

Bow-tie filterの有無がcone beam computed tomography (CBCT)の画質、線量および位置照合精度に及ぼす影響

Impact of the Presence or Absence of a Bow-tie Filter on Image Quality, Radiation Dose, and Registration Accuracy in cone beam computed tomography (CBCT)

川崎 善幸^{1)*}, 吉田 達也²⁾, 保科 全孝³⁾, 高梨 将太³⁾

1) 日本医科大学付属病院 放射線治療科

2) 公立館林厚生病院 中央放射線室

3) 東京医科大学茨城医療センター 放射線科

Key words: Cone beam computed tomography (CBCT), Bow-tie filter, Image quality, Imaging dose, Radiotherapy

[Abstract]

Purpose: In computed tomography (CT), a bow-tie filter is used to adjust the X-ray intensity distribution, harden the beam quality, and reduce radiation exposure. However, in the imaging conditions of cone beam computed tomography (CBCT) for head scans using an ELEKTA linear accelerator, there is no option to set a bow-tie filter. In this study, we registered a setting that includes a bow-tie filter for head imaging conditions and evaluated the effects of the filter on image quality and radiation dose. **Methods:** We investigated the radiation dose, image quality, and positioning accuracy with and without the bow-tie filter. **Results:** By applying the bow-tie filter, we were able to maintain image quality and positioning accuracy while reducing the weighted cone beam CT dose index (CDBIw) by 44.1%. **Conclusion:** A bow-tie filter should be incorporated into the CBCT imaging conditions for head scans using an ELEKTA linear accelerator.

【要 旨】

【目的】ELEKTA社製リニアックの頭部cone beam computed tomography (CBCT)の撮影条件にはBow-tie filterの設定がない。今回われわれは、頭部の撮影条件において、Bow-tie filterの有無が画質や線量にどのような影響を及ぼすのかを評価した。【方法】Bow-tie filterの有無による線量、画質などの調査を実施した。【結果】Bow-tie filterを使用することで、画質や位置照合精度を担保しつつ、CTDIwを44.1%低減させた。【結語】ELEKTA社製リニアックの頭部CBCTの撮影条件にはBow-tie filterを設定すべきである。

緒 言

放射線治療分野では、高精度の治療を実施するためにコーンビームコンピューター断層撮影 (Cone beam computed tomography : CBCT) による画像誘導放射線治療 (Image guided radio therapy : IGRT) がセットアップのために日常的に使用されている¹⁾。一方で、収集される画像は、撮影条件や各種パラメーターなどによって影響を受ける。画像診断で使用されているコンピューター断層撮影 (Computed tomography : CT) では、X線の強度分布を調整し、線質の硬化と被ばく低減のためにBow-tie filterが活用されている²⁻⁸⁾。このような背景もあり、CBCTに

も、散乱線減少やヒール効果低減を目的にBow-tie filterが活用されている⁹⁻¹⁰⁾。

当施設ではElekta Synergy® (Elekta, Stockholm, Sweden)を導入し、線量や画質などCBCTの品質管理を実施してきた。近年、画像収集角度を狭め、投影データを減少させ画像再構成を行うShort-arc CBCT (以下、SACBCT) が可能な装置が普及しつつある。当施設の装置も撮影条件の登録により、SACBCTの撮影条件が使用可能となっている。

近年の国内学会などにおける報告によれば、本装置では、頭部の撮影条件を流用してSACBCTの撮影条件を登録し、乳房などの部位に使用する動きが加速しているとされる。この報告を受け、当施設でも乳房のIGRTには頭部の撮影条件を流用したSACBCTを実施している。

しかし、納入時点ではプリセット条件として、頭部の撮影条件にはBow-tie filterの設定がない場合があるため¹¹⁾、本撮影条件の普及には、画質や被ばく線量を明確にする必要がある。そこで今回、われわれはBow-tie filter設定の有無の撮影条件下で左乳房温存療法を想定し比較を行った。

Elekta社製リニアックにおいて、Bow-tie filterの

KAWASAKI Yoshiyuki^{1)*}, YOSHIDA Tatsuya²⁾,
HOSHINA Masataka³⁾, TAKANASHI Masato³⁾

1) Department of Radiation oncology, Nippon Medical School Hospital

2) Department of Radiology, Tatebayashi Kosei General Hospital

3) Department of Radiology, Tokyo Medical University Ibaraki Medical Center

* E-mail : zenkou0226@gmail.com

Received October 21, 2025; accepted February 17, 2026

有無における線量や画質評価を実施した報告例はあるが、位置照合精度にまでは言及していない¹²⁾。また今回、われわれが検討する頭部の撮影条件である管電圧100 kVにおいて、Bow-tie filterの有無がどのような影響を及ぼすのか評価した事例は、確認した限りない。本研究の目的は、頭部の撮影条件においてBow-tie filterの有無が、画質や線量および位置照合精度にどのような影響を及ぼすのか明らかにすることである。

