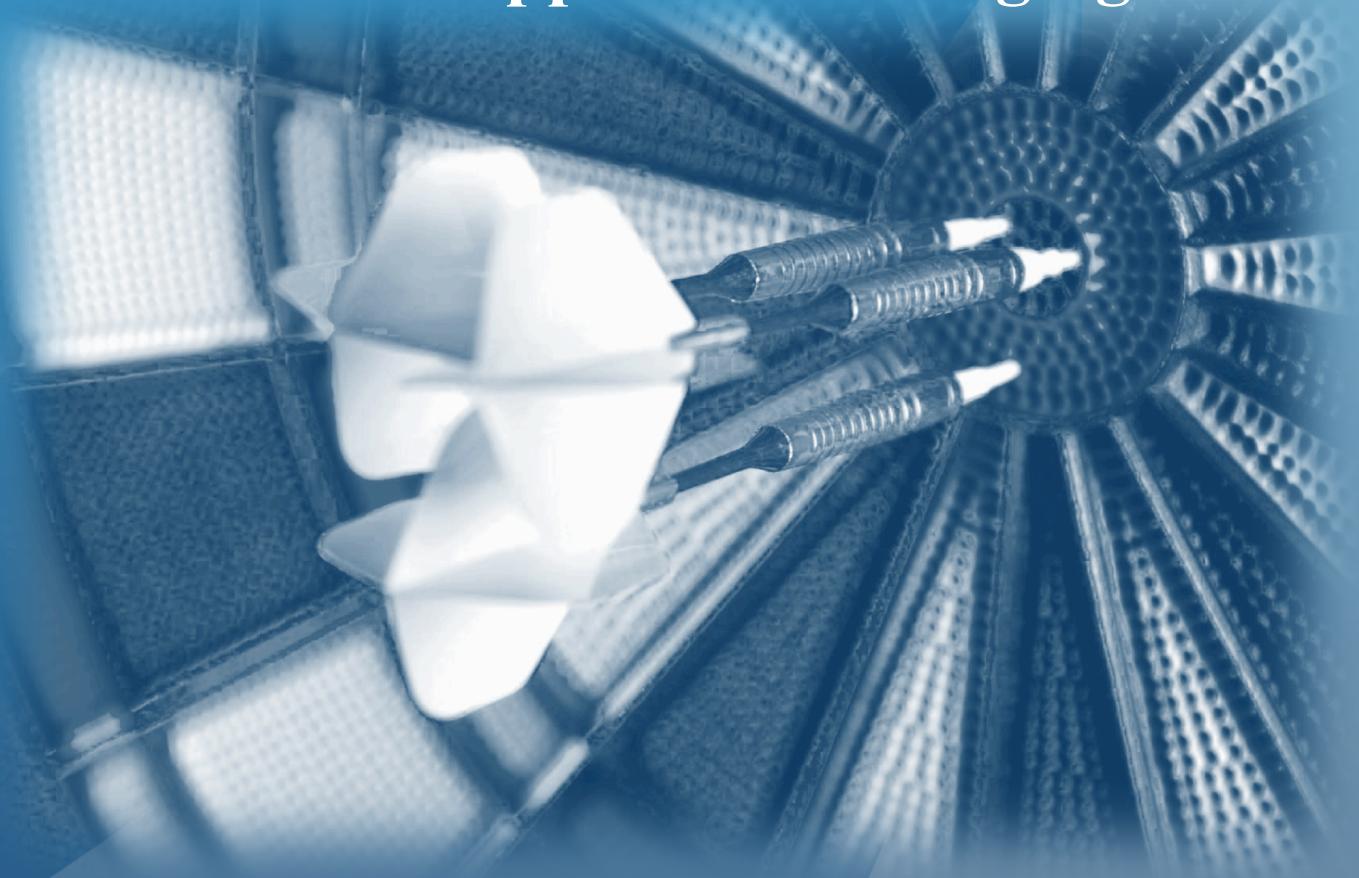


放射線治療かたろう会

IGRT QA/QC

Working group report

Supplement - Imaging Dose -



放射線治療かたろう会

IGRT QA/QC Working group report

Supplement - Imaging Dose -

2016

放射線治療かたろう会 IGRT QA/QC WG

Supplement - Imaging Dose – メンバー

谷 正司	大阪府立急性期・総合医療センター
秋田和彦	大阪医科大学附属病院
井上裕之	兵庫医科大学病院
上田悦弘	大阪府立成人病センター
太田誠一	大阪大学医学部附属病院
岡田 亘	多根総合病院
木崎寿夫	NTT 西日本大阪病院
小坂賢吾	兵庫県立がんセンター
中田良成	静岡県立静岡がんセンター
藤本隆広	京都大学医学部附属病院
別府大輔	大阪医科大学附属病院
宮崎正義	大阪府立成人病センター
山下祐美恵	大阪府立急性期・総合医療センター

