

## 学術調査研究班報告

# 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

平成14年度 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

班 長	荒木不次男	熊本大学医学部保健学科
班 員	守部伸幸	熊本大学医学部附属病院
	下之坊俊明	熊本大学医学部附属病院
	吉浦隆雄	産業医科大学病院
	池上 徹	旭テクノグラス株式会社
	石戸谷達世	旭テクノグラス株式会社

## 緒 言

近年、リニアック装置を用いた頭部の定位放射線照射(stereotactic irradiation: STI, これにはSRSとSRTが含まれる), ガンマナイフ装置による定位手術的照射(stereotactic radiosurgery: SRS), サイバーナイフ装置による定位放射線治療(stereotactic radiotherapy: SRT)が急激な勢いで普及している(現在, サイバーナイフ装置は稼働停止状態である). さらに北米では, サイバーナイフの出現によりSRTは頭部のみならず体幹部にまで普及しはじめている. わが国においても一部の施設では, リニアック装置による動体追跡による高精度なSRTが試みられている. しかしながら, これらの定位放射線照射で用いられる極小照射野であるナロービームに関しては, 十分に線量評価が確立されていないのが現状である. 特に10mm以下の照射野に関しては, 現在フィルムや半導体検出器などが利用されているが, フィルムでは濃度-線量変換の精度の問題, 半導体検出器においてもエネルギー依存性や方向依存性などの問題があるため, より精度の高い検出器の開発が求められている.

本研究班の目的は, 初期の蛍光ガラス線量計に新たな技術的改良を加えて最近開発された蛍光ガラス線量計<sup>1, 2)</sup>を用いて, 現在不可欠な放射線治療となってきたナロービームを用いた定位放射線照射の高精度な線量評価を確立することである. 蛍光ガラス線量計は熱蛍光線量計(thermoluminescence dosimeter: TLD)に代わる新たな検出器として期待されているが, 高エネルギー放射線治療領域の線量評価に対する報告はまだ少ない. 本研究班報告書では, 1) 蛍光ガラス線量計の高線量モードにおける物理特性の評価, 2) リニアッ

ク, サイバーナイフ, ガンマナイフ装置のナロービームの出力係数の評価について報告する. 特に出力係数の評価については, 現在一般的に使用されている他の検出器との比較から蛍光ガラス線量計の有用性について明らかにする.

## 1. 蛍光ガラス線量計の高線量モードにおける物理特性の評価

### 1-1 蛍光ガラス線量計システム

蛍光ガラス線量計システムは, 銀イオンを含有した銀活性リン酸塩ガラス素子と読取装置(リーダー)からなる<sup>1, 2)</sup>. 蛍光ガラス素子の組成は, 重量%で31.55% P, 51.16% O, 6.12% Al, 11.0% Na, 0.17% Agである. 実効原子番号 $Z=12.039$ , 密度 $\rho=2.61$ である<sup>3)</sup>. 本研究では蛍光ガラス素子としてGD-301(旭テクノグラス株式会社)を用いた. GD-301のサイズは直径1.5mm $\phi$ , 長さ8.5mmの蛍光ガラス棒状素子(glass rod dosimeter, GRD)である. GRDは電離性放射線に照射されると, Fig. 1に示すように電子と正孔(ホール)の対が生成され, 電子はガラス構造中のAg<sup>+</sup>に捕獲されてAg<sup>0</sup>になる. 一方, 正孔はいったんPO<sub>4</sub>に捕獲され, その後Ag<sup>+</sup>に移行してより安定なAg<sup>++</sup>を形成する. これらのAg<sup>0</sup>とAg<sup>++</sup>は蛍光(radiophotoluminescence, RPL)中心となる. RPL中心はFig. 2に示すように紫外線(窒素ガスレーザー)の照射で励起され, 安定状態に戻るときオレンジ色のRPLを発光する. この発光量は, GRDの吸収線量に比例する. また, RPL中心は紫外線照射では消失せず, 繰り返し測定が可能のためTLDに比べ測定変動を小さくできる. 安定状態にあるRPL中心はアニーリング(400°C, 30

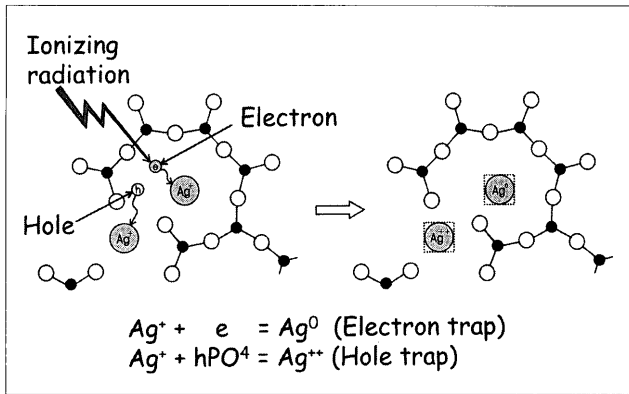


Fig. 1 Mechanism for formulation of RPL centers.

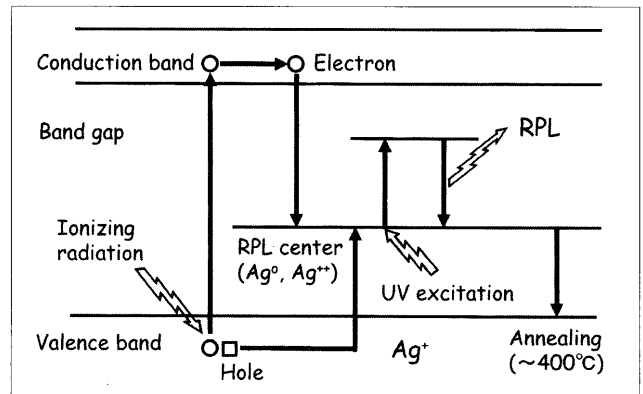


Fig. 2 RPL excitation model and energy level.

