

Key words: radiology, radiophotoluminescent glass dosimeter, computed tomography (CT), dosimetry

*Proceeding author

ネセンス線量計 (thermo luminescent dosimeter: TLD) や蛍光ガラス線量計 (radiophotoluminescent glass dosimeter: RPLD) などが用いられる⁴⁾。TLD にはエネルギー依存性が小さく、再現性がよいという利点があるが、50℃ 以上の高温ではフェーディングが大きい、素子間のばらつきが大きいという欠点をもつ。一方、蛍光ガラス線量計は、繰り返し読み取りが可能、素子間のばらつきが小さい、フェーディングがほとんどないという特徴をもっており⁵⁾、これらは TLD より優れているといえる。

RPLD にはホルダに低エネルギー補償フィルタが内蔵されている素子と内蔵されていない素子があり、治療線量評価にはエネルギー補償フィルタが内蔵されていない素子、診断線量評価にはエネルギー補償フィルタが内蔵されている素子の使用が推奨されている⁶⁾。これらの素子について放射線治療領域や放射線診断領域を対象とした RPLD の評価は行われているが^{7~10)}、CT 撮影時の臓器レベルの吸収線量を評価することを想定した評価は行われておらず、適切な使用方法は明らかにされていない。

本研究の目的は、エネルギー補償フィルタあり・なしの2種類の RPLD についてエネルギー特性、素子間のばらつき、方向依存性および断面内の吸収線量分布の評価を行い、RPLD の各種特性評価を行うとともに、CT の線量評価に適した素子の使用方法を提唱することである。

1. 方 法

1-1 使用機器

使用した RPLD はホルダに低エネルギー補償フィルタが内蔵されていない素子(旭テクノグラス社製 GD-302M)と内蔵されている素子(旭テクノグラス社製 GD-352M)である。RPLD は、事前に林電工社製電気炉 NEW-ICT で 400℃・30 分間のアニーリングを行った後に使用した。X 線ばく射後は、ヤマト科学社製恒温器 DKN-302 で 70℃・30 分間のプレヒートを行ったのち、旭テクノグラス社製リーダ FGD-1000 にて測定値の読み取りを5回ずつ行った。その際、ばく射を行っていない素子の読み値をバックグラウンドの値とした。

1-2 RPLD における物理特性の評価

RPLD における基礎的な物理特性として、エネルギー特性、素子間のばらつきおよび方向依存性を測定した。その際、島津製作所製 X 線発生装置 UD 150L-R II を使用し、リファレンス線量計として Radcal 社製

Fig. 1 Arrangement for measuring physical properties of the RPLDs.

電位計 model 2026C と Radcal 社製汎用型電離箱 model 20X6-6(容量 6 cm³)とを組み合わせた電離箱線量計を用いた。

機器・装置の幾何学的配置を Fig. 1 に示す。X 線発生装置の X 線焦点と測定器の間を 150 cm 離し、ヒール効果の影響が出ないように電離箱線量計と2本一組とした RPLD を X 線管短軸方向に並べ空中に配置した。その際、RPLD は後方散乱の影響が小さい厚さ 0.25 mm のケント紙に固定した。なお照射野の大きさは電離箱線量計と RPLD が十分に含まれる 15 cm×15 cm とした。

1-2-1 エネルギー特性

CT 装置における実効エネルギーを考慮し、X 線の線質は International Atomic Energy Agency (IAEA) にて規定された RQR2・3・5・7・9 および RQA2・3・5・7・9¹¹⁾ とした。ここで、RQR 線質は X 線が人体に入射したときの線質、RQA 線質は X 線が人体を透過した後の線質を想定しており¹²⁾、両者を検討することにより X 線の入射時と射出時のエネルギー特性を把握することを目的とした。各線質につき 10 本の RPLD 素子を使用し、Fig. 1 の配置のもと5組の測定を行った。なお各素子は、リーダによる読み取り値の変動がないことを確認するため読み取りを5回繰り返した。そして、電離箱線量計によって測定された空気吸収線量に対する RPLD によって測定された空気吸収線量の比を求め、素子 10 本の平均相対感度を算出した。そのときの照射条件を Table 1 に示す。IEC 62494-1 によると、RQR5 に線質を調整する際には管電圧 66~74 kV まで用いることができるため¹³⁾、本研究では設定値 69 kV (実測値 70 kV) を利用した。また、RQA7, RQA9 の線質条件では付加する Al の厚さが厚くなり線量が不足するため、3 回ばく射を行い積算した。