目次

1. はじめに
2. kV Imaging Dose の測定について
3. 2D 撮影
4. 3D 撮影 (CTDI)
5. 3D 撮影 (ファーマ形線量計を用いた ImRT ファントム内の吸収線量)
6. まとめ

1. はじめに

これまで image guided radiation therapy - quality assurance (IGRT-QA) は位置照合精度に重点が置かれてきた。同様に、2012 年 4 月に報告した放射線治療かたろう会 IGRT-QA/QC WG report においても、被ばく線量については触れていない¹⁾。IGRT は cone beam computed tomography (CBCT) や多方向からの撮影画像を用いて位置照合を行うため、画像を撮像する際の被ばくによる二次発がんリスクが増加する可能性があり、Imaging dose の最適化が求められる²⁾。しかし、その被ばく線量は位置照合装置の種類と方法により異なるため、具体的な拘束値は示されておらず、国内外の文献等を参考に評価を行うことが推奨されている²⁾。このためメーカのデフォルト条件を変更せずに使用しているユーザーも少なからず存在することが予想される。過去には Imaging dose が必要以上に高く、メーカ側に是正要求が行われた事例³⁾もありユーザーによる確認は必須である。撮影時のフレームレートや、CBCT の撮影回数などの治療期間中のトータルの被ばく線量としても考慮する必要がある。放射線被ばくを伴う IGRT に関しては as low as reasonably achievable (ALARA) の思想は忘れてはならない。

本レポートでは各施設の kV Imaging による IGRT の撮影条件の最適化と線量に対する品質管理を目的とし、 Imaging dose を把握するための手法を記述するとともに、数施設で測定を行った結果を参考値として提供する。

2. kV Imaging Dose の測定について

診断用 X 線領域の場合の吸収線量測定において、100 kVp 以下の場合は空中での測定で、それ以上の場合は水中での測定を用いるが、測定方法論を一貫しておく目的で、2D撮影は全電圧領域において空中での測定を行った。また、3D撮影については固体ファントム中の測定を行った。

診断領域の X 線測定は照射線量を基準とした量で評価される。放射線治療領域（高エネルギー）での吸収線量測定のように阻止能を考慮した計算理論ではなく、質量エネルギー吸収係数を用いた計算理論となる。また、本レポートでは 2D 撮影は皮膚表面線量、3D 撮影では臓器線量の算出を目標とした。なお、評価点での線量は組織吸収線量ではなく水吸収線量とした。基本的な測定方法は日本放射線技術学会発行の「医療被ばく測定テキスト」⁴⁾を参考にした。

3. 2D撮影

基準となる位置（通常はアイソセンタ）での照射線量を測定し、後方散乱係数による補正、水吸収線量への変換、皮膚表面までの距離に対する補正を行う。また、事前に線質（実効エネルギー）の測定が必要である。

ここで水吸収線量は以下の計算式による。

$$D_W = M \cdot N_0 \cdot W/e \cdot (\mu_{en}/\rho)_{water,air} \cdot BSF$$

D_W : 水吸収線量(Gy)

M : 電荷量(nC)

N_0 : 線量計の校正定数(C/kg/nC)

W/e : 電子の空気に対する W 値(J/C)

$(\mu_{en}/\rho)_{water,air}$: 水の空気に対する質量エネルギー吸収係数比

BSF : 後方散乱係数

3-1. 測定方法

3-1-1. 測定器

一般的には指頭型電離箱が用いられるが、エネルギー依存性が担保されていれば Al 半価層や実効エネルギーも同時に測定できる X 線アナライザ（半導体検出器）も有用である。診断領域の指頭型電離箱の容量としては 3~6 ml のものがよく用いられている (Fig. 1, 2)。



Fig. 1 電離箱 (3 ml)



Fig. 2 上;電離箱 (6 ml), 下;半導体検出器

3-1-2. 校正定数

線量計は一般財団法人日本品質保証機構、もしくは日本放射線技術学会計測部会が全国 10箇所に診断領域線量計標準センターを設けており校正を依頼することができる。校正時の実効エネルギーは、軟 X 線撮影を除けば 20~50 keV 程度のエネルギーとなる⁴⁾。この間のエネルギー(20~50 keV 程度)に対する校正定数を得ることが望ましい。なお、今回の測定では、CBCT 撮像時における 55 keV までの線質が計測されている。