分)処理で消失し、GRDは繰り返し使用が可能である。

GRDは2種類の線量読取モード、標準線量レンジ( $10\mu Gy \sim 10 Gy$ )と高線量レンジ( $1 Gy \sim 500 Gy$ )がある。標準線量レンジはGRDの幾何学的中心で蛍光量の読取が行われ、高線量レンジではGRDの先端に近いところで読み取られる。本研究では、すべての蛍光量は高線量モードにて読み取られた。放射線照射は、すべてGRDホルダ(サイズ:  $2.8 mm \phi \times 9.5 mm$ )に挿入して使用された。照射されたGRDは読取装置で読み取る前に、GRDの蛍光成分を安定させるためにホルダのまま $70^\circ C$ で30分間のプレヒート処理を行った。GRDが室温に冷えた後、ホルダからGRDを取り出し読取マガジンにセットした。高線量モードにおけるGRDの蛍光量読取は、Fig. 3に示すようにGRDの先端から $0.7 mm$ の位置で行われる。読取マガジンに検出窓として $0.6 mm \phi$ の穴があり、GRDは $1 mm \phi$ の窒素ガスレーザー光で励起されて発光する。したがって、実際の有効検出サイズは、光の拡散を考慮しても約 $1 mm \phi$ であり、ナロービーム測定への応用が期待できる。GD-301素子の読取中心は、ホルダに挿入した場合はホルダ先端から $1 mm$ の位置に相当し、この位置を中心に放射線照射を行った。

本研究で使用した蛍光量の読取システム(FDG-1000, 旭テクノグラス株式会社)は、Fig. 4に示すように、窒素ガスレーザーを用いた紫外線パルス励起法による。この蛍光読取技術はGRD固有のプレドーズや汚れによる蛍光成分を蛍光の減衰時間の違いを利用して除去し、RPLによる蛍光成分だけを取り出す方法である。したがって、GRDに吸収された線量を正確に読み取ることができる。さらに、読取システムには内部校正GRDと基準GRDが内蔵され、前者は読取システム(リーダー)の校正に、一方後者は、窒素ガスレーザーの出力変動の補正に使用される。内部校正GRDは、年に1回程度、標準線量計とトレーサブルなGRD

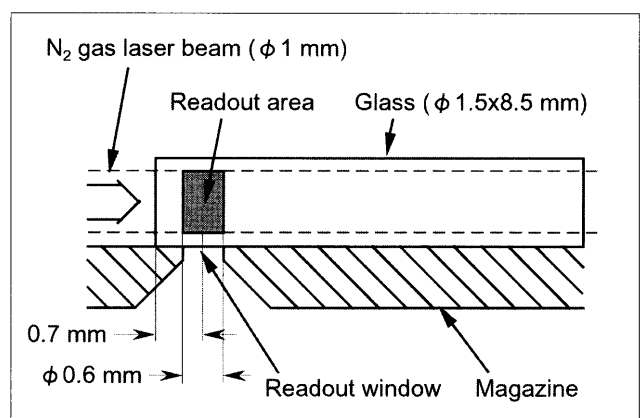


Fig. 3 Schematic diagram of a portion of the GRD readout system. The GRD is excited by a 1 mm diameter pulsed  $N_2$  gas laser. The reading of the GRD luminescence is obtained through the readout magazine of a 0.6 mm diameter window.

を用いて校正される。窒素ガスレーザーからの紫外線パルスは、ハーフミラーで標本GRDと基準GRDに分配され、両GRDの蛍光量比から窒素ガスレーザーの出力補正が行われる。そして、標本GRDからの蛍光量は、紫外線カットフィルタと干渉フィルタによって散乱紫外線や不必要な光を除去して光電子増倍管に集められる。窒素ガスレーザーから発生する紫外線は、 $337.1 nm$ の波長、 $5 ns$ のパルス幅で20パルス/秒で1秒間照射される。

## 1-2 GRDの感度の均一性と再現性

GRD(GD-301素子)50本を用いて素子間の感度の均一性および繰り返し精度(再現性)について測定した。GRDの照射はコバルト照射装置(Toshiba RCR-120C1)で行われ、照射野 $10 \times 10 cm^2$ 、水等価ファントム(Model 457 solid water phantom, RMI-Gammex, Inc., Middleton, WI)の深さ $5 cm$ で約 $2 Gy$ 照射された。GRDの感度は、校正されたJARP形線量計による吸収線量測定<sup>4)</sup>から評価された。測定は日を変えて3

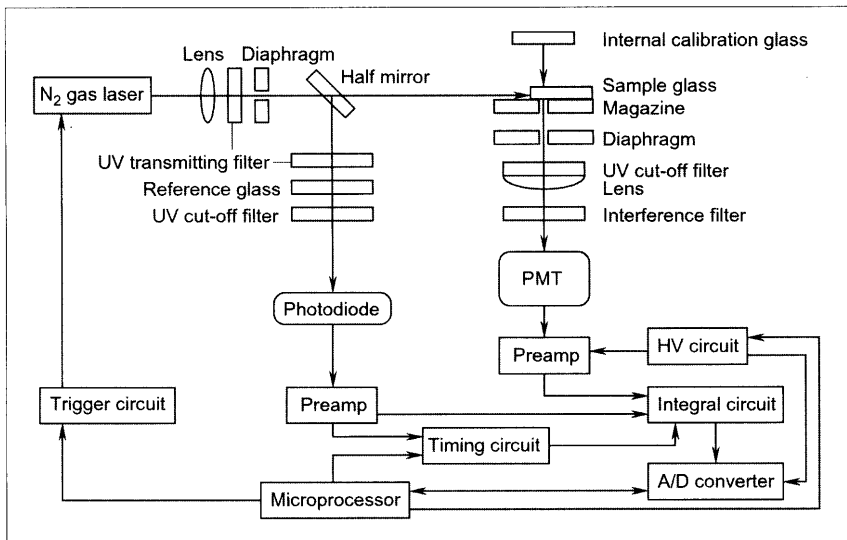


Fig. 4 Block diagram of a radiophotoluminescence (RPL) readout system. When the irradiated GRD is excited by a pulsed N<sub>2</sub> gas laser beam, the RPL light is emitted and captured by the system. The sample readings are corrected by the reference GRD reading.

