

〈原 著〉 第 55 回日本赤十字社医学会総会 優秀演題

画像誘導装置における自作付加フィルターの有用性検討

長岡赤十字病院 放射線科部

西潟貴幸 ・ 神林裕司 ・ 荒川優 ・ 野村知広

A study of effectiveness of a self-build additional filter
for the image-guided radiation therapy system

Takayuki NISHIKATA, Yuji KAMBAYASHI, Suguru ARAKAWA, Tomohiro NOMURA

Department of Radiology, Japanese Red Cross Nagaoka Hospital

Key Words: image-guided radiation therapy (IGRT), dose reduction, self-build additional filter

(画像誘導放射線治療、線量低減、自作付加フィルター)

【結 言】

近年、画像誘導放射線治療 (IGRT) は患者及びターゲットの位置精度向上に重要であり、一般的な放射線治療技術として普及している。一方で、IGRT による画像撮影線量は処方線量以外の過剰線量であり、照射される範囲は広く、放射線感受性の高い臓器においては潜在的な二次発がんの増加につながり得る。

米国医学物理学会 (AAPM) では IGRT における撮影線量の定量化、管理、低減について Task Group 180 (TG-180) レポートを 2018 年 5 月に発刊した¹⁾。TG-180 レポートでは画像撮影線量に対して as low as reasonably achievable (ALARA) の原則に基づき、位置決め精度を担保しつつ適切な線量低減を行う必要性を述べている。

TG-180 レポートは具体的な低減策の一つとして、cone beam computed tomography (CBCT) 撮影時に用いられる bowtie フィルター (Fig. 1) を kV Planar 画像撮影時にも使用することを推奨している。しかし、取得された画像はフィルター形状によるコントラスト差が生じ、画像照合において roll、yaw、pitch の回転成分の把握を難しくすること、また、そのような画像を用いた位置照合は作業者の負担になると考えられ、我々

の施設では bowtie フィルターを使用した線量低減法は受け入れられなかった。

そこで我々は線量低減を実現しつつ、撮影画像にコントラスト差を生じない平坦な付加フィルターを作成し、臨床利用可能か検討したので報告する。なお、本研究では half bowtie フィルターの中心部と同程度の線量低減を目指すこととした。

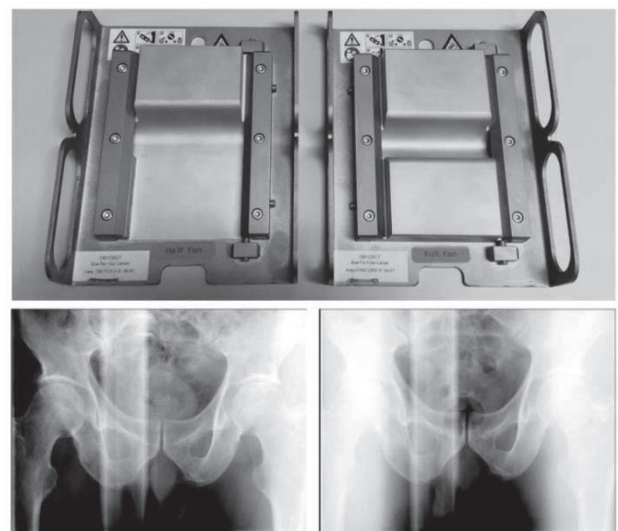


Fig. 1 half bowtie filter、bowtie filter と撮影画像

【方 法】

1. 画像誘導装置の AI 半価層測定

Varian Medical Systems 社製 Clinac iX の画像誘導装置である On-Board Imager (OBI Version1.6) の X 線管球を 0° の位置、すなわちガントリー角度を 90° とした。線量計は Radcal 社製の 6 cc 指頭型電離箱である RC6 を使い、アイソセンターに設置した。半価層測定用のアルミニウム板（純度 99.5%）は作成した固定台の上に置き、固定台は X 線束に入らないようにした。当院で設定されているデフォルトの撮影条件を Table 1 に、半価層測定の様子を Fig. 2 に示す。照射野サイズは $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ とし、half bow tie フィルターあり、なしの条件にて照射線量が 50%以下になるまでアルミニウム板を追加し、測定値より半価層を算出した。

Table 1 撮影条件

	kV	mAs
Head-AP	100	6.4
Head-Lat	70	4
Thorax-AP	75	4
Thorax-Lat	95	20
Abdomen-AP	80	16
Abdomen-Lat	85	16
Pelvis-AP-Med	75	8
Pelvis-Lat-Med	105	20
Extremity	65	3.2