1. 方法

1-1 使用機器

本研究では、リニアックにElekta Synergy, IGRTのシステムとしてXVI Release 5.0.2 b72, 治療計画CTにAquilion LB (キヤノンメディカルシステムズ, 栃木), 治療計画装置Pinnacle3 R10.0 (Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA)を使用した。線量評価には、X線アナライザーとしてAccu-Gold+ (Radcal, Monrovia, CA, USA), 線量計にAGMS-DM+型一般撮影/透視/歯科/マンモ用半導体マルチセンサーと100 mm長の10X6-3CT型CTDI用チェンバー (Radcal), アクリル樹脂製の直径320 mm, 長さ150 mmの円柱形CTDIファントム (IBA Dosimetry, Herndon, VA, USA)を使用した。画質評価, 位置照合評価, 散乱体用のファントムとしては, Catphan-503ファントム (The Phantom Laboratory, Greenwich, NY, USA), 胸部ファントム N-1 LUNGMAN (京都科学, 京都), タフウォーターファントム WD型 (京都科学)を使用した。

今回評価したBow-tie filterはElekta純正で、材質はアルミニウム、蝶ネクタイ型の形状である¹¹⁾。形状

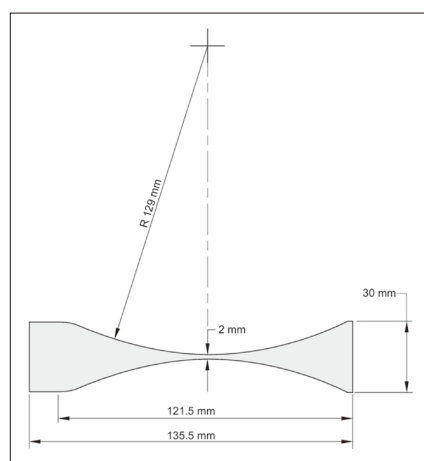


Fig.1 Bow-tie filter shape (Excerpt from the XVI5.0 User Manual)

をFig.1に示す。

1-2 撮影条件

入射表面線量および半価層の計測は、直径32 cmのCTDIファントムを使用することから、2Dの胸部正面用の撮影条件¹¹⁾を流用し、管電圧を100 kVに変更し、Bow-tie filterの設定を加えたものを新たに登録した。撮影条件をTable 1に示す。またCBCTの撮影条件は、インストール時に登録されている頭部の撮影条件¹¹⁾に、Bow-tie filterの設定を加えたものを新たに登録した。撮影条件をTable 2に示す。

1-3 線量評価

1-3-1 半価層と入射表面線量の評価

測定の配置は、診断領域のX線エネルギーを用いる際の被ばく線量測定に準じて実施した¹³⁻¹⁵⁾。撮影条件には2Dを使用し、線量計をビーム中心軸から横(X軸)方向に2 cmずつシフトさせ、半価層ならびに入射表面線量を計測し、Bow-tie filterの効果について検証した。半価層の測定配置図をFig.2 (a)に、入射表面線量の測定配置図をFig.2 (b)に、線量計(寝台)の移動方向を示すものをFig.2 (c)に示す。なお、今回は半導体線量計を用い、簡易的に測定を実施した。また入射表面線量の計測は、体厚20 cmを想定し、散乱体ファントムとしてタフウォーターファントム WD型を使用した。

Table 1 2D exposure conditions

	Bow-tie Filter (-)	Bow-tie Filter (+)
Shooting Mode	2D	2D
kV	100	100
mA	25	25
ms	40	40
kV Collimator	S20	S20
kV Filter	F0	F1

Table 2 CBCT exposure conditions

	Bow-tie Filter (-)	Bow-tie Filter (+)
Shooting Mode	CBCT	CBCT
kV	100	100
mA	10	10
ms	10	10
kV Collimator	S20	S20
kV Filter	F0	F1
Start Angle (degree)	320	320
Stop Angle (degree)	160	160
Gantry Speed (degree/sec)	360	360
Direction	CW	CW
Frames	183	183

1-3-2 CTDIファントムを用いた線量評価

直径320 mm, 長さ150 mmの亚克力製円柱CTDIファントムを用い, ファントム中心がアイソセンターとなるようにファントムを設置し¹³⁻¹⁵⁾, Bow-tie filterの有無における比較を実施した. まず, 2Dの撮影条件を使用し, 深部(Y軸)方向5ポイント(No.6, 2, 1, 4, 8), 横(X軸)方向3ポイント(No.1, 5, 9)で計測し比較した. 次に, CBCTの撮影条件で中心部と辺縁4点の計測を実施した. なお, 本装置は, 付属のコリメーターで照射ビームの幅を狭められないこと, 100 mmのペンシル型チェンバーを使用していることから, Amerらが提唱するコーンビームCT線量指数(Cone beam CT dose index, CBDI)を計測した¹⁶⁾. 加重コーンビーム線量指数(Weighted Cone-Beam Dose Index, CBDI_w)の算出式を(1)に示す. また測定の設定をFig.3 (a), (b)に, CTDIファントムのロッドの配置をFig.3 (c)に示す.