回行い、その標準偏差(%)を求めた。

Fig. 5に<sup>60</sup>Coγ線で照射されたGRD50本の相対的な感度を示す。相対感度はGRD50本の平均値で基準化されている。誤差棒は標準偏差(%)である。GRD50本の感度の均一性は±1.1%であり、各GRDの再現性は±1.1%であった。

### 1-3 GRDの線量直線性

GRDの線量直線性について0.5~30Gyの範囲で検証した。照射はUC Davis Cancer Center (UCDCC)に設置されたVarian Clinac 600C (Palo Alto, CA)からの6MV-X線を用いて照射野10×10cm<sup>2</sup>、水等価ファントムの線量最大深1.5cmで行った。GRDの線量は、JARP形線量計で評価された1Gyの吸収線量で基準化した。各測定点の吸収線量は4本のGRDの平均値で、その平均標準偏差は±1%である。また各測定点は、JARP形線量計で評価された吸収線量<sup>4)</sup>で校正されている。Fig. 6に示すように、本研究で照射された最大線量の30Gyまでは±2%以内で直線性が検証された。

### 1-4 GRDのエネルギー依存性

GRDのエネルギー依存性は<sup>60</sup>Coγ線、Varian Clinac 2100C (Palo Alto, CA)からの4MV-X線(TPR<sub>10</sub><sup>20</sup>=0.617)、10MV-X線(TPR<sub>10</sub><sup>20</sup>=0.744)、9MeV電子線(平均エネルギー $\bar{E}_d$ =3.6MeV)、16MeV電子線( $\bar{E}_d$ =10.4MeV)を用いて測定した。各エネルギーにつき10本の素子を用いた。GRDの各エネルギーに対する相対的な感度は、JARP形線量計による吸収線量<sup>4)</sup>との比較から評価され、<sup>60</sup>Coγ線に対する比で表されている。照射条件は光子では照射野10×10cm<sup>2</sup>、水等価ファントムの深さ5cm、電子線では照射野15×15cm<sup>2</sup>、最大線量深でそれぞれ約2Gy照射した。

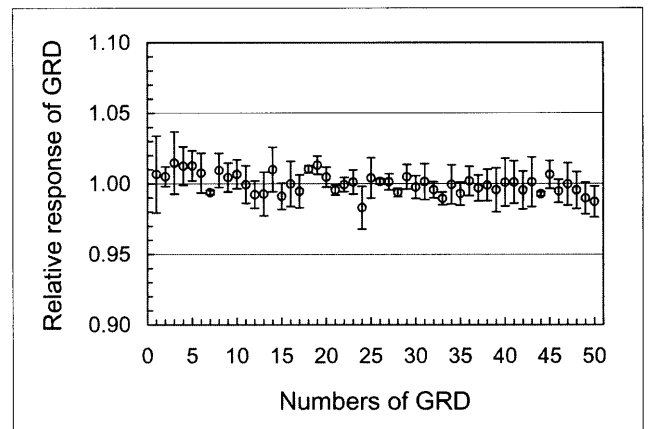


Fig. 5 The uniformity of signal measured with 50 GRDs. The error bars represent one standard deviation of three measurements.

GRDの相対的感度は<sup>60</sup>Coγ線で $1.000 \pm 0.014$ 、4MV-X線で $1.006 \pm 0.010$ 、10MV-X線では $0.987 \pm 0.007$ であった。GRDのエネルギー依存性は約2%以内であり、Mobitら<sup>5)</sup>によって報告されたLiF:Mg:Ti (TLD-100、直径1mmφ、長さ6mm)素子のエネルギー依存性とほぼ同じである。一方、9MeV( $\bar{E}_d$ =3.6MeV)と16MeV( $\bar{E}_d$ =10.4MeV)の電子線ではそれぞれ $0.949 \pm 0.014$ と $0.960 \pm 0.007$ で、<sup>60</sup>Coγ線に比べると4~5%の感度低下であった。GRDの感度は、ほぼ同一の平均エネルギー $\bar{E}_d$ において報告されているTLD-100の感度に比べて約2%低い<sup>6)</sup>。TLD-100の実効原子番号と密度はそれぞれ8.27と2.64である<sup>7)</sup>。TLD-100は密度においてはGRDと同じであるが、実効原子番号においてはGRDより組織に近い。TLD-100とGRD(GD-301素子)はサイズにおいてもほとんど同じである。したがって、GD-301とTLD-100は放射線治療領域で使用される光子と電子線においては同様な相互作用を生

じ、同様な感度を示すことが考えられる。

### 1-5 GRDの方向(角度)依存性

GRD(GD-301素子)の方向依存性の測定には、ガンマナイフ装置に付属している直径16cmの球形ポリスチレンファントムを用いた。照射は15mm $\phi$ の定位放射線照射用のコリメータを用い、Varian Clinac 2100C (Palo Alto, CA)からの4MV-X線で行った。GD-301は前述した蛍光読取中心位置が、球形ファントムの中心になるように穴加工された専用の1cm厚平板に挿入された。この1cm厚平板は球形ファントムと同材質のポリスチレンでできている。球形ファントムの位置決めは、リニアック装置のアイソセンターが球形ファントムの中心になるように設定した。GRDに対する照射角度はGD-301の長軸先端を0度とし、長軸方向に15, 30, 45, 67.5, 90, 112.5, 135, 150, 165度の角度で照射した。それぞれの角度における測定値は、90度の値に対する比で表されている。

Fig. 7に結果を示す。各角度の値は5本のGD-301の平均値と標準偏差(%)を表している。それぞれのGRDの感度は112.5度を超えると徐々に減少してくる。これは、GRD自身によるX線の吸収に起因している。最も大きな照射角度165度では、GRDの感度は90度に比べ約6%低下する。実際の光子の線量測定においては120度までは1.5%以内の角度依存性で使用できる。したがって、ガンマナイフ装置の線量測定<sup>8)</sup>なども含め、通常の使用においてはGRDの方向依存性を考える必要はない。

