

## 散乱線による水晶体への影響

### ～立位電子線治療において～

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科

○原田 怜奈

#### 1. 諸言

上肢ケロイドに対する電子線治療は、図1に示すように立位による電子線治療のため、頭部が照射筒に隣接した状態となる。そこで照射筒からの側方散乱線による水晶体への影響が問題となるため、どの程度の被ばくを受けるか実測を行った。側方散乱線の電子散乱線と制動放射散乱線の2つを測定するため、フィルム法とファーマー形電離箱を用いた。

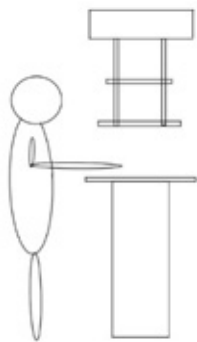


図1 立位電子線治療の配置

#### 2. 使用装置と機器

##### (1) リニアック

VARIAN clinic iX

##### (2) 検出器

電離箱：ファーマー形 PTW TN30013

電位計：RAMTECH SMART

フィルム：GAFCHROMIC EBT<sup>3</sup>

##### (3) 支持台用ファントム

タフウォーターファントム

スタイロフォーム

#### 3. 実験方法

##### 3-1 フィルム法による散乱線の測定

照射筒の縁から横に10cmの位置にスタイロフォームを設置してフィルムを塗布した(図2)。

電子線 15、12、9、6、4MeV をそれぞれ 6000MU 照射して1.5時間後にフィルムをスキャンして解析を行った。測定点はフィルムの中央から上下5cm離れた3点とした。(図2、3)

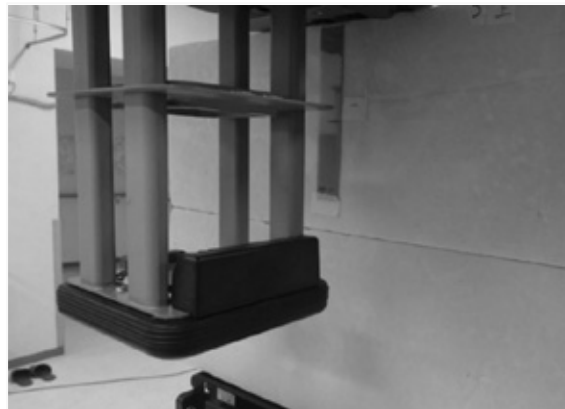


図2 フィルム法の測定方法



図3 測定点

##### 3-2 ファーマー形電離箱による測定

(a) 照射筒の縁から横に10cmの位置にファーマー形電離箱を設置し、フィルム電子線 15、12、9、6、4MeV をそれぞれ 600MU 照射した。ファーマー形電離箱の設置高さはフィルムでの3点測定の間位置として、電子線と制動X線

の全散乱線を測定した。(図4)

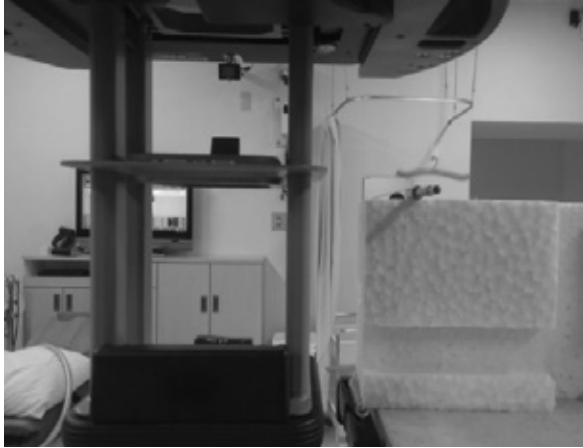


図4 電離箱の測定方法

(b) ファーマー形電離箱と照射筒の間に7cmのタフウォーターを置き、散乱電子線を除いた制動X線による散乱線を測定した。(図5)

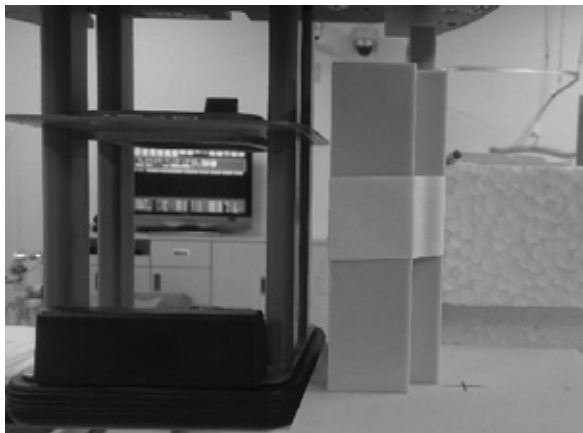


図5 電子線の測定方法

### 3. 結果

表1 フィルム法による散乱線の測定

	1 [cGy]	2 [cGy]	3 [cGy]
15[MeV]	45.68	47.42	48.56
12[MeV]	35.92	38.18	35.76
9[MeV]	66.44	68.4	62.32
6[MeV]	46.69	47.18	39.59
4[MeV]	45.5	43.69	34.42

フィルムの測定では、エネルギーと測定結果には相関関係は成立せず、9MeVの時が最大となった。また上中下の測定点3点で比較すると15MeVは下の点、12、9、6MeVでは中央の点、4MeVでは上の点が最大値を表した。