$$\text{CBDI}_w = (\text{CBDI}_{\text{center}}/3) + (2 * \text{CBDI}_{\text{periphery}})/3 \quad \dots\dots\dots (1)$$

1-4 画質評価

1-4-1 撮影方法

CatPhan503を使用し, 解析に必要なモジュールの中心をアイソセンターに設定し, Bow-tie filter有無の撮影条件でそれぞれ5回撮影した. 画像再構成後に, ImageJ (Ver.13.0.6, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)

で解析を実施した. 評価項目全てに対し, 撮影したデータの解析結果より平均値と標準偏差を算出した.

1-4-2 変調伝達関数

CTP404モジュールのTeflon pinの画像 (Fig.4 (a)) より, 変調伝達関数 (Modulation transfer function: MTF)を解析した. 解析手法にはワイヤ法を採用し¹⁷⁻¹⁹⁾, 画像のTeflon pinよりLine spread function (LSF)を取得し, LSFよりModulation

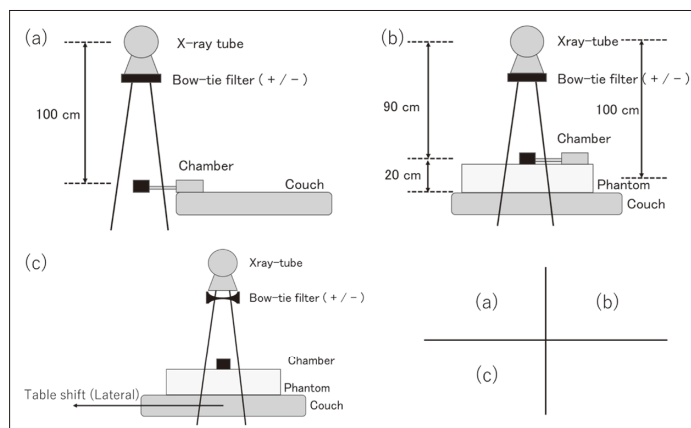


Fig.2 Measurement layout of half-value layer and entrance surface dose

(a) half-value layer (b) Entrance surface dose
(c) Couch movement direction

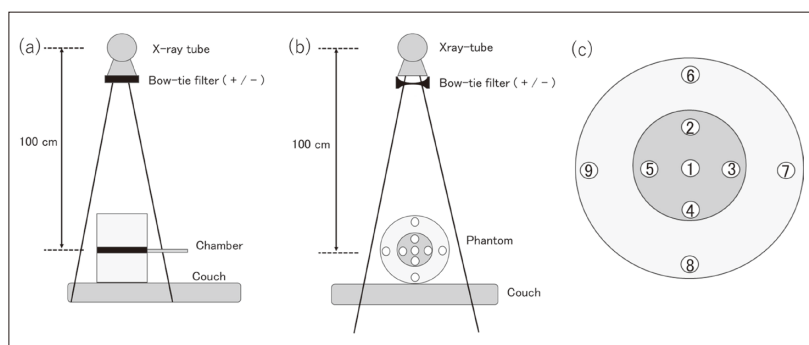


Fig.3 Measurement setup diagram using a CTDI phantom

(a) Transverse direction (b) head-to-foot direction (c) Rod arrangement

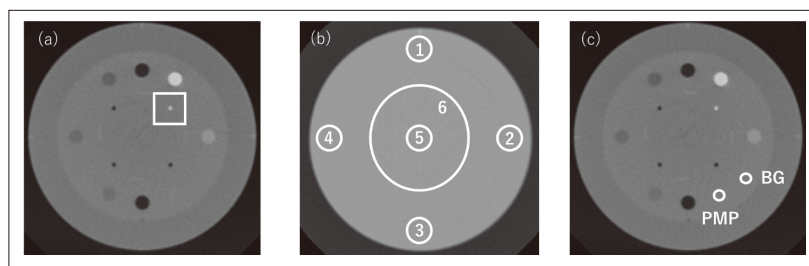


Fig.4 Phantom images used for analysis

(a) Teflon pin of the CTP404 module (b) Analysis locations of the CTP486 module (c) Analysis locations of the CTP404 module

transfer function (MTF), Noise power spectrum (NPS), Signal-to-noise ratio (SNR) と同様な指標である System performance (SP) を算出した.