## 2. リニアック, サイバーナイフ, ガンマナイフ装置のナロービームの出力係数の評価

### 2-1 検出器

GRDの定位放射線照射の線量測定に対する有用性をリニアック, サイバーナイフ, ガンマナイフ装置を用いて検証した。本研究ではGRDの比較対照検出器として電離箱, *p*型半導体検出器, ダイヤモンド検出器を使用した。電離箱はPTW Model 31002 (Freiburg, Germany)で直径5.5mm, 長さ6.5mm, 電離体積0.125cm<sup>3</sup>である。半導体検出器は特に20mm以下のナロービームの線量測定用に設計されたHi-*p*Si Stereotactic Field Detector, SFD (Scanditronix Medical AB, Uppsala, Sweden)<sup>9)</sup>である。その有感体積の直径は0.6mm $\phi$ , 厚さ0.06mm, 体積0.02mm<sup>3</sup>で直径5mmのカプセルに包まれた非常に小さな検出器である。測定の有効点は検出器表面から0.5mmの深さである。ダイヤモンド検出器(Freiburg, Germany)は直径3.05mm, 厚さ0.26mm, 体積1.9mm<sup>3</sup>のダイヤモンド結晶で、測定の有効点は検出器表面から1mmの深さに位置す

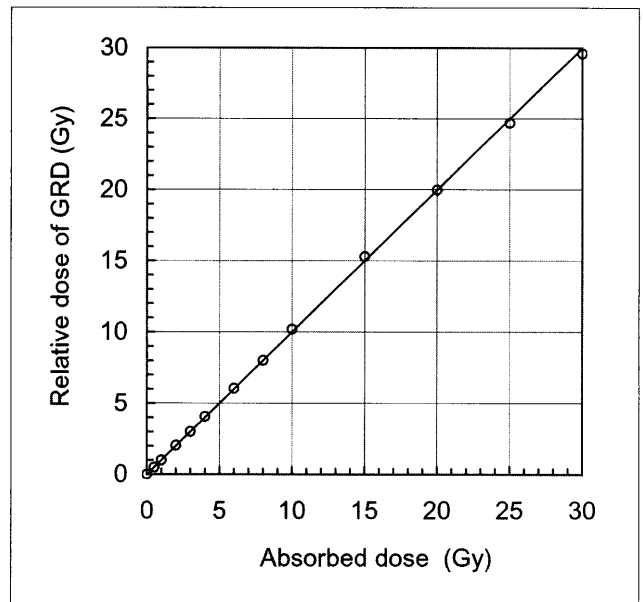


Fig. 6 The dose linearity of GRD. The dose of GRD is normalized to 1 Gy of the absorbed dose measured with a Farmer-type chamber. Each dose point represents the average value out of 4 GRDs and their average one standard deviation is  $\pm 1.0\%$ .

る。

### 2-2 リニアック装置のナロービームの出力係数の評価

Varian Clinac 2100C (Palo Alto, CA)からの4MVと10MV-X線について、定位放射線照射に使用されるナロービームコリメータ2, 5, 9, 15, 20mm $\phi$ の出力係数を2-1項で述べた検出器を用いて測定した。ほとんどの測定は水等価ファントムの深さ5cmで行ったが、SFDとダイヤモンド検出器では方向依存による出力係数の影響を考慮し、水ファントムを用いて検出器の長軸方向での測定も追加した。各検出器に対する測定は少なくとも日を変えて3回行った。GRDは各コリメータにつき8本使用した。各コリメータの出力係数は照射野10 $\times$ 10cm<sup>2</sup>の出力に対する比で表されている。

4MV-X線に対する結果をFig. 8に示す。4MV-X線では9mm $\phi$ まではSFDを除いてどの検出器も約2%以内で一致する。SFDでは電離箱に比べ5%まで低下する。これは、SFDのエネルギー依存性がシリコン(Si)との光電効果に伴う感度依存のために生じ<sup>10, 11)</sup>、この光電効果は相対的にナロービームよりも低エネルギーX線成分の多い照射野10 $\times$ 10cm<sup>2</sup>で現れると考えられる。したがって、これらの影響を少なくするために20mm $\phi$ で出力係数を基準化した(Fig. 9)。Fig. 9から出力係数は検出器サイズに直接依存することが明らかである。GRDとSFDは2mm $\phi$ までよく一致している。電離箱は9mm $\phi$ 以下で、ダイヤモンド検出器は2mm $\phi$ で

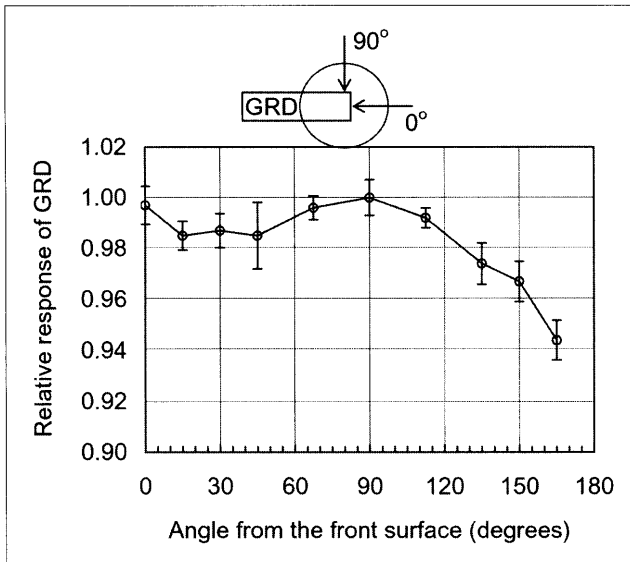


Fig. 7 The angular dependence of the GRD measured with the 15 mm circular collimator. The GRD readings are obtained with the linear accelerator-based radiosurgery system using a 4 MV x-ray beam. The response is normalized at the GRD reading at the vertical angle relative to the long axis of GRD. The data at each angle is presented by an average value and its one standard deviation out of 5 GRDs.