表2 3-2 (a) の測定結果

	平均[pC]
15MeV	836.126
12MeV	687.452
9MeV	1154.15
6MeV	673.384
4MeV	569.198

表3 3-2 (b) の測定結果

	平均[pC]
15MeV	100.84
12MeV	66.892
9MeV	109.74
6MeV	57.196
4MeV	33.584

また、ファーマー形電離箱の測定では、9MeVの時が最大の値を示した。

### 3. 考察

散乱線測定値で9MeVが最大の値を表したのは、Jawの大きさが原因だと考えられる。15、12MeVはJawの大きさが10×10cm。9、6、4MeVは20×20cmである。よってJawからフィルムや電離箱への距離が近くなったため、9MeVで最大の値を示したと考えられる。

エネルギーにより測定位置に変化があったのは、電子線の実用飛程がエネルギーに依存するためと考えられる。電子線は物質中で平均入射エネルギー $E_0$ によって決まるほぼ固有の実用飛程 $R_p$ を持っている<sup>2)</sup>。そのため、エネルギーが大きい15、12MeVでは測定下点の測定値が大きく、エネルギーが小さい6、4MeVでは測定上点の測定値が大きくなったと考えられる。

タフウォーターで電子線を遮蔽し散乱線を測定した結果、測定値が平均して約9割に減少した。従って、全体の9割は電子線による散乱線と考えられる。

#### 4. 結語

フィルム法による最大散乱線量は6.976cGyであった。耐容線量を考慮して数回の治療であれば防護は必要ない。

#### 5. 謝辞

本研究を指導してくださいました、東京都済生会中央病院林技師長・放射線治療部臺技師をはじめ済生会中央病院の皆さまには深く感謝申し上げます。

#### 参考文献

- 1) 西臺武弘：放射線治療技術学第3版，株式会社文光堂，2011年。
- 2) 小塚隆弘，稲邑清也：診療放射線技術下巻改訂第13版，64、2012。



- 巻頭言
- 会告
- お知らせ
- 連載企画
- 誌上講座
- 学術大会
- 学術大会優秀賞
- 総会資料
- 新しい役員
- 本会の強み
- 各支部情報
- 各支部掲示板
- 求人
- 議事録
- 会員向け
- 役員名簿
- 申込書
- 年間スケジュール

## 「リニアックにおけるコリメータ反転効果の検証」

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科  
 ○橋爪 寧々 小出 智生  
 佐藤 洋

### 1. 緒言

リニアックの高エネルギー X 線を用いた放射線治療において、コリメータ反転効果が生じることが知られており、それが投与線量にどのような影響を与えているのかを確認したいと考えた。

そこで本実験では、リニアックの照射ヘッド部の構造によって生じるコリメータ反転効果の検証を行うことを目的とした。

### 2. 使用機器

本実験で使用した機器を以下に記す。

- ・リニアック：CLINAC-iX (Varian)
- ・電離箱：ファーナー形 (PTW30013)
- ・ファントム：水

### 3. コリメータ反転効果の理論

コリメータ反転効果とは体軸方向の Upper Jaw (Y) と横方向の Lower Jaw (X) の幾何学的配置によって起こり、図 1 のように照射野サイズが同じでも、Upper jaw と Lower jaw の開口度設定を逆にすると出力に変化が生じる現象のことをいう。

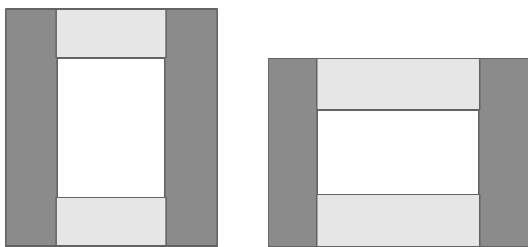


図 1 開口度の設定を反転したコリメータ

### 4. 照射ヘッド部の構成

今回使用したリニアック (Varian) の照射ヘッド部内での Jaw の構成は図 2 のようになっており、モニタ線量計の下に Upper Jaw (Y Jaw)、さらにその下に Lower Jaw (X Jaw) が設定されている。

モニタ線量計は、プリセットした投与線量を計測するための線量計であり、予定線量に達すると照射を停止する。モニタ線量計の下に位置する Jaw は円錐形に広がるビームを遮蔽し、任意の照射野サイズに整形する可動式コリメータであり、体軸方向の Upper Jaw (Y) と横方向の Lower Jaw (X) からなる。

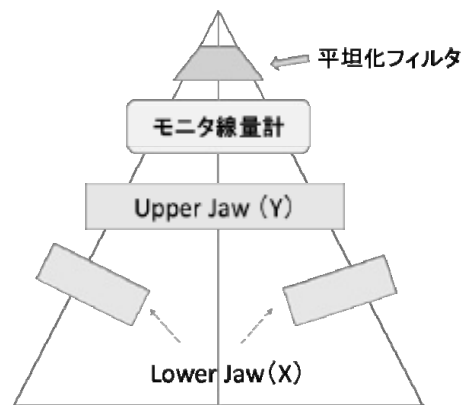


図 2 2つの Jaw の構成と配置

### 5. 方法

#### 5-1 照射条件

エネルギーは 6MV を適用し、水ファントムを用いて深さ 13g/cm<sup>2</sup> へ 750cGy 投与した。

設定 MU 1130 は (1) 式から算出した。

$$MU = \frac{D}{DMU \cdot OPF \cdot TMR} \quad \dots (1)$$

MU (monitor unit) とは出力線量の尺度となる単位であり、任意の投与線量 D (dose) を TMR と OPF で除することで求められる。

TMR (tissue-maximum ratio) は組織最大線量比といい、任意の深さにおける水吸収線量と最大深吸収線量との比で表される。OPF (output factor) は出力係数といい、10cm × 10cm の基準照射野における任意の照射野での吸収線量比で表す。