3-1-3. 線質測定

線質（実効エネルギー）の測定は、線量計の校正定数の決定、質量エネルギー吸収係数の決定のため必要となる。診断領域ではAl半価層（HVL: half value layer）を用いることができる。Al半価層の測定には、エネルギー依存性の少ない電離箱を用い、吸収体には純度99.8%以上のAl板を用いる。基本的な測定配置をFig. 3に示した。X線焦点からAl板までの距離は50cm以上であること、細い線束を用いること等が求められるが、全てのIGRTシステムで理想的な測定配置を設定できるとは限らない。

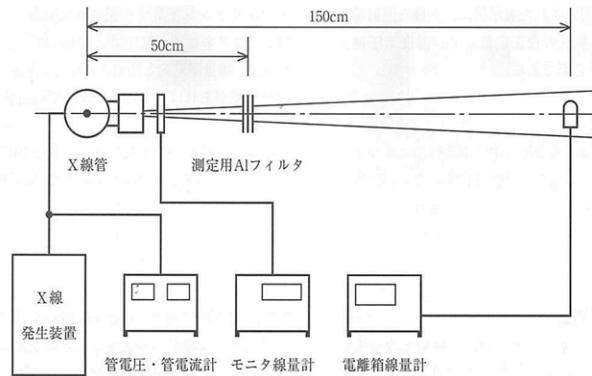


Fig. 3 診断用X線の半価層測定の配置（参考文献4より引用）

また、実効エネルギーはAl半価層と密度から実効的な減弱係数を求め、それに対応する単一エネルギーとして算出する。これは、光子減弱データより算出することができる。Table 1はアメリカ国立標準技術研究所のデータを用いて算出した結果である⁵⁾。

$$Al\text{半価層}(mm) = \ln(1/2) / (\text{質量減弱係数}(\text{cm}^2/\text{g}) / \text{密度}(\text{g}/\text{cm}^3)) \times 10$$

Alの密度は2.699 g/cm³を用いた。

半導体検出器のX線アナライザを用いて線質測定を行う場合は、エネルギー依存性の少ない電離箱を用いた測定により求めたAl半価層を基準とし、線質測定の精度を検証しておくことを勧める。

Table 1 Al半価層と実効エネルギー

keV	μ / ρ	μ	HVL(mm)
15	7.955E+00	2.147E+01	0.323
20	3.441E+00	9.287E+00	0.746
30	1.128E+00	3.044E+00	2.277
40	5.685E-01	1.534E+00	4.517
50	3.681E-01	9.935E-01	6.977
60	2.778E-01	7.498E-01	9.245
80	2.018E-01	5.447E-01	12.726

Table 2 2D撮影時のAl半価層

kV	HVL (mmAL)	
	Varian	Elekta
80	3.09	4.87
100	3.84	5.97
120	4.60	6.96
125	4.79	
		Bowtie Filter(-)

Varian社製OBIシステム(Varian OBI)とElekta社製XVIシステム(Elekta XVI)について、2D撮影モードにおけるAl半価層の測定を行った(Table 2)。なお、2D撮影時はBowtie filterを用いていない。

3-1-4. 質量エネルギー吸収係数

本レポートでは、AAPM TG-61 (AAPM protocol for 40 - 300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology)⁶⁾に記載されているAlの第一半価層に対する空気に対する水の平均質量エネルギー吸収係数比を用いた。Table 3にその一部を抜粋した。

Table 3 Al 半価層と平均質量エネルギー吸収係数比

First HVL mm AL	$[(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{air}^w]_{air}$
2.0	1.018
3.0	1.021
4.0	1.025
5.0	1.029
6.0	1.034
8.0	1.045

線質測定より求めた Al 半価層を用いて, AAPM TG-61 のデータから水に対する平均質量エネルギー吸収係数比を求めた⁶⁾. Al 半価層が 3~6 mm で平均エネルギー吸収係数比は 1.021~1.034 であった.

3-1-5. 後方散乱係数

皮膚表面線量を評価する場合, 後方散乱による線量増加を考慮する必要がある.

通常は, Al 半価層と照射野をパラメータとした後方散乱係数を乗じる. これらは Grosswendt ら⁷⁾ や Klevenhagen ら⁸⁾ のデータがよく知られている. しかし, これらは直径 20 cm ϕ 以下の円形照射野についてのデータのみであり, IGRTにおいて一般的に使用される最大 40 cm 程度の矩形照射野については直接用いることはできない. そのため本レポートでは加藤らが報告した後方散乱係数のデータを用いた. なおこのデータの SSD は 80cm である.