出力係数が低下している。

同様に10MV-X線に対する結果をFig. 10とFig. 11に示す。10MV-X線では照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ と $20 \text{ mm}\phi$ で基準化した出力係数において、4MV-X線のようなSFDのエネルギー依存性はみられない。これは、X線エネルギーが高いためと考えられる。また、10MV-X線においても出力係数は検出器サイズに依存している。 $2 \text{ mm}\phi$ では検出器サイズの小さいSFDがGRDに比べ出力係数が4%高い。SFDとダイヤモンド検出器では、短軸と長軸方向の測定による出力係数への影響はみられなかった。

### 2-3 サイバーナイフ装置のナロービームの出力係数の評価

熊本放射線外科に設置されたサイバーナイフ装置 (Accuray Corporation, Sunnyvale, CA) からの6MV-X線を用いて、5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50,  $60 \text{ mm}\phi$ の12種類のコリメータ照射野の出力係数を測定した。GRDの測定は日を変えて2回、SFD、ダイヤモンド検出器、電離箱ではそれぞれ1回の測定であった。GRDは各コリメータにつき4本を使用した。すべての測定は水等価ファントムの深さ5cmで行った。

コリメータ $60 \text{ mm}\phi$ と $20 \text{ mm}\phi$ の出力に対する各コリメータの出力係数をそれぞれFig. 12とFig. 13に示す。Fig. 12ではSFDのエネルギー依存性がわずかにみられ

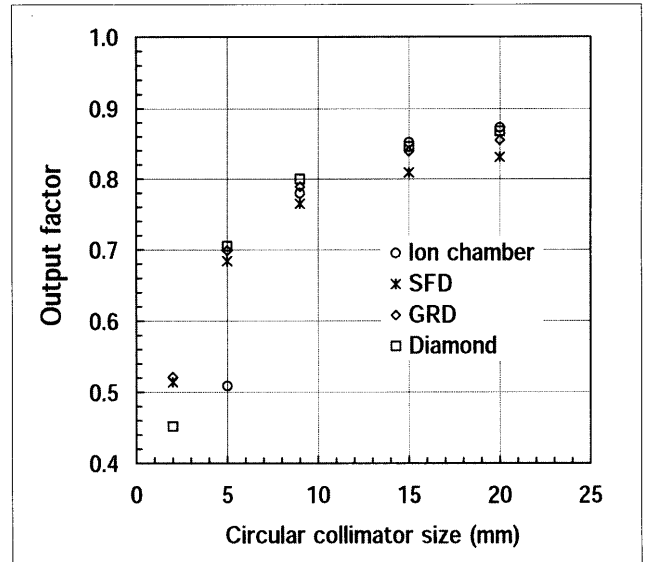


Fig. 8 Output factor measurements of circular collimator fields with a 4 MV linear accelerator-based radiosurgery system. The output factors are normalized to that of a 10 cm square field.

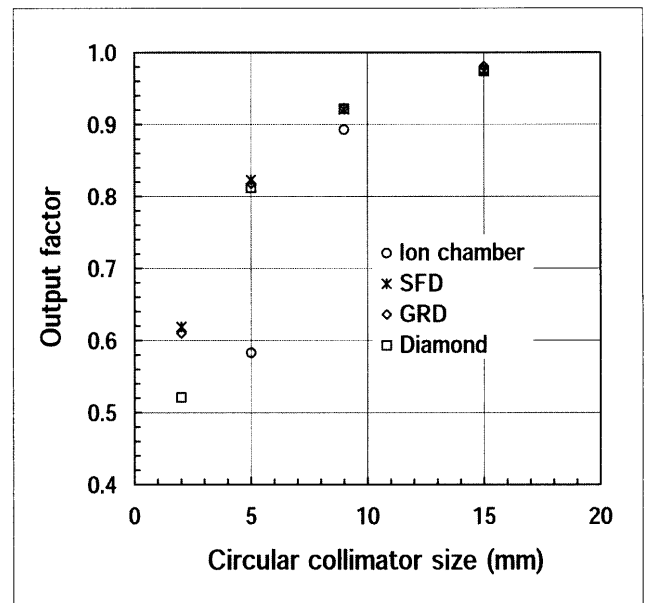


Fig. 9 Output factor measurements of circular collimator fields with a 4 MV linear accelerator-based radiosurgery system. The output factors are normalized to that of a 20 mm circular field.

る。電離箱では $15 \text{ mm}\phi$ 以下、ダイヤモンド検出器では $7.5 \text{ mm}\phi$ 以下で出力係数が低下する。この低下は、リニアックの場合のコリメータサイズに比べてやや大きい照射野サイズである。この原因は、サイバーナイフの平坦度にある。サイバーナイフは構造的に平坦度フィルタが装備されていないためリニアックに比べて平坦度が低下することが分かっている。Fig. 13の最も小さな照射野 $5 \text{ mm}\phi$ においては、GRDはSFDより出力係数が6%高い。SFDはダイヤモンド検出器とほぼ同

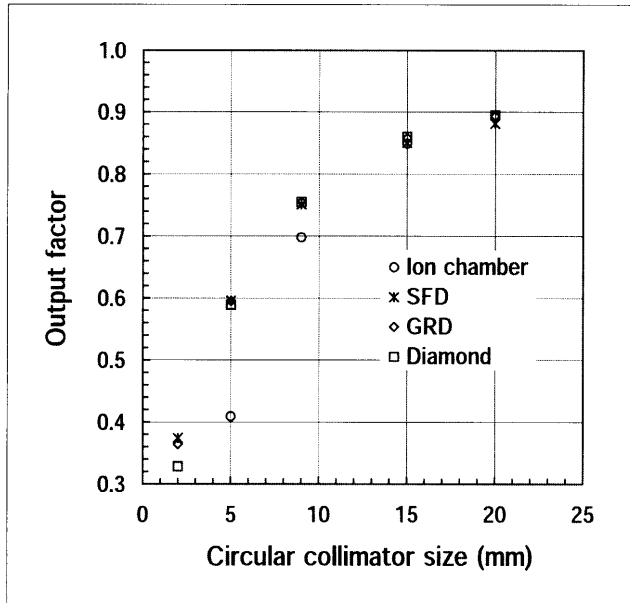


Fig. 10 Output factor measurements of circular collimator fields with a 10 MV linear accelerator-based radiosurgery system. The output factors are normalized to that of a 10 cm square field.