5-2 照射野条件

- ・条件1：Lower Jaw (X) 5cm  
Upper Jaw (Y) 20cm (基準)
- ・条件2：Lower Jaw (X) 20cm  
Upper Jaw (Y) 5cm (反転)
- ・条件3：Lower Jaw (X) 8cm  
Upper Jaw (Y) 8cm (等価正方形)

設定照射野は照射野条件1のLower Jaw (X) 5cm Upper Jaw (Y) 20cmの矩形照射野を基準とし、その縦横比を反転させた矩形照射野を条件2、等価正方形照射野を条件3として、それぞれ同じ照射条件で照射を行い、測定線量の誤差を算出して比較した。

6. 結果

表1

	条件1	条件2	条件3
	X 5cm Y 20cm	X 20cm Y 5cm	X 8cm Y 8cm
測定線量	762cGy	745cGy	755cGy
誤差	0.0%	-2.2%	-0.9%

照射野条件1の測定線量762cGyを基準とし、照射野条件2および照射野条件3の誤差(%)を算出した。条件2の測定線量は745cGy、条件1の測定線量762cGyに対しての誤差が-2.2%、条件3の測定線量は755cGy、誤差が-0.9%であった。

条件1、条件2は同じ照射野サイズであるにも関わらず測定線量に違いが生じ、条件2は許容誤差である-2.0%を超え、過小照射という結果であった。

7. 考察

結果より、Upper Jaw (Y)の開口度が小さくなるにつれて測定線量の値も小さくなることになり、つまり開口度の違いがどのように測定線量に影響を及ぼすかを考察した。

7-1 開口度

- (a) Upper Jaw (Y)の開きが大きい場合  
モニタ線量計を通過した光子ビームは図3のよ

うに、Upper Jaw (Y)の開きを通過していく。

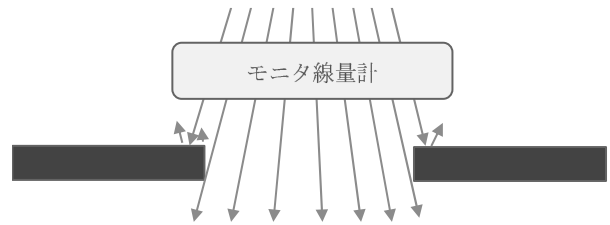


図3 Upper Jawの開口度が大

- (b) Upper Jaw (Y)の開きが小さい場合

モニタ線量計を通過した光子ビームは大部分が遮蔽されるために、図4のようにUpper Jawに衝突して後方散乱線を発生させる。モニタ線量計はこの時発生した後方散乱線も測定線量の一部として計測する。

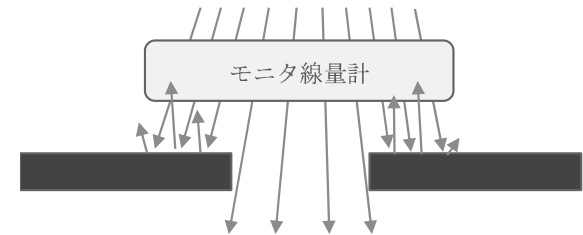


図4 Upper Jawの開口度が小

7-2 考察のまとめ

投与線量を制御するモニタ線量計はUpper jaw (Y)からの後方散乱線も測定線量に含めて計測するため、予定されていた線量に満たないうちに照射を停止させてしまう。このことから、同じ照射野サイズでも縦横比を反転することによって出力線量に差が生じたと考えられ、Upper Jaw (Y)の開口度を小さくした照射野条件2は過小照射となったと考えられる。

8. 結語

コリメータ反転効果はUpper Jawからの後方散乱線の寄与が原因であり、Upper Jaw (Y)の開口度が小さいほど、測定線量の値は小さくなる。

9. 謝辞

本研究を指導してくださいました東京慈恵会医科大学附属病院、松尾技師長、放射線治療部の成

田技師長、実験に携わっていただきました藤井技師をはじめ、治療部の皆さまに深く感謝申し上げます。

参考文献

熊谷孝三：がん放射線治療技術マニュアル，株式会社 PILAR PRESS，2014年3月4日



## 「血管撮影における面積線量計を用いた 皮膚表面線量推定についての検討」

埼玉県済生会川口総合病院

○岡田 翔太 森 一也 川島 早紀子 土田 拓治 富田 博信

### 1. はじめに

#### 1-1 背景

近年、Inter Ventional Radiology (IVR) の進歩により、高度な経皮的冠動脈形成術 (Percutaneous Coronary Intervention : PCI) が可能となった。しかし、複雑な手技が増加したことにより、患者被ばく線量が増加する傾向にある。そのため IVR において被ばく線量の管理が重要であり、放射線障害を防ぐために患者被ばく線量をモニタリングすることが重要になってきている。そこで検査中の患者被ばく線量をモニタリングする目的として面積線量計 (Dose Area Product meter) が利用されている。面積線量計は画像や手技に影響を及ぼさず、簡便でリアルタイムに積算線量を表示可能である。しかし、ICRP Publication 85 では、患者被ばくの管理を最大皮膚面における線量によるものとしているが、DAP の測定値は面積線量で表示されるため、補正が必要となる。