(Fig. 4). 加藤らは Al 半価層のみで後方散乱係数を求ることは不確実性に問題があるが, 入射表面線量に要求される評価精度からみれば問題にはならない範囲だと述べている⁹⁾.

線質測定より求めた Al 半価層 (3~6 mm)にて, 照射野 40 cm \times 40 cm の後方散乱係数を加藤らのデータより求めたところ, 1.40

~1.55 となった. 実際に Fig.4 より BSF を求める場合, グラフの読み取りによる不確かさが発生するため, 安全側に見積もった読み取りを行う必要がある.

3-2. 測定結果

3-2-1. デフォルト条件による入射表面線量 (Varian OBI)

照射線量の測定はアイソセンタ (100 cm) で行って いるが, 皮膚表面の位置を考慮して SSD を 85 cm にして距離の逆 2 乗補正を行った. BSF については大きな変化はないとして, SSD 80cm の値をそのまま使用し評価を行った. Table 4 に Varian OBI のデフォルト条件による入射表面線量の測定結果と診断参考レベル (diagnostic reference levels 2015 :DRLs2015¹⁰⁾) の結果をそれぞれ示す.

Table 4 Varian OBI のデフォルト条件による入射表面線量

Anatomy	kV	mAs	入射表面線量	DRLs 2015	
Head-AP	100	8.0	1.5	3.0	頭部正面
Head-Lat	70	5.0	0.5	2.0	頭部側面
Thorax-AP	75	5.0	0.5	3.0	胸椎正面
Thorax-Lat	95	40.0	6.8	6.0	胸椎側面
Abdomen-AP	80	32.0	3.9	3.0	腹部
Abdomen-Lat	85	40.0	5.5	4.0	腰椎側面
Pelvis-AP	75	10.0	1.1	4.0	腰椎正面
Pelvis-Lat	105	80.0	16.5	11.0	腰椎側面
				mGy	mGy

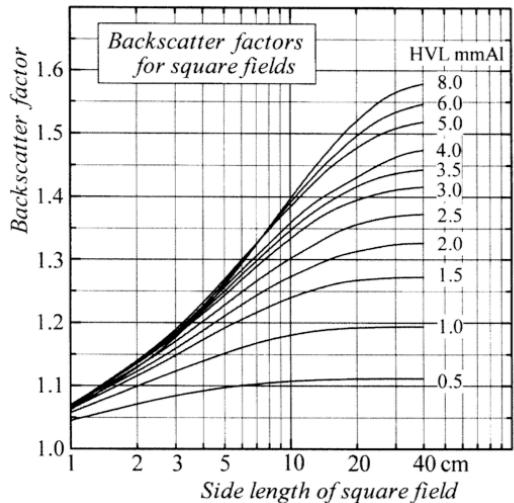


Fig. 4 後方散乱係数 (文献 8 より引用)

3-2-2. 施設間比較

Varian 2 施設, Elekta 1 施設の計 3 施設において, 2D 撮影時のアイソセンタにおける線量を空気カーマでの比較を行った。測定器はコンパクト X 線アナライザ (ACCU-GOLD+, Radcalc 社) と半導体検出器 (AGMS-D+) を使用した (Fig. 2)。今回使用した検出器は、事前に電離箱でエネルギー依存性の確認を行った。治療寝台上に水等価ファンтом (タフウォーター) を設置し、その表面に半導体検出器を配置した。検出器表面はアイソセンタに合わせて測定を行った。撮影 (測定) 条件は管電圧を 80,100,120,125 kV (Elekta XVI については 120 kV まで), 管電流を 80 mA (Varian OBI), 40 mA (Elekta XVI), 照射時間は 10,20,32,80,250 msec (Varian OBI), 10,20,32,40 msec (Elekta XVI) とした。両機種とも Bowtie Filter は装着せず、単位時間あたりの吸収線量 ($\mu\text{Gy}/\text{msec}$) で評価を行った。100 kV と 120 kV における結果を, Fig. 5 (Varian OBI) および Fig. 6 (Elekta XVI) に示す。Varian OBI については、施設間の差はほとんどなかった。

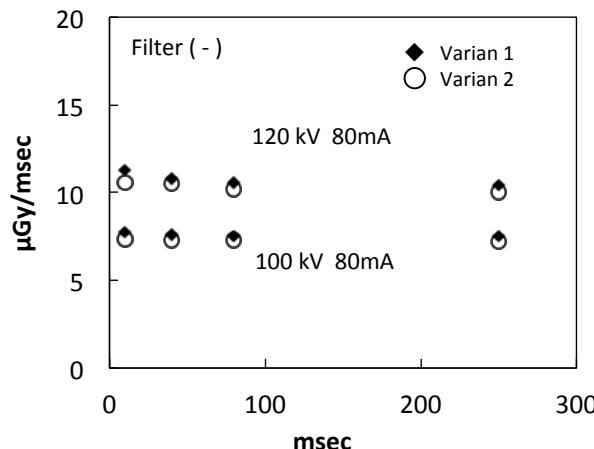


Fig. 5 2D撮影時の線量(Varian)