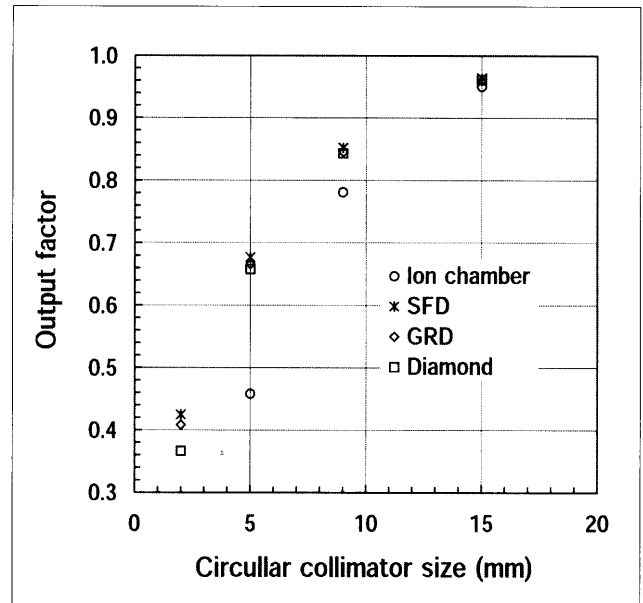


Fig. 11 Output factor measurements of circular collimator fields with a 10 MV linear accelerator-based radiosurgery system. The output factors are normalized to that of a 20 mm circular field.

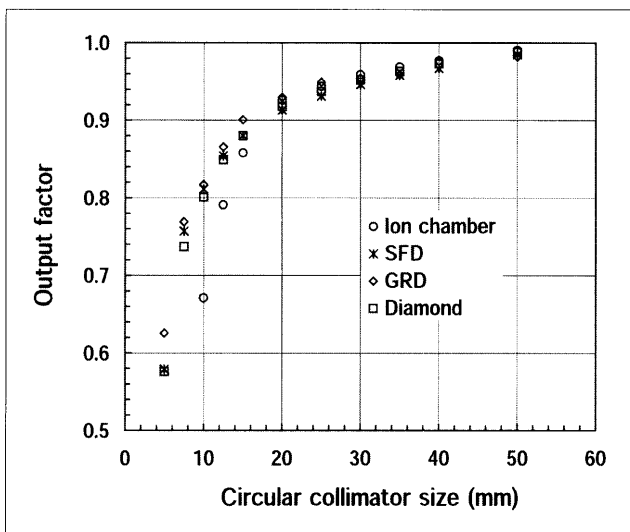


Fig. 12 Output factor measurements of circular collimator fields with a 6 MV Cyber-Knife beam. The output factors are normalized to that of a 60 mm circular field.

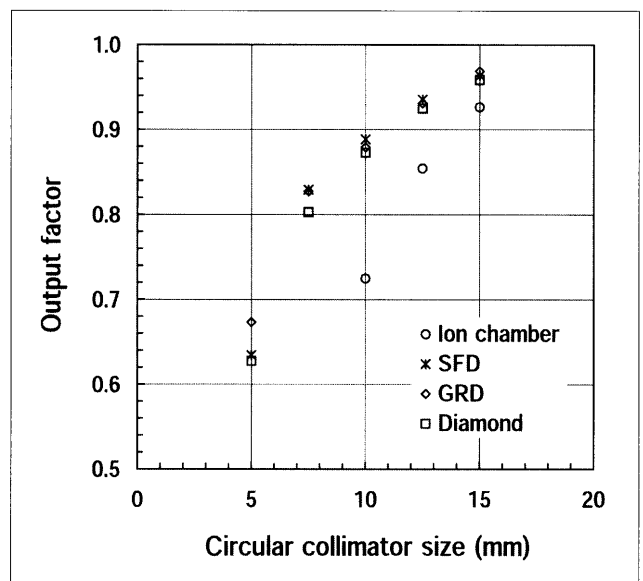


Fig. 13 Output factor measurements of circular collimator fields with a 6 MV Cyber-Knife beam. The output factors are normalized to that of a 20 mm circular field.

じ出力係数を示している。これはリニアックの場合のコリメータサイズ 2mmφの結果とは異なる。したがって、SFDのポジショニングにおけるミスアライメントに起因することが考えられる。この根拠としては以下の点が考えられる。サイバーナイフは光照射野の機構がなく、照射野中心はレーザービームによって位置決めされる。また、5mmφでは線量プロファイルの平坦度が悪く、ほとんど平坦な部分が観察されない。さらに、不運にもSFDの測定は1回だけであった。

#### 2-4 ガンマナイフ装置の出力係数の評価<sup>9)</sup>

済生会熊本病院に設置されたガンマナイフ装置 (Model B, Elekta Instrument AB, Stockholm, Sweden) の 4, 8, 14, 18mmφコリメータの出力係数をGRDとSFDを用いて測定した。照射時間は2分で、線量は18mmφコリメータで約4.3Gyであった。GRDは積算線量計であるため、ガンマナイフのシャッター開閉に伴う線量寄与を補正する必要がある。シャッター開閉に伴うタイマ効果<sup>12, 13)</sup>は、コリメータごとにSFD

を用いて測定した。一連の測定はGRDでは日を変えて2回、SFDでは3回行った。GRDは各コリメータにつき5本使用した。シャッター効果はSFDを用いて測定した。SFDは方向依存性があるためリニアックValian 600 C (Palo Alto, CA)からの6MV-X線を用いて、ガンマナイフのコリメータサイズに類似な4, 6, 10, 15, 17.5mmφコリメータで角度依存性を測定した。ファントムには1-5項で使用した球形ファントムを用い、SFDはその検出部中心がファントム中心に一致するように穴加工された専用の1cm厚平板に挿入された。さらに、ファントム中心がリニアックのアイソセンターに一致するように位置決めし、垂直ビーム(0度)から15, 25, 34, 43, 52, 70度までの角度依存性を測定した。GRDの角度依存性については、1-5項の結果からガンマナイフの入射ビーム角度6, 13.5, 21, 28.5, 36度に対して1%以内であるため考慮しなかった。