#### 1-2 目的

血管撮影装置に装着されている面積線量計 (Dose Area Product meter) を用いて、心血管領域における入射皮膚表面線量 (Entrance Surface Dose : ESD) を面積線量値 (Dose Area Product : DAP) から推定可能か検討を行った。

### 2. 方法

#### 2-1 使用機器

- ・血管撮影システム  
BRANSIST Safire B8 (SHIMADZU)  
DAR-9500f (FUJITSU)
- ・非接続形 X 線測定器 Piranha (RTI)
- ・PMMA

#### 2-2 方法

##### 2-2-1 DAP 補正係数測定の見直し

X 線管焦点—X 線検出器間距離 (Source to Image receptor Distance : SID) 100 cm、PMMA を 5、10、15、20 cm に対して、当院の臨床条件を想定し、自動露出制御装置 (Auto Exposure Control : AEC) を使用し 150 freme/10 s、撮影入射角度を正面・RAO30°・LAO30°における各撮影条件の測定を行った。

次に、PMMA は使用せず、SID100 cm、70 kV、150 freme/10 s 固定で、表 1 に示す 1～7 の撮影条件で管電流時間積のみ増加させて撮影を行った。この時、角度は正面のみとし、管電圧は臨床で頻繁に使用される 70 kV とした。上記の患者入射面における DAP より算出される積算空気カーマ値と非接続形 X 線測定器 (以下、線量計) で実測した空気カーマを比較した。また、線量計の方向依存性を考慮し、X 線が検出器に垂直に入射するように配置した。

##### 2-2-2 後方散乱補正係数推定の検討

後方散乱補正係数 (Back Scatter Factor : BSF) の推定には線質と照射野面積が必要であるため、管電圧 70 kV<sub>p</sub> の時の半価層を線量計で測定した。当院の冠状動脈カテーテル検査では 6 インチを基準に用いている。そこで撮影角度が正面・RAO30°・LAO30°における皮膚表面の照射野面積を三角関数より求めた結果から、藤田保健衛生大学加藤氏の測定データを用い、後方散乱補正係数を推定した。

表1 管電圧 70 kV<sub>p</sub> 固定、管電流時間積変化時の撮影条件

	管電流時間積 [mAs]	管電流 [mA]	パルス幅 [ms]
1	0.1	100	1
2	0.2	100	2
3	0.4	100	4
4	0.8	100	8
5	1.6	200	8
6	2.0	250	8
7	2.56	320	8

### 3. 結果

#### 3-1 DAP 補正係数測定の見直し

各 PMMA 厚に対して、AEC 撮影した撮影条件における DAP より求めた積算空気カーマと線量計による実測空気カーマの結果を図 1 に示す。近似曲線の決定係数は 0.99 で、傾きは 0.85 であった。

撮影角度 RAO30° 及び LAO30° における結果を図 2、3 に示す。共に近似曲線の決定係数 0.99 で DAP と半導体検出器の実測値は近似している。また、近似曲線の傾きが 0.85 ということから撮影角度による影響はない。

次に、管電圧 70 kV<sub>p</sub>、150 freme/10 s 固定で管電流時間積を変化させた面積線量計より表示される積算空気カーマと線量計による空気カーマの結果を図 4 に示す。近似曲線の決定係数 1.0 で傾き 0.85 であった。

#### 3-2 後方散乱補正係数推定

管電圧 70 kV<sub>p</sub> の半価層を測定した結果 3.69 mmAl であった。

また、検出器面 6 インチにおける皮膚面照射野直径は、撮影角度正面は 8.5 cm、RAO30° および LAO30° の直径は 9.8 cm であった。この直径は撮影角度正面における照射野直径 8.5 cm に対して  $\cos 30^\circ$  で除することで求めた。

上記結果より、藤田保健衛生大学加藤氏のデータを用いることにより、後方散乱補正係数は正面時 1.34、RAO30° および LAO30° は 1.35 と推定された。

#### 3-3 各補正係数結果

上記で求めた DAP 補正係数と後方散乱補正係数を乗じることで、入射表面線量を推定する補正係数を求めることができる。

撮影角度正面時における補正係数は  $0.85 \times 1.34 = 1.14$ 、RAO30°・LAO30° の補正係数は  $0.85 \times 1.35 = 1.15$  となった。各補正係数をまとめたものを表 2 に示す。