1-2-2 素子間の吸収線量値のばらつき

エネルギー特性の測定と同じ条件で測定を行った。素子 10 本の平均測定値と標準偏差を用いて、各線質

Table 1 Radiographic exposure conditions for energy dependence

Radiation quality	kV	mA	sec
RQR2	40	200	0.4
RQR3	50	200	0.4
RQR5	69	100	0.4
RQR7	90	100	0.32
RQR9	120	100	0.2
RQA2	40	320	1.6
RQA3	50	320	1.6
RQA5	69	200	1.6
RQA7	90	200	0.5
RQA9	120	200	0.32

Fig. 2 Direction of irradiated RPLD.

における変動係数を求めた。

1-2-3 方向依存性

線質はRQR9およびRQA9を用い、照射条件は200 mA, 0.4 secとした。0°をRPLDの長軸方向に対して垂直に入射する角度とし、0°方向を基準とした(Fig. 2)。そして、時計回りおよび反時計回りに30°ごと、±90°の範囲で測定した。各角度につき3本のRPLDを使用し、測定値は電離箱によって測定された吸収線量を用いて平均相対感度を求めた。更に、角度ごとの平均相対感度は0°での平均相対感度の値により標準化した。

1-3 CT装置を用いた人体ファントム断面内における線量分布の評価

使用したCT装置は64列 multi-detector row CT (MDCT)のGE Healthcare社製Light Speed VCTである。また、対象としたファントムは、Phantom Laboratory社製女性腹部RANDOファントムRAN-110(セクション16~29)である。

Fig. 3 Arrangement of the RPLDs for acquiring the distribution maps. Circles indicate the location of the RPLDs.

Table 2 Scan parameters for measuring the distribution of absorbed doses

Parameter	Value	
Tube voltage (kVp)	80	120
Effective mAs	140	400
CTDIvol (mGy)	20.99	20.21
Pitch	0.526	
Detector coverage (mm)	40	
Coverage speed (mm/s)	20.62	
Coverage time (s)	14	
Range (mm)	250	

また、RPLDはあらかじめ日本品質保証機構で校正された東洋メディック社製電位計Ramtec 1500BとScanditronix Wellhofer社製汎用型電離箱DC 300(容量3 cm³)を組み合わせた電離箱線量計により相互比較試験を行い、使用するCT装置の実効エネルギーに応じた校正定数を素子ごとに得たうえで使用した。

1-3-1 断面内線量分布の測定

RANDOファントムのセクション22に、Fig. 3のように軟部組織に26本、皮膚面に20本のRPLDを配置したファントムの中心がガントリの中心にくるようにポジショニングを行った。そして、Table 2に示す条件で撮影した。この際、X線ばく射開始位置の違いによる影響や素子の個体差の影響を低減するために3回撮影を繰り返し、平均値を求めた。各RPLDの配置箇所での吸収線量の算出には次式を用いた。

$$D = K \times (M - M_B) \times \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{med}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 D は吸収線量、 K は校正定数、 M は測定値、 M_B はバックグラウンドの値、 $(\mu_{en}/\rho)_{med}$ は各臓器、組織の、 $(\mu_{en}/\rho)_{air}$ は空気の質量エネルギー吸収係数を表す。

そして、得られた吸収線量と各 RPLD を配置した座標から Originlab 社製 Origin8 (version 8J) により線量分布を作成し、それをビットマップ画像編集・加工ソフトウェア The GNU Image Manipulation Program (GIMP: version 2.8.10, The GIMP Team) にて CT 画像と合成した。