Fig. 14にSFDの角度依存性を示す。実際のガンマナイフでは入射ビーム角度ごとに線源数が異なるため、Table 1に示すように各入射角度の線源数による重み付けからSFDの角度依存係数(weighted angular dependent factor)を評価した<sup>8)</sup>。Table 2はSFDから評価された各コリメータのタイマ効果時間(End effect time)とタイマ効果補正係数(end effect correction factor)を示す<sup>8)</sup>。タイマ効果に関しては、照射時間2分の読み値 $M_2$ と1分+1分の読み値 $M_{1+1}$ から照射線量率 $\dot{M}$ (nC/min)とタイマ効果時間 $t$ (min)を次式から算出した<sup>8)</sup>。

$$\dot{M} = (2M_2 - M_{1+1}) / 2 \text{ min} \quad \dots\dots\dots(1)$$

と

$$t = (M_{1+1} - M_2) / \dot{M} \quad \dots\dots\dots(2)$$

したがって、GRDとSFDに対する測定値は次式から補正した。

$$\text{タイマ効果補正係数} = 2 \text{ min} / (2 \text{ min} + \text{タイマ効果時間}) \quad \dots\dots\dots(3)$$

GRDとSFDで測定された各コリメータの出力係数をTable 3とTable 4に示す。出力係数は18mmφコリメータで基準化されている。GRDとSFDの出力係数はタイマ効果が補正されている。SFDはさらに4mmφコリメータでの角度依存性が補正されている。Table 5は、GRDとSFDで測定された出力係数とエレクトラ社<sup>14)</sup>およびこれまでに報告されている出力係数<sup>15)</sup>の比較を示す。すべての値は1.5%以内でよく一致している。

### 3. 結 論

最近、新たに技術的改良が加えられたGRDの放射線治療領域への応用について試みた。本研究班では特にGRDの物理特性の評価および定位放射線照射におけるリニアック、サイバーナイフ、ガンマナイフ装置

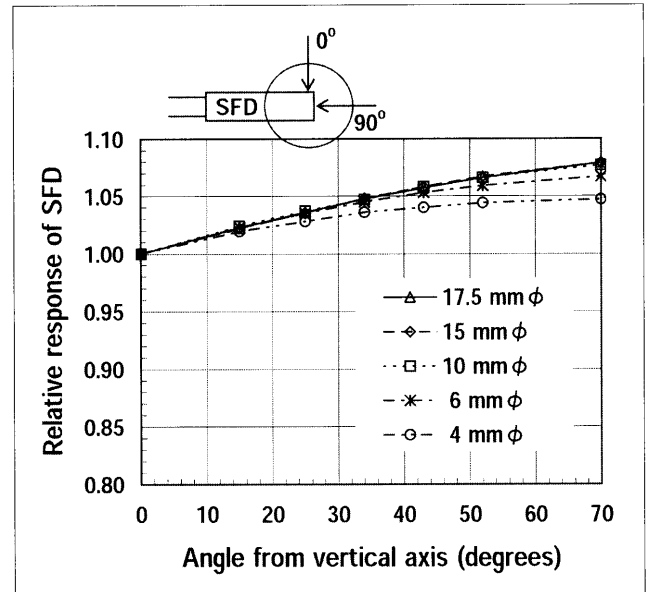


Fig. 14 The angular dependence of the SFD measured with the circular collimator sizes of 4, 6, 10, 15 and 17.5 mm. The SFD readings are obtained with a linear accelerator-based radiosurgery system using a 6 MV x-ray beam. The response is normalized to the SFD reading of the vertical axis at 0 degrees.

のナロービームの出力係数について評価した。

GRDの高エネルギー放射線治療領域の物理的特性において、GRD50本の感度の均一性と再現性はそれぞれ標準偏差で±1.1%と±1.1%であった。線量の直線性は、今回試みた0.5~30Gyまでは±2%以内で直線性が確認できた。エネルギー依存性については、<sup>60</sup>Coγ線に対する相対感度が4MV-X線( $TPR_{10}^{20}=0.617$ )で $1.006 \pm 0.010$ 、10MV-X線( $TPR_{10}^{20}=0.744$ )で $0.987 \pm 0.007$ 、9MeV電子線( $\bar{E}_d=3.6\text{MeV}$ )で $0.949 \pm 0.014$ 、16MeV電子線( $\bar{E}_d=10.4\text{MeV}$ )で $0.960 \pm 0.007$ であった。高線量モードにおけるGRDの方向依存性は、長軸先端方向から120度までは1.5%以内であったが、165度では自己吸収のため約6%低下した。

リニアックとサイバーナイフの出力係数の評価では、GRDとSFDはほぼ同様な結果が得られた。GRDはリアルタイムに結果が得られないという短所はあるが、SFDよりもエネルギー依存性や方向依存性に優れる。また、有効的な蛍光読取サイズが約1mmφと実際の素子の大きさよりも小さく、ナロービームの測定には非常に有用な線量計である。ガンマナイフの測定においては、GRDはエレクトラ社が推奨しているコリメータの出力係数と1.5%以内でよく一致した。

GRDはTLDに比べ、(1)繰り返し測定が可能で、測定変動を小さくできる、(2)均一性と再現性に優れる、(3)退行現象(フェーディング)が少ない、などの利点がある。本研究では試みていないが、GRDは

Table 1 The Gamma-Knife weighted angular dependent factors calculated from the linear accelerator-based circular collimator sizes of 4, 6, 10, 15 and 17.5 mm using a 6 MV x-ray beam.

Beam entry angle <sup>a</sup>	The number of Co-60 sources <sup>a</sup>	4 mm circular collimator		6, 10, 15 and 17.5 mm circular collimators	
		Angular dependent factor	Weighted angular dependent factor	Angular dependent factor	Weighted angular dependent factor
6.0	44	1.009	0.221	1.011	0.221
13.5	44	1.019	0.223	1.022	0.224
21.0	39	1.025	0.199	1.030	0.200
28.5	39	1.031	0.200	1.040	0.202
36.0	35	1.037	0.181	1.048	0.182
$\Sigma=201$		$\Sigma=1.023$		$\Sigma=1.029$	

<sup>a</sup>The beam entry angle and the number of Co-60 sources for Gamma-Knife.

Table 2 The end effect for each helmet measured with the SFD. The end effect correction factors are given for the exposure time of 2 min measured with both the GRD and the SFD.