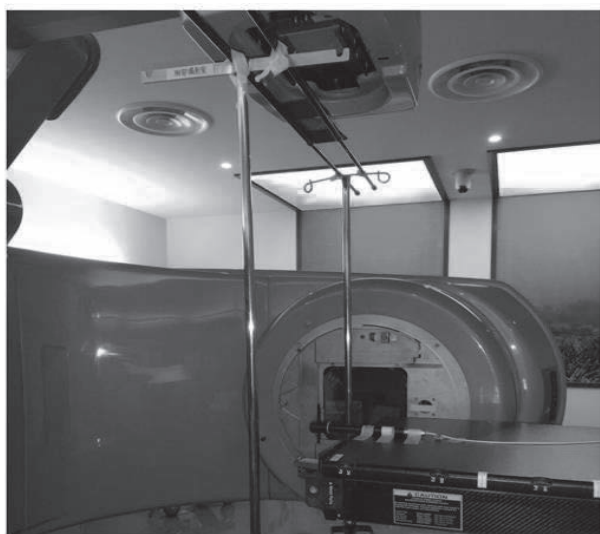


Fig. 2 半価層測定の外観

2. 自作付加フィルター厚の決定

診断 X 線の入射表面線量計算ソフトである Surface dose evaluation code (Sdec version11)²⁾ に先に算出した半価層、各撮影条件、X 線管ターゲット角度を入力した。撮影条件ごとの half bowtie フィルターの有無による総ろ過のアルミ等価厚として算出される値の差を求め、平均値を自作付加フィルターの厚さとして採用した。

3. 自作付加フィルターの有用性検討

3-1. 入射表面線量

入射表面線量の基本的な算出手順は日本放射線技術学会発行の医療被ばく測定テキスト³⁾を参考にし、以下の (1) 式を用いて算出した。

$$D = X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f \times BSF \quad (1)$$

ここで D は入射表面線量 (Gy)、 X_{air} は焦点から 1 m の距離の空中における照射線量 (C/kg)、 FSD は X 線焦点-入射表面間距離 (m)、 C_f は吸収線量変換係数 (Gy/C/kg)、 BSF は後方散乱係数をそれぞれ示している。

後方散乱係数については従来報告されている Grosswendt らや、Klevenhagen らのデータは $20\text{ cm}\Phi$ 以下の円形照射野のデータのみであり、OBI の照射野サイズは皮膚面において 20 cm より大きな矩形照射野となるため利用できない²⁾。そこで、後方散乱係数については Sdec に自作付加フィルター厚の決定で用いた項目に加え、照射野サイズ、被写体厚、焦点-入射表面間距離、焦点-受像機間距離を入力することで求めた。焦点-受像機間距離は 150 cm とし、受像機面での照射野サイズは $30\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ とした。被写体厚は DRLs2015⁴⁾の部位ごとに設定された体厚とし、アイソセンターは腹背、左右方向の体厚の中心にあると仮定して皮膚表面の位置を考慮して焦点-入射表面間距離を設定した。フィルターなし、half bowtie フィルター、自作付加フィルター装着時の各撮影条件における入射表面線量を評価した。

3-2. Contrast to Noise Ratio(CNR)

TOR18FG ファントム (Leeds Test Objects 社製) に DRLs2015 の部位ごとに設定された体厚分のアクリル板を重ねて撮影した。評価は Dose lab pro (Varian 社製) を用いて、フィルターなし、half bowtie フィルター、自作付加フィルター使用時の各撮影条件において評価した。

3-3. 位置照合精度

胸部ファントム (京都科学社製) を治療計画 CT で撮影したのち、治療計画装置 Eclipse (version15.1 Varian 社製) に取り込み、模擬プランと位置照合用の Digital Reconstructed Radiograph (DRR) を作成した。つづいてリニアックのカウチに胸部ファントムを乗せ、フィルターなし、half bowtie フィルター、自作付加フィルターを使用して各々の位置照合画像を取得した。その後、日常的に照合業務に携わっている 4 名の診療放射線技師により、各取得画像において DRR を基準とした位置照合を行い、照合精度に差がないか確認した。使用した胸部ファントム正面像を Fig. 3 に示す。

【結 果】

1. 画像誘導装置の AI 半価層

管電圧 65~105 kV において、AI 半価層はフィルター

なしで 2.71~3.66 mmAl、half bowtie フィルターありでは 3.34~4.92 mmAl となった。

2. 自作付加フィルター厚の決定

各撮影条件における総ろ過の AI 等価厚は、フィルターなしで 2.95~3.69 mmAl、half bowtie フィルターありでは 4.74~5.32 mmAl となった。また、各々の撮影条件での half bowtie フィルター有り無しの総ろ過の差は平均値として 1.79 mmAl となり、自作付加フィルター (Fig. 4) は市販の AI 板 (純度 99.5%) を用いて厚さ 1.8 mmAl として作成した。

3. 入射表面線量と CNR の比較

フィルターなし、half bowtie フィルター、自作付加フィルターを使用した時の各入射表面線量を Fig. 5 に、CNR を Fig. 6 に示す。

4. 位置照合精度の確認

half bowtie フィルター、自作付加フィルターを使用した画像を用いた照合結果に対して、基準となる従来のフィルターなしで取得した画像を用いた照合結果との差の最大値を table 2 に示す。