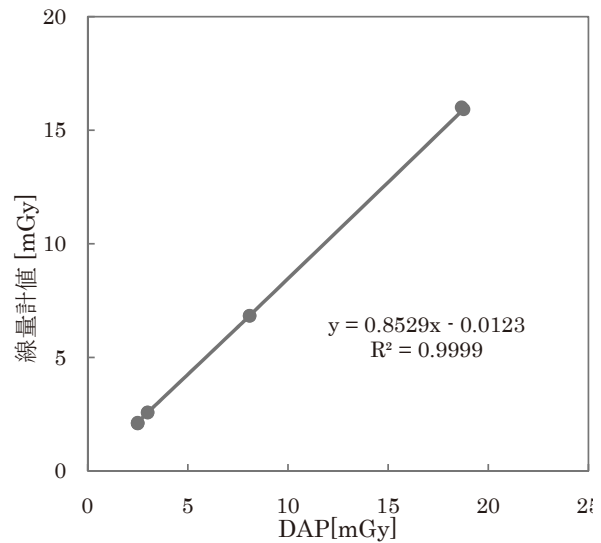


図1 撮影入射角度正面 AEC 使用、PMMA の厚さを変化させた DAP と線量計の空気カーマ指示値。



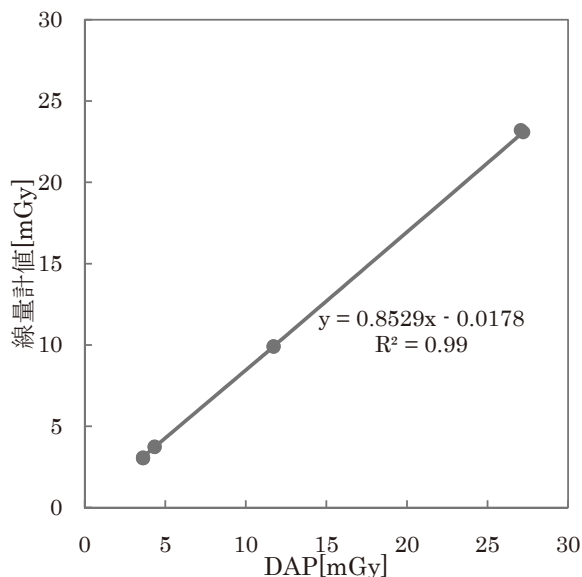


図2 RAO30°、AEC使用、PMMAの厚さを変化させたDAPと線量計の空気カーマ指示値。

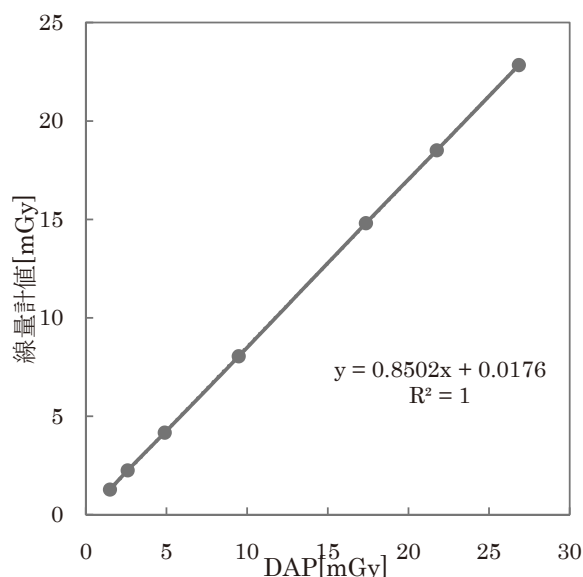


図4 管電圧 70 kV<sub>p</sub>、管電流時間積を変化させたDAPと線量計の空気カーマ指示値。

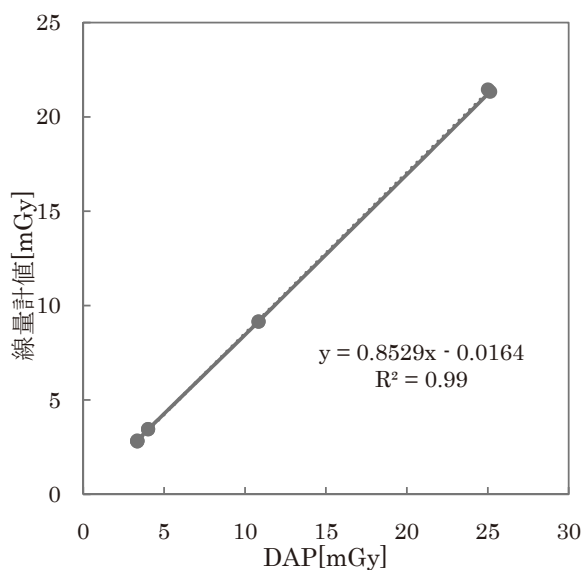


図3 LAO30°、AEC使用、PMMAの厚さを変化させたDAPと線量計の空気カーマ指示値。

表2 各補正係数

角度	DAP 補正係数	後方散乱 補正係数	補正係数
正面	0.85	1.34	1.14
RAO30°	0.85	1.35	1.15
LAO30°	0.85	1.35	1.15

#### 4. 考察

面積線量値 DAP はリアルタイムで被ばく線量を把握することができるため有用であるが、寝台の高さや SID によって入射面の照射野が変わるため、補正が必要である。今回、患者照射基準点における DAP から実測値を補正する係数を求めた。この実験から DAP 補正係数の推定は、DAP と線量計の値に 0.85 を乗じればよいと考えられた。この 0.85 は、表示誤差に関して国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission : IEC) や日本工業規格 (Japanese Industrial Standards : JIS) で ± 35% とされ許容範囲内である。しかし、患者の被ばく線量推定においてこの誤差は許容できない範囲と考える。この誤差要因として、使用した面積線量計と測