1-3-2 線量分布測定時の RPLD 間の相互作用に関する検討

RPLD の素子の組成は、重量%でリンが 31.55%、酸素が 51.16%、アルミニウムが 6.12%、ナトリウムが 11.0%、銀が 0.17%、その実効原子番号と密度はそれぞれ 12.039, 2.61 g/cm³ である¹⁴⁾。今回使用した RANDO ファントムの腹部領域は治療領域のエネルギーに対して人体軟部組織と等価な物質で構成されており¹⁵⁾、RPLD と実効原子番号や密度が異なる。素子の本数を多くすると、RPLD が相互に影響を及ぼしあうことが懸念される。特に GD-352M の素子間において、その影響が大きいことが予想される。そこで、RPLD 間の相互作用に関する検討を行った。

軟部組織 (26 本)、皮膚面 (20 本) の RPLD を素子同士の間隔が十分とれるように Fig. 3 に示した番号で以下に示すように八つのグループに分けた (軟部組織: 1) 1・3・5・12・14・16・23・25, 2) 2・4・13・15・17・24・26, 3) 6・8・10・18・20・22, 4) 7・9・11・19・21, 皮膚面: 1) 27・31・35・39・43, 2) 28・32・36・40・44, 3) 29・33・37・41・45, 4) 30・34・38・42・46)。そして、RPLD を配置していない箇所には代わりに Mix DP からなるロッドを挿入し、1-3-1 と同様に測定を行った。吸収線量算出後、八つのグループのデータをあわせて線量分布を作成し、CT 画像との合成を行った。なお、管電圧は 120 kV とし、その他の撮影パラメータや各位置に配置する素子などの条件は 1-3-1 と同様とした。

2. 結果

2-1 RPLD における物理特性の評価

2-1-1 エネルギー特性

Fig. 4 にエネルギー特性の結果を示す。GD-302M における相対感度は RQR 線質において 3.4~3.7 倍、RQA 線質において 2.5~4.1 倍高くなり、38 keV 付近でピークを示した。一方、GD-352M における相対感度は RQR 線質において 0.8~1.0 倍、RQA 線質におい

Fig. 4 Energy dependence of the dose response.

Fig. 5 Variation of the dose response.

て 1.1~1.3 倍となった。低いエネルギーでは感度の低下がみられるものの、GD-302M と比べ平坦なエネルギー特性を示した。

2-1-2 素子間の吸収線量値のばらつき

Fig. 5 に素子間の吸収線量値のばらつきの結果を示す。GD-302M において変動係数は、RQR 線質で 0.8~2.8%、RQA 線質で 1.0~2.3% となった。一方、GD-352M において変動係数は、RQR 線質で 2.1~7.1%、RQA 線質で 3.3~15.9% となった。RQR 線質における GD-352M、GD-302M の変動係数および RQA 線質における GD-302M の変動係数は同様な傾向を示したが、RQA 線質における GD-352M の変動係数はエネルギーが高くなるにつれて大きくなり、60 keV 付近でピークを示した。なお、GD-302M における吸収線量値は RQR 線質の場合最大 0.4 mGy、RQA 線質の場合最大 0.2 mGy であり、GD-352M における吸収線量値は RQR 線質の場合最大 0.1 mGy、RQA 線質の場合最大 0.05 mGy であった。

2-1-3 方向依存性

Fig. 6 に方向依存性の結果を示す。GD-302M では

Fig. 6 Angular dependence of RPLDs normalized to the response at 0°.

X線の入射角度が $\pm 90^\circ$ に向かうにつれ感度が低下し、特に、RQR9線質の低下が顕著であった。一方、GD-352Mでは感度の変化が大きくなり、RQR線質においては $\pm 30^\circ$ で上昇、 $\pm 60^\circ$ で低下、 $\pm 90^\circ$ で上昇し、RQA線質においても $\pm 90^\circ$ で上昇する傾向を示した。

2-2 CT装置を用いた人体ファントム断面内における線量分布評価

2-2-1 断面内線量分布の測定

Fig. 7に吸収線量の分布図を示す。いずれも腹側が高く、中心部が低くなるという傾向を示した。GD-302Mにおける吸収線量は80 kVで25.2~36.4 mGy、120 kVで28.3~44.0 mGyとなった。一方、GD-352Mにおける吸収線量は80 kVで17.3~34.8 mGy、120 kVで25.1~39.0 mGyとなった。80 kV、120 kVの線量分布ともにGD-352Mの線量分布のほうが吸収線量は少なくなった。