1-4-3 均一性・ノイズ

CTP486モジュールを使用し, ファントム内の均一性ならびにノイズの評価を実施した. Pixel valueの計測は, Fig.4 (b) に示す1-10の関心領域 (Region of interest: ROI) で実施した. 均一性は1, 2, 3,

4, 5のROI, ノイズは6のROIより算出した. 均一性 (Uniformity: UNI) は, 各ROIのPixel value (PV1, 2, 3, 4, 5) から, ノイズはPixel value (PV6) の標準偏差から算出した. 均一性の算出式を (2) に示す. なお, JIS Z 4923:2015に従い²⁰⁾, ノイズ評価には直径の40%のROIを, 均一性評価には直径の10%のROIを作成し計測した.

$$\text{UNI} = |(\text{PV2} + \text{PV3} + \text{PV4} + \text{PV5}) / 4 - \text{PV1}| \quad \dots\dots\dots (2)$$

1-4-4 コントラスト比・コントラスト対ノイズ比

CTP404モジュールを使用し, コントラスト比とコントラスト対ノイズ比 (Contrast-to-noise ratio: CNR) の評価を実施した. ImageJでポリメチルペンテン樹脂 (Poly Methyl Pentene: PMP) とバックグラウンドのPixel valueを計測し, PMPのPixel valueの平均値 (PVPMP), バックグラウンドのPixel valueの平均値 (PVBG) と標準偏差 (SDBG) を算出した. Pixel valueの計測はFig.4 (c) に示す2つのROIである. PMPを計測した理由は, バックグラウンドに最も近いPixel valueを示しており, 低コントラストの評価に適していると判断したためである. またCNRの2乗が線量に比例する性質を利用したcを算出し, 線量とCNRの関係も評価した. なお, FOMの算出にはCBDIwを用いた. コントラスト比 (CR), CNR, FOMの算出式を (3), (4), (5) に示す^{19, 21-22)}.

$$\text{CR} = \text{PVPMP} / \text{PVBG} \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$\text{CNR} = (\text{PVPMP} - \text{PVBG}) / \text{SDBG} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\text{FOM} = \text{CNR}^2 / \text{Dose} \quad \dots\dots\dots (5)$$

1-5 位置照合精度

治療計画CT装置で胸部ファントムを撮影し, 治療計画装置で左乳房温存療法を想定した治療計画を立案した. 次に, 治療計画の立案データをIGRTシステムに登録した. Bow-tie filterの有無による位置照合精度を確認するために, 胸部ファントムをX, Y, Z軸に5 mmシフトさせ設置し, 各条件で撮影し, Gray value (T+R) で位置照合を実施し, CT画像とCBCT画像が最も一致する結果が得られるまで位置照合を繰り返した. 撮影は, 各条件で5回実施し, 照合結果から, 各方向5 mmを除外した値から平均値と標準偏差を算出した. 配置図をFig.5に示す.

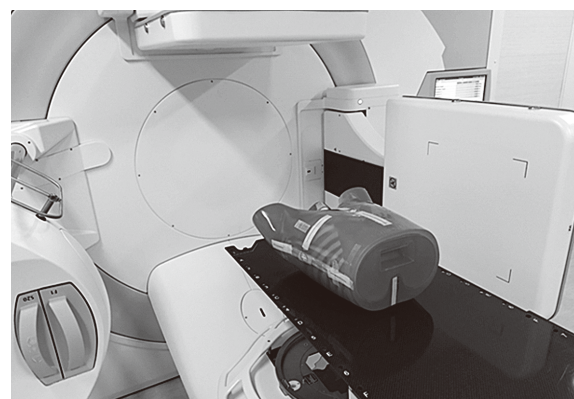


Fig.5 Layout for checking position matching accuracy

1-6 統計解析

統計解析にはEZR (version 1.68, 自治医科大学附属さいたま医療センター, 埼玉)²³⁾を使用した. なお, 線量, コントラスト比, CNR, FOM, 位置照合精度に関して, Mann-Whitney U-testで統計解析した.

1-7 倫理的配慮

本研究はファントム実験のため, 当施設の倫理委員会の承認は不要と判断されている.

2. 結果

2-1 線量評価

2-1-1 半価層と入射表面線量

半価層と入射表面線量を計測した結果をFig.6 (a), (b)に示す. 半価層は, Bow-tie filterなしでは中心部から辺縁部まで全体において5.5 mmと変化がないが, Bow-tie filterありでは中心部が6.3 mmから辺縁部では7.4 mmと変化しているのが確認された. 入射表面線量計測において, Bow-tie filterなしでは辺縁部から中心部に沿って20.4-21.8 μGy であるのに対し, Bow-tie filterありでは中心部が14.6 μGy , 辺縁部で7.5 μGy と低下していた. Bow-tie filterありの入射表面線量はBow-tie filterなしに対し, 中心部で30.1%, 辺縁部で63.1%の線量低減が認められた.