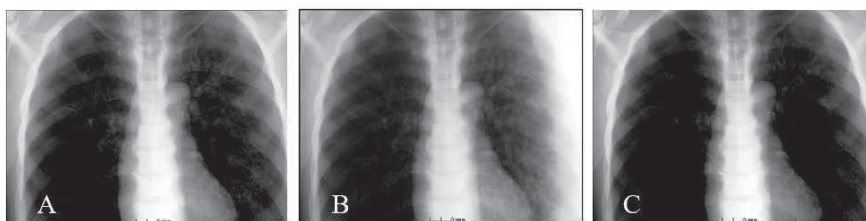


Fig. 3 胸部ファントム正面像

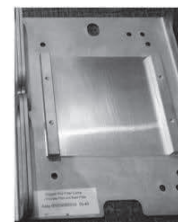


Fig. 4 自作付加フィルター

A) フィルターなし B) half bowtie フィルター C) 自作付加フィルター

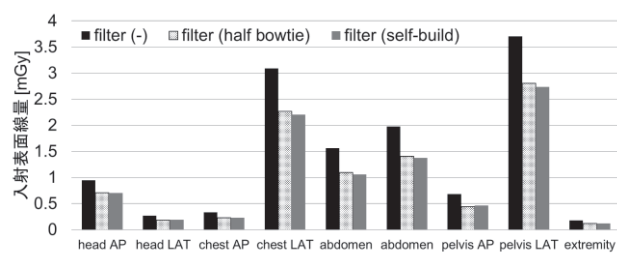


Fig. 5 入射表面線量の比較

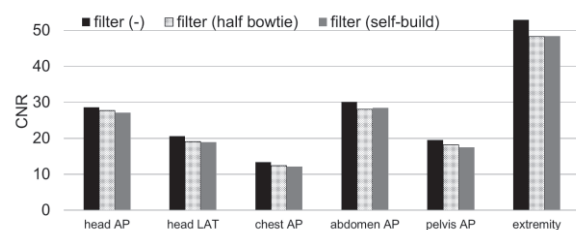


Fig. 6 CNR の比較

Table 2 位置照合精度の確認

	vertical (cm)	longitudinal (cm)	lateral (cm)	yawing (deg)
half bowtie フィルター	0.0	0.1	0.0	0.3
自作付加フィルター	0.0	0.1	0.0	0.2

数値はフィルターなしでの位置照合結果との最大差を表す。

【考 察】

測定した画像誘導装置のフィルターなし、half bowtie フィルター使用時の Al 半価層は放射線治療かたろう会 IGRT QA/QC Working group report⁵⁾において報告されている同条件の管電圧 80 kV、100 kV の Al 半価層と同等の値となった。

Varian 社の OBI Advanced Imaging Reference Guide に示されている管電圧 75 kV での half bowtie filter 中心の Al 等価厚は 1.52 mmAl であったが、算出した自作付加フィルターの Al 等価厚は 1.79 mmAl となった。この理由の一つは各管電圧から求められた half bowtie フィルターの Al 等価厚の平均値を自作付加フィルターの厚さとして採用したためである。もう一つの理由として、half bowtie フィルターは片側半分が端に向かって厚みが増すこと、測定している指頭型電離箱が 6 cc と一定の有感体積を有しており、空洞内の位置による測定電荷の違いが平均化されたためと推測される。以上より、算出された自作付加フィルターの厚さは妥当であると考えられる。

入射表面線量は自作付加フィルターを用いることで、half bowtie フィルター中心部と同程度の線量となり、従来のフィルターなしで撮影した時と比較して約 30% 線量を低減することができた。また、フィルターの有無にかかわらず DRLs2015 に比べ低い線量であることも確認した。

CNR においては、自作付加フィルターを使用することでフィルターなしと比較して 8%程度低下した。これは付加フィルターにより軟 X 線がカットされ、線質が硬化したことでコントラストが低下したためである。しかし、画像誘導放射線治療における 2D 照合は骨構造に対しての位置照合が目的であり、診断領域ほどの画

質は求められておらず、照合精度が損なわれなければ問題ないと考えられる。Table 2 で示したように自作付加フィルターを使用してもフィルターなしの場合と比較して、並進成分、回転成分ともに放射線治療の精度に影響を与えるような位置照合の差はでなかった。

【結 語】

自作付加フィルターを用いることで、位置照合作業における回転成分の誤差把握を容易にし、照合精度を保ちつつ、皮膚や表面近傍リスク臓器の線量低減が可能となった。

AAPM TG180 レポート RECOMMENDATIONS に示されている CBCT を含めた撮影範囲の縮小や、水晶体等のリスク臓器を考慮した撮影方向の選択を行うとともに、撮影条件についても引き続き検討し、今後も適切に線量を低減していく。

利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Ding GX,, Alaci P, et al: Image guidance dose delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180, Med. Phys. 45(5), e84-99, 2018.
- 2) 加藤秀起, 藤井茂久, 他: 診断用 X 線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日放技学誌 65(10): 1400-1406, 2009.
- 3) 日本放射線技術学会計測分科会, 放射線医療技術

学叢書 (25) :医療被ばく測定テキスト, 2016

- 4) 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) :最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定, 2015.
- 5) 放射線治療かたろう会 IGRT QA/QC Working group report Supplement -Imaging Dose-, 2016.