2-2-2 線量分布測定時のRPLD間の影響に関する検討

Fig. 8にRPLDをグループ分けした際の管電圧120 kVにおける吸収線量の分布図を示す。GD-302Mにおける吸収線量は26.9~44.1 mGyとなったのに対し、GD-352Mにおける吸収線量は24.5~38.0 mGyとなった。RPLDを46本配置して測定した際の管電圧120 kVにおける吸収線量の分布との比較を行ったところ、GD-352Mによる線量分布は両者に有意な差は認められなかったが($p=0.22$, 対応のある両側t検定)、GD-302Mによる線量分布は両者に有意な差が認められた($p=7.5 \times 10^{-4}$, 対応のある両側t検定)。

3. 考 察

本研究では、エネルギー補償フィルタあり・なしの2種類の蛍光ガラス線量計についてエネルギー特性、

Fig. 7 Distribution of absorbed doses using RPLDs with and without a tin filter.

a	b
c	d
- (a) GD-302M with 80 kV
(b) GD-352M with 80 kV
(c) GD-302M with 120 kV
(d) GD-352M with 120 kV

Fig. 8 Distribution of absorbed doses measured by diving location of RPLDs into eight groups.

a	b
- (a) GD-302M with 120 kV
(b) GD-352M with 120 kV

素子間のばらつき、方向依存性、および断面内の吸収線量分布の評価を行った。エネルギー補償フィルタが内蔵されていないGD-302Mでは素子間の吸収線量値のばらつきが少なく方向依存性が良好であり、エネルギー補償フィルタが内蔵されたGD-352Mではエネルギー依存性が良好であった。更に、線量分布はGD-352MとGD-302M同様の形状を示したものの吸収線量値はGD-352Mのほうが低い値を示した。

エネルギー特性について、RQR線質とRQA線質では同一の実効エネルギーでも相対感度が異なった。本研究では、管電圧40 kV、50 kV、69 kV、90 kV、120 kVにて半価層を測定し、アルミニウム(aluminum: Al)を付加することによってIAEAで規定されている線質に調整をした。そのため、同じ実効エネルギーでもエネルギーの分布が異なることが影響していると考えられる。GD-302Mにおける相対感度はRQA線質

で2.5~4.1倍高くなり、38 keV付近でピークを示したが、これは河原田らの37~40 keVでピークを示したという報告に一致している¹⁰⁾。

素子間の吸収線量値のばらつきについて、GD-352Mの変動係数が大きい傾向が認められた。これは、エネルギー補償フィルタの厚さには10%の誤差を有しており¹⁰⁾、この誤差によってX線の吸収・透過量に差が生じたためであると考えられる。更に、蛍光ガラス線量計のホルダ内での配置位置の違い、錫(tin: Sn)による散乱線の影響、エネルギー補償フィルタに可動性があるといった点もGD-352Mの変動係数が増加した理由として考えられる。また、RQR線質におけるGD-352MとGD-302Mの変動係数は同様な傾向を示したのに対し、RQA線質ではGD-302MとGD-352Mの変動係数の傾向が異なった。本研究では、Alを付加してIAEAで規定されたRQA線質への線質調整を行った。そのため、付加したAlによって低エネルギー成分が減弱されたX線がRPLDに照射されたため、線量値がRQR線質のときよりも低くなったことが影響していると考えられる。また、本研究では使用したX線管の熱容量の問題で、RQR線質、RQA線質ともに、実際にCTにおいて使用する線量より少ない吸収線量値で素子間の吸収線量値のばらつきの評価を行わざるを得なかった。そのため、ばらつきの評価を適切に行えていない可能性があり、この点は本研究におけるリミテーションの一つである。