Collimator helmet (mm)	Electrometer reading $M_2$ (nC)	Electrometer reading $M_{1+1}$ (nC)	End effect time <sup>a</sup> $t$ (min)	End effect correction factor <sup>b</sup>
18	23.646	24.400	0.066	0.968
14	23.292	24.063	0.069	0.967
8	22.423	23.012	0.054	0.974
4	20.112	20.595	0.049	0.976

<sup>a</sup>Calculated from Eq. (2)

<sup>b</sup>Calculated from Eq. (3)

Table 3 The output factors measured with the GRD.

Collimator helmet (mm)	Measured dose ( $\pm 1$ SD) (Gy)	End effect correction factor	Output factor ( $\pm 1$ SD)
18	4.307 $\pm$ 0.025	0.968	1.000 $\pm$ 0.006
	4.269 $\pm$ 0.010	0.968	1.000 $\pm$ 0.002
14	4.221 $\pm$ 0.022	0.967	0.979 $\pm$ 0.008
	4.204 $\pm$ 0.038	0.967	0.983 $\pm$ 0.009
8	4.056 $\pm$ 0.028	0.974	0.947 $\pm$ 0.009
	3.978 $\pm$ 0.017	0.974	0.937 $\pm$ 0.005
4	3.759 $\pm$ 0.039	0.976	0.880 $\pm$ 0.010
	3.705 $\pm$ 0.033	0.976	0.875 $\pm$ 0.008

Table 4 The output factors measured with the SFD.

Collimator helmet (mm)	Electrometer reading (nC)	End effect correction factor	Angular correction factor	Output factor
18	26.528	0.968	1.000	1.000
	26.003	0.968	1.000	1.000
	23.646	0.968	1.000	1.000
14	25.856	0.967	1.000	0.973
	25.570	0.967	1.000	0.982
	23.292	0.967	1.000	0.984
8	24.892	0.974	1.000	0.944
	24.561	0.974	1.000	0.950
	22.423	0.974	1.000	0.954
4	22.809	0.976	1.006	0.872
	22.251	0.976	1.006	0.868
	20.112	0.976	1.006	0.862



TLDと同様にインビボ測定や郵送測定にも有用な線量計である。

## 謝 辞

ガンマナイフの線量測定に必要なGRDとSFD挿入用の1cm厚平板の作成と穴加工にご援助いただいたエレクトラ社(日本)に、またSFDをリースしていただいた東洋メディック社に深く感謝申し上げます。また、サイバーナイフおよびガンマナイフ装置の線量測定にご協力いただいた熊本放射線外科の古後先生、済生会熊本病院の森副放射線技師長に深く感謝申し上げます。

Table 5 Comparison of the current output factors from the GRD and the SFD with those provided by Elekta<sup>14)</sup> and Table 3 of reference 15.

Collimator helmet (mm)	Method/Reference	Output factor ( $\pm 1$ SD)
14	Glass rods	0.981 $\pm$ 0.006
	SFD	0.980 $\pm$ 0.006 <sup>a</sup>
	Elekta	0.984
8	Published Data <sup>b</sup>	0.983 $\pm$ 0.008
	Glass rods	0.942 $\pm$ 0.005
	SFD	0.949 $\pm$ 0.005 <sup>a</sup>
4	Elekta	0.956
	Published Data <sup>b</sup>	0.950 $\pm$ 0.005
	Glass rods	0.877 $\pm$ 0.007
	SFD	0.867 $\pm$ 0.005 <sup>a</sup>
	Elekta	0.870
	Published Data <sup>b</sup>	0.865 $\pm$ 0.026

<sup>a</sup>Standard deviation of mean value.

<sup>b</sup>The values are obtained from Table III of reference 15.

## 参考文献

- 旭テクノグラス株式会社：ガラス線量計小型素子システム Dose Ace説明資料，(2000)。
- Hoshi Y, Nomura T, Oda T, et al.: Application of a newly developed photoluminescence glass dosimeter for measuring the absorbed dose in individual mice exposed to low-dose rate <sup>137</sup>Cs  $\gamma$ -rays. *J Radiat Res*, 41, 129-137, (2000)。
- 石戸谷達世：FD-7のガラス組成及び実効原子番号。私信，(2002)。
- 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法。通商産業研究社，東京，(1986)。
- Mobit PN, Mayles P, and Nahum AE: The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments. *Phys Med Biol*, 41, 387-398, (1996)。
- Mobit PN, Nahum AE, and Mayles P: The energy correction factor of LiF thermoluminescent dosimeters in megavoltage electron beams: Monte Carlo simulations and experiments. *Phys Med Biol*, 41, 979-993, (1996)。
- Mobit PN, Nahum AE, and Mayles P: A Monte Carlo study of the quality dependence factors of common TLD materials in photon and electron beams. *Phys Med Biol*, 43, 2015-2032, (1998)。
- Araki F, Ikegami T, Ishidoya T, et al.: Measurements of Gamma-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and a diode detector. *Med Phys*, 30, 1976-1981, (2003)。
- Scanditronix: Explanation material of Hi-*p*Si field detectors, Scanditronix Medical AB, Uppsala, Sweden, (2000)。
- Rickner G, and Grusell E: Selective shielding of a *p*-Si detector for quality independence. *Acta Radiol Oncol*, 24, 65-69, (1985)。
- Rickner G: Characteristics of a selectively shielded *p*-Si detector in <sup>60</sup>Co and 8 and 16 MV x-ray radiation. *Acta Radiol Oncol*, 24, 205-208, (1985)。
- Ertl A, Zehetmayer M, Schöggel A, et al.: Shuttle dose at the Vienna Leksell Gamma Knife. *Phys Med Biol*, 43, 1567-1578, (1998)。
- Ekstrand KE, and Bourland JD: A film technique for the determination of output factors and end effect times for the Leksell Gamma Knife. *Phys Med Biol*, 46, 703-706, (2001)。
- Elekta: Leksell Gamma-Knife Bulletin, Elekta Instrument AB, Stockholm, Sweden, February, (1998)。
- Mack A, Scheib SG, Major J, et al.: Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery - Determination of Gamma Knife output factors. *Med Phys*, 29, 2080-2089, (2002)。