定に用いた線量計の線質依存性やキャリブレーションポイントの違いが考えられる。

また撮影角度による影響について、後方散乱補正係数は正面 1.34、RAO30° および LAO30° において 1.35 であった。これは撮影角度が 30° 傾くことによって照射野の歪みにより入射面積が増加する。さらに人間の体は丸みを帯びており、撮影角度が大きくなればより照射野面積が大きくなるため、詳細な各角度の後方散乱補正係数を求める必要があると考えられるので今後の課題である。

今回求めた補正係数、表 2、を用いて、DAP 空気カーマに対する補正前後の空気カーマと入射皮膚表面線量 (ESD) を 1 freme 当たりで表したものを図 5 に示す。DAP 表示空気カーマに対して補正係数を乗じることで、実際の入射皮膚表面線量とほぼ一致できた。

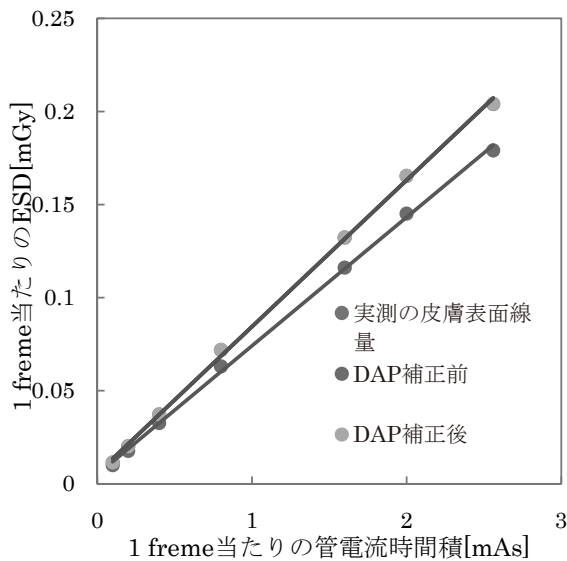


図 5 DAP 補正前後、実測の皮膚表面線量の比較

### 5. 結論

各補正係数を用いることにより、面積線量値 (Dose Area Product : DAP) から入射皮膚表面線量の推定が可能である。

### 6. 謝辞

今回の研究に当たり血管撮影装置などを使用させていただくとともに、データ取得にご協力いただいた埼玉県済生会川口総合病院諸兄の皆さま、ならびにこのような発表の機会を与えていただいた埼玉県診療放射線技師会の皆さまに深く感謝申し上げます。

### 7. 引用・参考文献

坂本肇, 中村修, 他: 面積線量計による患者被曝管理の検討. 日本放射線技術学会雑誌, 第 56 巻第 10 号, 1256-1265 (2000).



## 「Effective NEQ における仮想グリッドの評価」

埼玉県済生会川口総合病院

○戸澤 僚太 土田 拓治 森 一也 岡田 翔太 井上 友貴 富田 博信

### 1. 背景

近年、仮想グリッド技術における物理評価は多く報告されている。しかし、被写体の影響を加味した研究報告は少ない。画像処理による物理評価においても臨床条件に近い状態で測定する必要があると考えられる。

### 2. 目的

当院に導入された散乱線低減処理 (VG : Virtual Grid) の定量的評価として、被写体の影響を含めた出力画像の評価指標 Effective of Noise Equivalent Quanta (NEQEff)<sup>1)</sup> を用いて、実グリッド (RG : Real Grid) と比較検討をした。

### 3. 方法

NEQEff の解析に必要となる入出力特性として、鮮鋭度評価 (MTF ; Modulation Transfer Function) およびノイズ特性 (NNPS ; Normalized Noise Power Spectrum) の測定を行った。検出器は同一のシステムを使用し、VG 処理の状態と RG での測定を行った。

#### 3-1 使用機器

X 線発生装置 ; KXO-80G (TOSHIBA)  
 X 線検出器 ; Calneo Smart C47 (FUJIFILM)  
 非接続型 X 線測定器 ; Piranha (RTI)  
 散乱 X 線除去グリッド ; 10:1, 60 本 /cm (MITAYA)  
 画像解析 ; Image J (NIH) MTF, NNPS 解析マクロ 大柿、今村ほか (埼玉 DR 計測セミナー)  
 PMMA

#### 3-2 入出力特性

X 線検出器 (FPD) 前面に X 線測定器を配置し、その前方に PMMA (15cm) を配置した。照

射野および X 線管焦点 - X 線検出器面間距離 (SID) を 120cm 一定にしたタイムスケール法による測定を行った。低露光域測定は SID ; 240cm。各入射線量に対応するピクセル値から入出力特性を求めた。撮影管電圧 80kV とした<sup>2)</sup>。(図 1)

#### 3-2 MTF

入出力特性の測定時と同様に PMMA 15cm を MTF エッジデバイス、FPD 上に配置した。撮影条件は管電圧 80kV<sub>p</sub>、管電流 500mA、管電流時間積 36mAs で測定した<sup>2)</sup>。(図 2)

#### 3-3 NNPS

ノイズ特性評価として、NNPS の解析を行った。MTF 測定時と同様な配置で測定した。撮影条件は成人男子標準腹部を想定し、管電圧 80kV<sub>p</sub>、管電流 500mA、管電流時間積 8mAs で測定した。