2-1-2 CTDIファントムを用いた線量評価

2Dの撮影条件で, 深部(Y軸)方向5ポイント (No.6, 2, 1, 4, 8), 横(X軸)方向3ポイント (No.1, 5, 9) の計測を実施した. 結果をFig.7 (a), (b)に示す. Bow-tie filterありは, なしと比較し, 深部(Y軸)方向のNo.6, 2, 1, 4, 8で22.7, 22.0, 22.2, 23.5,

35.2%, 横 (X軸) 方向の No.1, 5, 9 で 22.2, 36.1, 63.0% の線量低減が認められた。また横 (X軸) 方向の No.1, 9 の比を算出すると, Bow-tie filter ありで 48.6% の増加, Bow-tie filter なしでは 29.4% の低減が確認された。

次に, 3D の撮影条件で計測し, 算出した CBI の測定結果を Table 3 (a), (b) に示す。CBI_{center}, CBI_{periphery} から算出した CBI_w は, Bow-tie filter なしで 0.47 ± 0.01 mGy, Bow-tie filter ありで 0.26 ± 0.01 mGy と, Bow-tie filter を使用することで 44.1% の線量低減が可能となった。CBI_w を統計解析した結果, $p=0.026$ と有意差 ($p<0.05$) が認められた。

2-2 画質評価

2-2-1 MTF

ワイヤ法によって解析した MTF, NPS, SP を Fig.8 (a), (b), (c) に示す。Bow-tie filter を使用すること

により MTF では低空間周波領域の 0.1~0.3 cycles/mm の向上が認められ, NPS では全体的に高値, SP では低空間周波領域の 0.1 cycles/mm 未満で低値を示し, 鮮鋭性の向上に伴い粒状性の低下が確認された。また一般的な解像度の目安となる MTF が 0.5 となる値は, Bow-tie filter なしで 0.18 cycles/mm, Bow-tie filter ありで 0.21 cycles/mm と, Bow-tie filter ありで高値を示した。

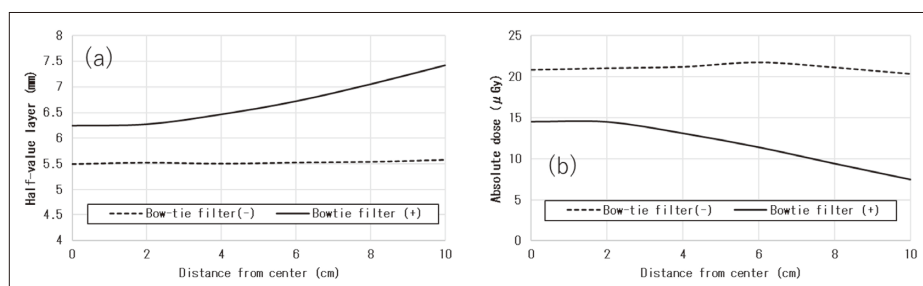


Fig.6 Measurement results of half-value layer and entrance surface dose

(a) Half-value layer (b) Entrance surface dose

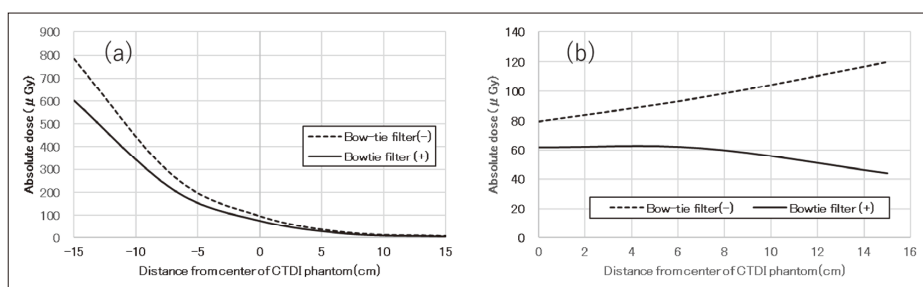


Fig.7 Measurement results based on 2D exposure parameter

(a) Deep direction (Y-axis) (b) Transverse direction (X-axis)

Table 3 Cone beam dose index measurement results

	Center	Top	Left	Down	Right	CTDI _c	CTDI _p	CTDI _w
1st	0.22	1.01	0.74	0.06	0.55	0.22	0.59	0.47
2nd	0.22	1.00	0.73	0.06	0.55	0.22	0.58	0.46
3rd	0.22	1.02	0.75	0.06	0.56	0.22	0.60	0.47
4th	0.22	0.99	0.72	0.06	0.54	0.22	0.58	0.46
5th	0.23	1.03	0.75	0.06	0.57	0.23	0.60	0.48
Average	0.22	1.01	0.74	0.06	0.55	0.22	0.59	0.47
SD	0.00	0.02	0.01	0.00	0.01	0.00	0.01	0.01

(a) Bow-tie filter (-)

	Center	Top	Left	Down	Right	CTDI _c	CTDI _p	CTDI _w
1st	0.16	0.51	0.41	0.00	0.32	0.16	0.31	0.26
2nd	0.16	0.50	0.40	0.00	0.31	0.16	0.30	0.26
3rd	0.17	0.52	0.42	0.00	0.32	0.17	0.31	0.26
4th	0.16	0.50	0.40	0.00	0.31	0.16	0.30	0.25
5th	0.17	0.52	0.42	0.00	0.32	0.17	0.32	0.27
Average	0.16	0.51	0.41	0.00	0.32	0.16	0.31	0.26
SD	0.00	0.01	0.01	0.00	0.01	0.00	0.01	0.01