方向依存性について、GD-302MではX線の入射角度がRPLDの長軸方向に対して垂直から平行に近づくにつれて感度は低下した。これはKadoyaら⁵⁾、荒木ら¹⁴⁾の長軸方向入射において感度が低下するという報告に一致した。更に、RQR9線質では感度の低下が顕著であった。RQR線質ではRQA線質より付加するAlの厚さが薄く、エネルギーの分布において低エネルギーX線の割合が大きい。そのため、RQA線質よりも素子自身による吸収が大きくなったと考えられる。一方、GD-352Mでは感度の顕著な変化が認められ、RQR線質においては $\pm 30^\circ$ で上昇、 $\pm 60^\circ$ で低下、 $\pm 90^\circ$ で上昇した。照射する角度によりX線の入射面積やSnからの散乱線の量が異なり、これらが影響する程度によって感度の変化が生じたと考えられ、 $\pm 30^\circ$ ではSnからの散乱のため、 $\pm 60^\circ$ では入射面積が小さくなるためと推測された。また、RPLDのホルダ底部にはSnは内蔵されていない。 $\pm 90^\circ$ では方向依存性により感度が低下する現象よりもSnの影響を受けないX線が多く計測されたことのほうが大きく影響したと考えられる。

CTの実効エネルギーは50 keV付近であるが、線質硬化により内部でのエネルギー変化が起こることが推測される。GD-352Mにおいて40 keV以上のエネルギー特性は良好であったため、GD-352Mではエネルギーの変化による影響は小さいと考えられるが、60 keV付近で素子間のばらつきが増大しており、この点が測定値の精度に影響すると考えられる。一方、GD-302Mではエネルギー依存性が顕著であり、校正された素子を使用しても正確な線量値を得ることができない可能性がある。Fig. 4よりRQR9におけるGD-302Mの校正定数は0.290($=1/3.41$)である。一方、射出側の線質に当たるRQA9においては0.400($=1/2.50$)となり、人体内の線質の変化によって最大30%程度の誤差を含むことになる。また、CT装置で撮影する際にはX線管が回転しており、素子の配置方向によっては方向依存性も影響する。特に、角度によって感度が大きく変化するGD-352Mにおいては、その影響が大きいと考えられる。

以上の結果より、GD-302Mはエネルギー依存性の影響を大きく受け、GD-352Mは素子間のばらつきと方向依存性の影響を大きく受ける可能性があることが示唆された。

断面内の線量分布について、80 kV、120 kVの線量分布ともにGD-302MとGD-352Mは周辺が中心よりも高くなるという同様な形状を示したがGD-352Mの方が全体的に低い吸収線量値を示した。周辺が中心部よりも高くなるのはCTDIの測定結果と同様であり、ファントム下側よりもファントム上側で値が高くなっているのは寝台の影響であると考えられる¹⁶⁾。また、GD-352Mにおいて値が低くなったのは、GD-352Mは方向依存性が大きく、散乱線がその入射角度によっては、Snにより吸収されてしまうためと考える。したがって、GD-352MはCTの線量評価に用いるのは適しておらず、方向依存性の少ないGD-302Mを校正定数の適用によってエネルギー依存性と不確かさを改善することにより用いるべきであると考えられる。

またRPLD間の影響を調べる際には、RPLDを配置しなかった箇所にはロッドを挿入して測定を行った。このロッドは線量計を挿入するための空洞にMix DPが充填されたものであり、エネルギー依存性があるGD-302Mは、ロッドの有無によって変化する線質の影響を強く受けていると考えられる。一方で、GD-352Mにおける線量分布では有意な差が認められなかったことから、線質の変化を受けずに安定した測定ができているといえる。以上から、GD-302Mを使用して吸収線量評価を行う際は、一度の測定あたりの素

子数を最小限にして、RPLD を挿入していないすべての線量計挿入孔にロッドを挿入したうえで測定を行うべきである。

RPLD の校正定数を求める際、CT の実効エネルギーを用いて相互比較試験を行った。そのため、ファントム内部でエネルギーが変化すると吸収線量を算出する際に求めた校正定数が正確ではない可能性がある。本研究において GD-352M は線質の変化による影響を受けにくいことが確認されたため、GD-302M の測定値との比較を行うことにより、断面内の各箇所における X 線エネルギーを評価できる可能性があり、今後引き続き検討を行っていく予定である。