#### 3-4 Effective NEQ

NEQ は画質の総合評価として、画像に寄与した光子数を表す指標である。NEQ の算出には式 (1) とした。

$$NEQ = \frac{MTF^2}{NNPS} \quad (1)$$

Effective NEQ (NEQ<sub>Eff</sub>) は、ファントムによる X 線の吸収・散乱を含んだ MTF<sub>Eff</sub>、NNPS<sub>Eff</sub> より式 (2) で求めた。

$$NEQ_{Eff} = \frac{MTF_{Eff}^2}{NNPS_{Eff}} \quad (2)$$

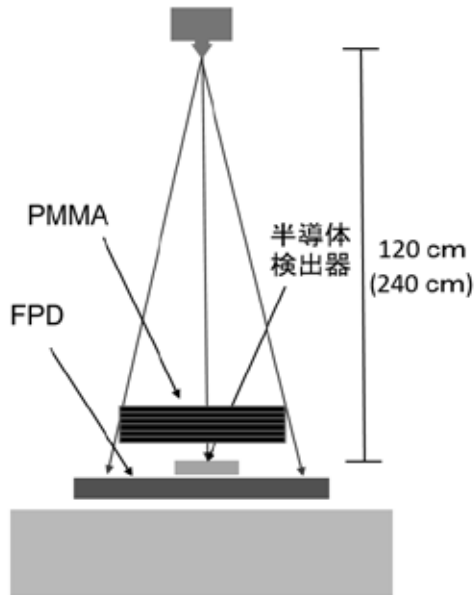


図1 入出力特性測定時の配置

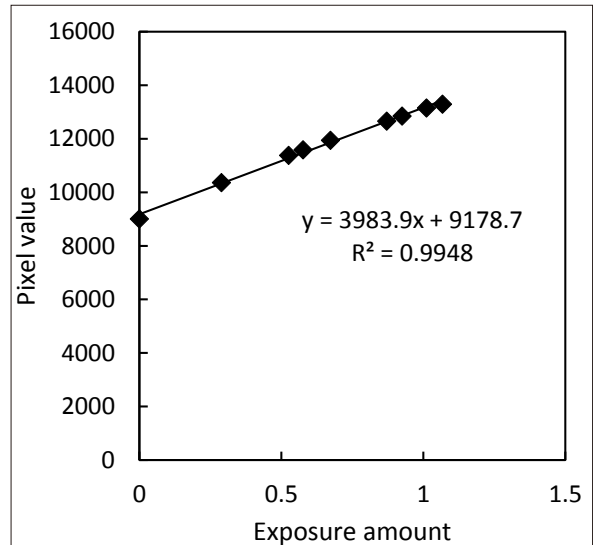


図3 RGの入出力特性

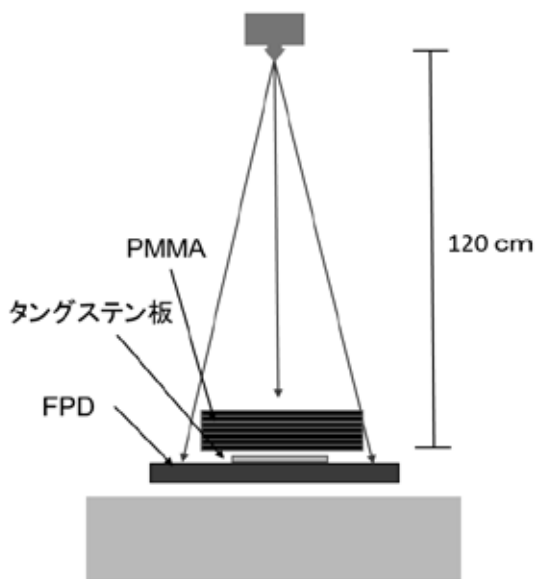


図2 MTF 測定時の配置

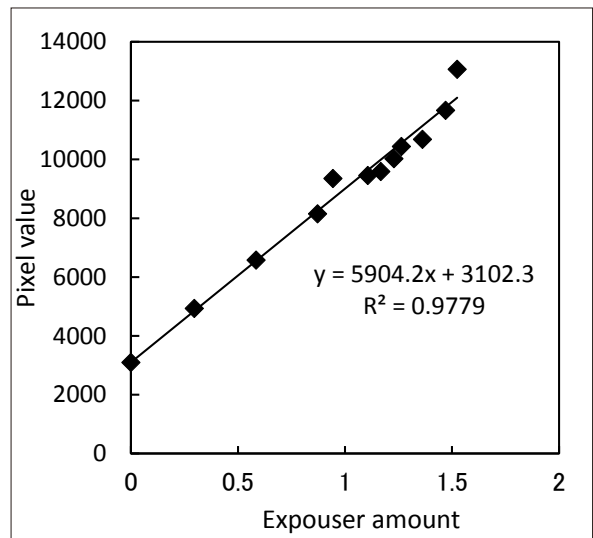


図4 VGの入出力特性

#### 4. 結果

##### 4-1 入出力特性

RGとVGの入出力特性をそれぞれ図3、図4に示した。RGは相関関数0.9948、VGは0.9779と相関のある結果が得られた。

##### 4-2 MTF

VGとRGのMTFを図5に示した。今回の実験ではVGが高いMTFを示し、解像特性が優れているという結果となった。

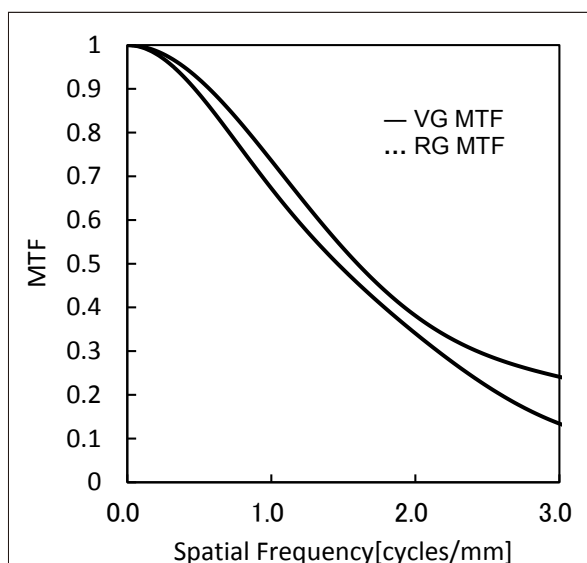


図5 VGとRGのMTF

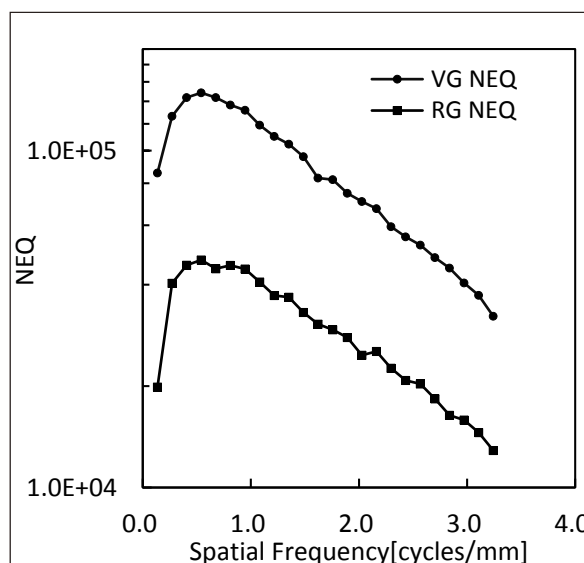


図7 Effective NEQの結果

#### 4-3 NNPS

NNPSの結果を図6に示した。NNPSはVGがRGの約25%程度低い値を示し、ノイズ特性が優れているという結果となった。

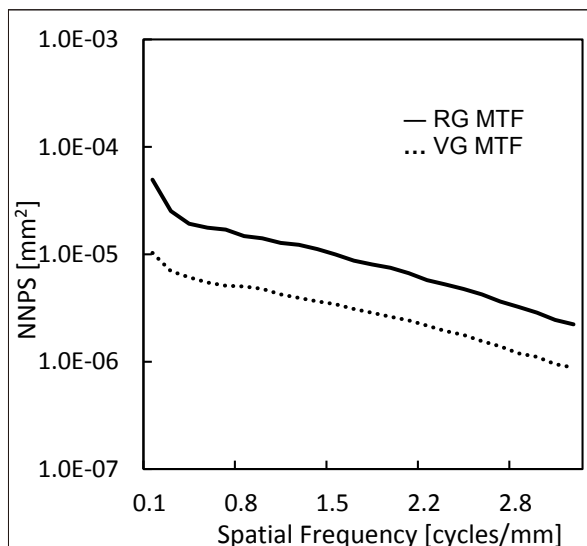


図6 VGとRGのNNPSの比較