(b) Bow-tie filter (+)

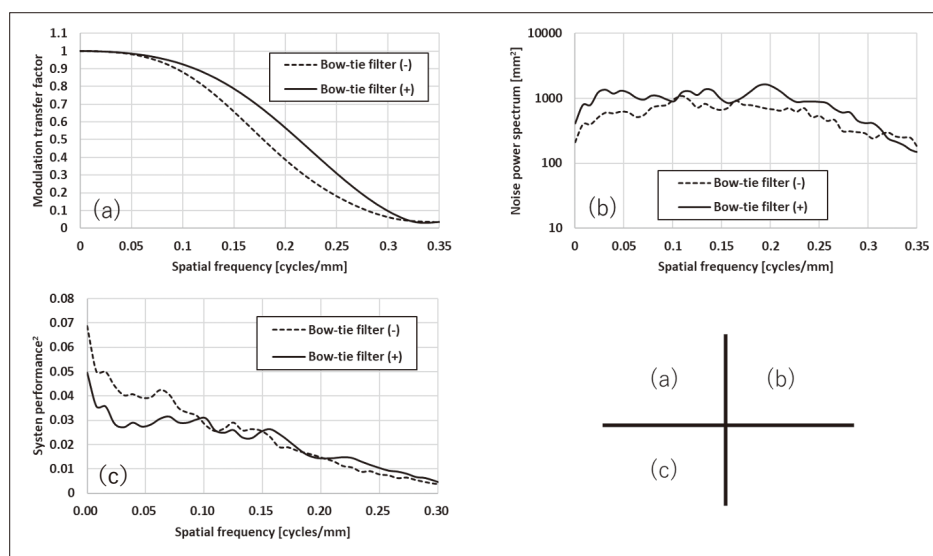


Fig.8 Image quality evaluation

(a) MTF (b) NPF (c) SP

2-2-2 均一性・ノイズ評価

UNIは、Bow-tie filterの有無で 3.4 ± 0.2 , 0.9 ± 0.1 と5.0以内であった。中央値(PV5)はBow-tie filterの有無により 120.7 ± 1.2 , 109.3 ± 0.9 と異なるため、中央値とUNIの比率を算出すると $2.01 \pm 0.03\%$, $1.97 \pm 0.03\%$ と同等であることが確認された (Table 4)。またノイズは、Bow-tie filterの有無で 16.9 ± 0.3 , 15.9 ± 0.5 であった (Table 4)。均一性の比率、ノイズを統計解析した結果、 $p=0.075$, $p=0.031$ とノイズには有意差 ($p<0.05$) が認められた。

2-2-3 コントラスト比・コントラスト対ノイズ比

Bow-tie filterの有無で、CRは 1.19 ± 0.01 , 1.17 ± 0.01 , CNRは 3.25 ± 0.06 , 2.97 ± 0.04 となり (Table 4), Bow-tie filterを使用することで若干低下する傾向が認められた。一方で、Bow-tie filterの有無におけるFOMは 40.6 ± 0.7 , 18.8 ± 0.5 となり (Table 4), Bow-tie filterありで高値を示した。CR, CNR, FOMを統計解析した結果、 $p=0.031$, $p=0.026$, $p=0.027$ と全ての項目に有意差 ($p<0.05$) が認められた。

2-3 位置照合精度

位置照合のX軸, Y軸, Z軸, 3軸ベクトルでの精度は、Bow-tie filterありで、 0.30 ± 0.07 , -0.10 ± 0.01 , -0.10 ± 0.01 , 0.35 ± 0.00 , Bow-tie filterなしで、 0.50 ± 0.07 , -0.10 ± 0.01 , -0.10 ± 0.01 , 0.53 ± 0.00 mmと (Table 4), 共に1.0 mm以内の精度であることが確認された。3軸ベクトルにおける位置照合の精度を統計解析した結果、 $p=0.026$ と有意差 ($p<0.05$) が認められた。

3. 考察

Elekta Synergyの頭部の撮影条件にはBow-tie filterの設定がない。近年の国内学会などにおける報告によれば、本装置では、頭部の撮影条件を流用してSACBCTの撮影条件を登録し、乳房などの部位に使用する動きが加速しているとされる。Bow-tie filterの設定がない場合、画質や線量に影響を及ぼすことが懸念される。そこで今回、Bow-tie filterの有無が画質、線量および位置照合精度に及ぼす影響について評価

Table 4 Summary of results

	Bow-tie Filter (-)	Bow-tie Filter (+)	p value
Uniform ratio (%)	1.97 ± 0.03	2.01 ± 0.03	0.075
Noise	15.9 ± 0.5	16.9 ± 0.3	0.031
CR	1.17 ± 0.01	1.19 ± 0.01	0.031
CNR	2.97 ± 0.04	3.25 ± 0.06	0.026
FOM	18.8 ± 0.5	40.6 ± 0.7	0.027
3-Axis Vector Position Matching Accuracy (mm)	0.53 ± 0.00	0.35 ± 0.00	0.026

した。

2Dによる半価層や入射表面線量の評価では、Bow-tie filterの設定をすることで半価層が厚くなり、それに伴い入射表面線量が低下し、中心部で30.1%、辺縁部で63.1%の線量低減が認められた。またCTDIファントムを用いた2Dによる比較では、Bow-tie filterを設定することで、全体的な線量低減効果が得られ、辺縁領域で顕著であった。CTDIファントムによるCBDIc, CBDIp, CBDIwは、Bow-tie filterなしで 0.22 ± 0.00 , 0.59 ± 0.01 , 0.47 ± 0.01 mGy, Bow-tie filterありで 0.16 ± 0.00 , 0.31 ± 0.01 , 0.26 ± 0.01 mGyと、Bow-tie filterを使用することでそれぞれ25.3, 47.6, 44.1%の線量低減が可能となり、2D同様、辺縁部での線量低減効果が確認された。これらの線量低減効果はBow-tie filterの線質硬化による散乱線と一次線の線量比が低下し、検出器におけるX線フルエンスの不均一性が低減したためと考えられる。

画質評価では、Bow-tie filterを使用することにより低空間周波領域のMTFやNPSは高値を、SPでは低値を示し、鮮鋭性の向上に伴い粒状性の低下が確認された。これはBow-tie filterの有無で、ノイズが 16.9 ± 0.3 , 15.9 ± 0.5 , CRが 1.19 ± 0.01 , 1.17 ± 0.01 , CNRが 3.25 ± 0.06 , 2.97 ± 0.04 という結果と一致した。統計的に有意差は認められたが、視覚的に差は認められなかった。ノイズ、CR、CNR劣化の原因は、ビームハードニングによる検出器効率の低下と考えている。一方で、画像のキャリブレーションをしているためか、均一性に関しては $2.01 \pm 0.03\%$, $1.97 \pm 0.03\%$ と同等であった。またFOMでは 40.6 ± 0.7 , 18.8 ± 0.5 とBow-tie filterありで優位に高いことが確認された。この結果は、ノイズ、CR、CNRが若干低下するものの、それ以上に線量低減効果によるメリットが大きく、画質が遜色ないことを示している。

位置照合の結果では、3軸ベクトルでの精度は、Bow-tie filterの有無で 0.35 ± 0.00 , 0.53 ± 0.00 mmであり、有意差は認められたが双方共に1.0 mm以内の精度であることが確認され、ノイズ、CR、CNRなどの低下は影響しないことが確認された。これは、Gray value (T+R) による自動位置照合は、画像のPixel valueの濃淡情報から最も一致率の高い移動量を解析しており、ある程度の画質が担保されていれば結果に影響を及ぼさないのではないかと考えている。

今回、われわれはBow-tie filterの有無における画質および線量について調査した。その結果、Bow-tie filterは線質を硬化させ、ビーム強度の安定効果

により線量低減が図られたと考えている。特に、体厚の薄い辺縁領域の線量低減効果が顕著であった。一方で、Bow-tie filterによる低空間周波領域の鮮鋭性の向上に伴い、ノイズ、CR、CNRの低下が認められたが、FOMでは優位に高く、位置照合精度も同等のものであった。これらを総合的に考慮すると、同一条件下でBow-tie filterの設定が可能な場合はBow-tie filterを使用すべきである。また国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection : ICRP) のPublication 129²⁴⁾ では、CBCTの防護について記載されており、Bow-tie filterの使用を推奨している。よって既存の頭部の撮影条件ならびに頭部を流用した条件を設定する場合には、Bow-tie filterを設定すべきである。

本研究における画質評価は、200度収集CBCTの標準的な評価法が未確立であることを鑑み、既存の360度収集の手法を代替として採用したこと、線量評価に関しては円柱ファントムによる測定にとどまっており、生体特有の構造や組成が画質・線量に及ぼす影響を完全には反映できていない点が研究限界である。今後は、モンテカルロシミュレーションなどを活用し評価するとともに、SACBCTの普及が加速することが想定されることから、画像収集角度を狭めた場合の画質や線量の評価も実施していきたい。

4. 結 語

本研究は、Elekta Synergyの頭部の撮影条件で、Bow-tie filterの有無が画質や線量にどのような影響を及ぼすのか調査した。今回の結果より、Bow-tie filterの設定によりノイズ、CR、CNRが若干低下するが、鮮鋭性やFOMの向上に加え、CBDIwの低減効果も認められ、位置照合精度も同程度であることが確認された。頭部条件を流用した条件を胸部や乳房用に設定する際には、特に皮膚線量が低減されるBow-tie filterを設定すべきである。

謝 辞

画像解析を実施するに当たり、ご指導いただきましたたつくば国際大学の梁川範幸氏、千葉県立海浜病院の高木卓氏、帝京大学の富田博信氏、東海大学医学部付属八王子病院の由地良太郎氏に感謝申し上げます。

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき相反利益はない。

発表学会

本研究の要旨は、第1回日本放射線医療技術学術大会（2024年、沖縄）で発表した。

表の説明

Table 1 2Dの撮影条件

Table 2 CBCTの撮影条件

Table 3 CBDIの測定結果

(a) ボウタイフィルタなし (b) ボウタイフィルタあり

Table 4 結果のまとめ

図の説明

Fig.1 ボウタイフィルタの形状 (XVI5.0 ユーザーズマニュアルより抜粋)

Fig.2 半価層と入射表面線量の測定配置図

(a) 半価層 (b) 入射表面線量 (c) 寝台の移動方向

Fig.3 CTDIファントムを用いた測定配置図

(a) 左右方向 (b) 頭尾方向 (c) ロッドの配置

Fig.4 解析に使用したファントム画像

(a) CTP404モジュールのデフロンピン

(b) CTP486モジュールの解析箇所

(c) CTP404モジュールの解析箇所

Fig.5 位置照合精度確認の配置図

Fig.6 半価層と入射表面線量の測定結果

(a) 半価層 (b) 入射表面線量

Fig.7 2D撮影条件における測定結果

(a) 深部方向 (b) 横方向

Fig.8 画質評価

(a) MTF (b) NPF (c) SP

参考文献

- 1) Boda-Heggemann J, et al.: kV cone-beam CT-based IGRT: a clinical review. *Strahlenther Onkol*, 187, 284-91, 2011.
- 2) R. Ning, et al.: Flat panel detector-based cone beam computed tomography with a circle-plus-two-arcs data acquisition orbit: Preliminary phantom study. *Med. Phys.*, 30, 1694-1705, 2003.
- 3) Euclid Seeram: *Computed Tomography (Physical Principles, Clinical Applications & Quality Control)*. 1-516, Saunders, 2022.

- 4) H. H. Barrett, et al.: *Radiological Imaging (The Theory of Image Formation, Detection, and Processing)*. 1-706, Academic Press, 1996.
- 5) G. X. Ding, et al.: Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol*, 52, 1595-1615, 2007.
- 6) R. G. Walters, et al.: 1981. Technicare Corporation, "Computerized tomographic scanner with shaped radiation filter". US4288695A - Computerized tomographic scanner with shaped radiation filter - Google Patents. (閲覧日2024/5/1)
- 7) J. E. Tkaczyk, et al.: Simulation of CT dose and contrast-to-noise as function of bowtie shape. *Medical Imaging*, 5368, 403-410, 2004.
- 8) S. Itoh, et al.: Further reduction of radiation dose in helical CT for lung cancer screening using small tube current and a newly designed filter. *J Thorac Imaging*, 16, 81-88, 2001.
- 9) S. A. Graham, et al.: Compensators for dose and scatter management in cone-beam computed tomography. *Med Phys*, 34(7), 2691-2703, 2007.
- 10) G. H. Glover: Compton scatter effects in CT reconstructions. *Med Phys*, 9, 860-867, 1982.
- 11) ELEKTA: XVI R5.0 - Instruction for Use. 2013.
- 12) Mail N, et al.: The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. *Med Phys*, 36, 22-32, 2009.
- 13) 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 (改訂2版). 18-66, 公益社団法人日本放射線技術学会出版委員会, 2012.
- 14) 日本放射線技術学会: 放射線医療技術学叢書 (40) 実践 IGRT. 35-53, 公益社団法人日本放射線技術学会出版委員会, 2023.
- 15) 日本放射線技術学会: 診断X線領域における吸収線量の標準測定法. 26-96, 公益社団法人日本放射線技術学会出版委員会, 2017.
- 16) Amer A, et al.: Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *Br J Radiol*, 80, 476-482, 2007.
- 17) 市川勝弘, 他: CTにおける金属ワイヤによるMTFの測定法. *日放技学誌*, 64, 672-680, 2008.
- 18) Nickoloff E. L., et al.: Measurement of the PSF for a CT scanner: Appropriate wire diameter and pixel size. *Phys Med Biol*, 33, 149-155, 1988.
- 19) 市川勝弘, 他: 標準 X線CT画像計測 (改訂2版). 26-269, オーム社, 2018.
- 20) JIS Z 4923: 2015. X線CT装置用ファントム. Microsoft Word - JIS_Z_4923_表紙.doc. (閲覧日2024/5/1)
- 21) Nakayama Y, et al.: Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*, 237, 945-951, 2005.
- 22) Schindera S T., et al.: Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection-phantom study. *Radiology*, 246, 125-132, 2008.
- 23) Y Kanda: Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. *Bone Marrow Transplantation*, 48, 452-458, 2013.
- 24) M.M. Rehani, et al.: *Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)*. ICRP Publication 129, Ann ICRP, 44, 9-127, 2015.