また、本研究には 1 社の 64 列 MDCT を使用したが、メーカーにより実効エネルギーは異なる。そのため、同管電圧で測定を行った場合でも CT 装置により結果に違いが生じる可能性がある。

4. 結 語

低エネルギー補償フィルタが内蔵されていない RPLD 素子はエネルギー依存性が確認された。一方、フィルタが内蔵されている RPLD 素子は素子間の測

定値のばらつきと方向依存性が認められ、線量分布に関してはフィルタが内蔵されていない RPLD 素子の線量分布よりも小さい値を示した箇所が多かった。これは方向依存性が影響し、X 線の入射角度によっては Sn が散乱線を吸収してしまうことが原因であると示唆された。よって、CT での吸収線量測定には方向依存性の少ないフィルタが内蔵されていない RPLD 素子を校正定数の適用によってエネルギー依存性と不確かさを改善することにより用いるのが適切である。

使用方法に関しては CT 装置を用いた吸収線量の測定の際は素子間の影響は考慮しなくてもよいといえるが、GD-302M 使用時には Mix-DP ロッドの有無による影響を考慮しなければならない。そのため、より正確な吸収線量評価を行うためには、一度の測定当たりの素子数を最小限にし、RPLD を挿入していないすべての線量計挿入孔にロッドを挿入したうえで測定を行うべきである。

なお、本論文の要旨は、第 6 回中部放射線医療技術学術大会(2013 年 11 月：金沢)において発表した。

参考文献

- 1) UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation, United Nation Scientific Committee on the Atomic Radiation, 2008 Report to the General Assembly with Scientific Annexes Volume I, Scientific Annexes A Appendix B.
- 2) ICRP Publication 87. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Annals of the ICRP 2000.
- 3) 松原孝祐, 越田吉郎, 鈴木正行, 他. X 線 CT 装置間での線量プロファイルおよび患者被ばく線量の比較評価. 日放技学誌 2005; 61(5): 683-690.
- 4) 小山修司. X 線 CT 領域の計測. 日放技学誌 2011; 67(12): 1611-1620.
- 5) Kadoya N, Shimomura K, Kitou S, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass detector in low-energy photon beams. Med Phys 2012; 39(10): 5910-5916.
- 6) 旭テクノグラス株式会社サイテック事業部. 蛍光ガラス線量計・小型素子システム DoseAce DoseAceXe 説明資料. 2005: 1-3.
- 7) 名古屋安伸. 蛍光ガラス線量計特性－放射線治療領域－. 日放技学誌 2005; 61(10): 1420-1425.
- 8) 春井章吾, 松本光弘, 小縣裕二. 蛍光ガラス線量計小型素子システムにおける素子タイプ別エネルギー依存性と線量補正の検討. 日放技学誌 2010; 66(5): 509-514.
- 9) 村中 明, 林 明子, 天野貴司, 他. X 線診断領域の線量測定における蛍光ガラス線量計の基本特性. 川崎医療短期大学紀要 2007; 27: 81-86.
- 10) 河原田泰尋, 阿部真衣子, 小澤慶子, 他. X 線診断領域におけるガラス線(GD-352M)の諸特性. 群馬県立県民健康科学大学紀要 2008; 3: 11-19.
- 11) IAEA. Diagnostic Radiology Ionization Chamber Calibration Procedures at the Dosimetry Laboratory. Appendix 3C DOLP. 013. 2011; rev2.
- 12) IAEA. Dosimeter in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series no.457, 2007.
- 13) IEC. IEC 62494-1. Edition 1.0, 2008.
- 14) 荒木不次男, 守部伸幸, 下之坊俊明, 他. 蛍光ガラス線量計を用いたナロービームにおける線量の高度評価に関する研究班報告. 日放技学誌 2004; 60(7): 939-947.
- 15) The Phantom Laboratory. The RANDO® Phantom, RAN100 and RAN110. 1-3.
- 16) 小山修司. CTDI, DLP と実際の患者被ばくとの違い. CT Technology Forum : フレッシュアップコース. アールティ 53: 2-7.

問合せ先

〒920-0942 金沢市小立野 5 丁目 11-80
金沢大学医薬保健学総合研究科保健学系 廣澤文香