#### 4-4 Effective NEQ

Effective NEQの結果を図7に示した。式(2)より求めた $NEQ_{Eff}$ は、0.5cycles/mmでVGがRG約3倍高い値を示し、良好な結果であった。

#### 5. 考察

MTFの結果から、RGよりVGの方が高い値を示した。Presampled MTFで考えれば同様なMTF値を示すことが仮定されるが、今回はDigital MTFのように、散乱X線や光子数および幾何学的な配置などのエラーも多く含まれている結果と考える。またノイズ特性では、VGのNNPSが低い値を示したが、撮影条件が同じであったことから、散乱X線除去グリッドによるカットオフが原因として考えられる。図6のNNPSにおいてゼロ空間周波数の値が異なる。これは検出器に入射した線量が異なることを示している。

本研究で求めたEffective NEQでVGがRGより良好な結果であったのは、VGのMTFおよびNNPSがRGより優れていたことが要因である。

一般的には、解像度を表すMTFとノイズ特性を示すNNPSは、トレードオフの関係にある。しかし、今回はVGが双方良好であった、これは散乱X線除去グリッドによるカットオフが散乱X線だけでなく、一次X線も減弱させたため、出力画像形成に寄与する光子数の低減がノイズ成分として画像に寄与したと考えられる。

#### 6. 結語

今回臨床を踏まえた物理評価として Effective

NEQ を測定した。グリッドを使用せず仮想的に散乱線低減処理が可能な VG は、RG と比べ画像形成に多くの光子を利用することで、高い Effective NEQ が得られる。

#### 参考文献

- 1) 國友 博史：物理評価（画像について語ろう『デジタル画像の画質評価 - 被ばく最適化のための実験デザイン -』画像通信 36 (1), P34-42, 2013 公益社団法人日本放射線技術学会
- 2) IEC 62220-1-1 : 2015 Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1 : Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging