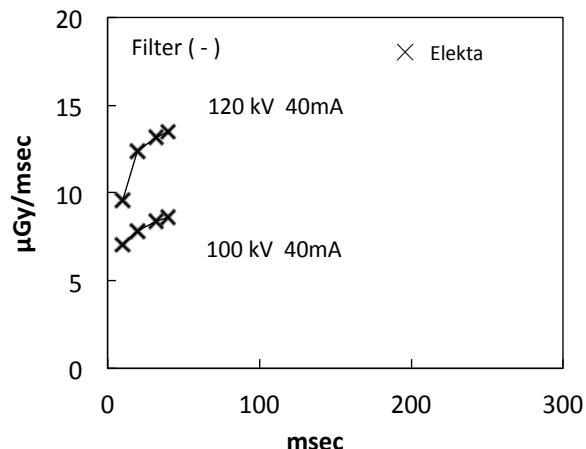


Fig. 6 2D撮影時の線量(Elekta)

ここで, Varian OBI の 1 施設での X 線出力の短時間特性に不具合があった例を Fig. 7 に示す。この事例では, 80 msec よりも短時間の領域で直線性がとれていないうことが解る。短時間ほど線量が増加する傾向にあり、短時間領域において過剰線量になる可能性がある。また、この影響は CBCT の線量測定期間に同様の結果が確認されており、無駄な被ばくを与えるおそれがあるため注意が必要である。その後の調整でこの傾向は改善されたが、この事例はメーカ側の定期メンテナンスでは確認できていなかった。Elekta XVI に関しても今回の測定で短時間特性が測定されている (Fig. 6)。今回測定を行った Elekta XVI に限っては、ごく短時間で線量が減少する傾向であり、過剰線量になることはないが、使用者側での把握は必要であると考える。

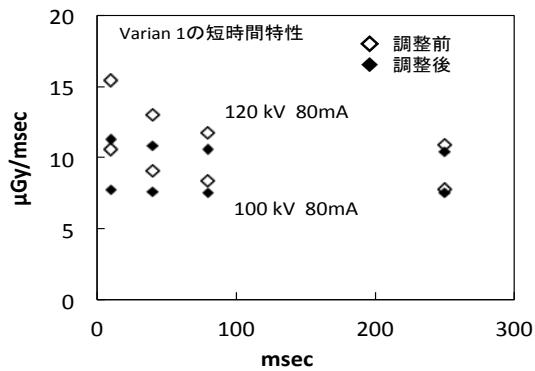


Fig. 7 短時間特性の不良

3-2-3. IGRT システムに表示される線量について (Varian OBI)

Varian OBI のワークステーションには、撮影時の参考線量として、X 線管焦点からの距離 85 cm での空気カーマが表示される。この表示される参考線量について今回の測定結果から検証を行った。Table 5 は半導体検出器での空気カーマの測定結果と表示値との比較である。ワークステーションに表示される線量をアイソセンタでの距離 100 cm に換算した場合、距離 100 cm で測定した半導体検出器の結果と最大で 3.2% の範囲で一致した。

従って、入射表面線量とするには、Varian OBI システムでの表示値に水吸収線量への変換と後方散乱係数による補正を行う必要がある。

Table 5 Varian OBI システムに表示される線量

OBI Ver 1.6

フィルター	kV	80 mA	80 mSec	(mGy)
		半導体検出器 100cm	IGRTシステム表示 100 cm	85 cm
なし	80	0.374	0.362	0.501
	100	0.574	0.564	0.780
	120	0.807	0.791	1.095
	125	0.868	0.853	1.180

3-3. 考察

2D撮影における入射表面線量の測定結果と DRLs2015¹⁰⁾ の比較を行ったが、OBI のデフォルト条件による入射表面線量は DRLs2015 の推奨される線量よりも多い場合もあった (Table 4). 2D による IGRT の目的は主に骨マッチングによる位置照合であり、診断を目的とする線量レベル (DRLs2015) を上回ることは妥当ではないと考える。各施設における IGRT のシステム感度の把握と撮影条件の最適化が望まれる。

4. 3D撮影 (CTDI)

CBCT による Imaging Dose については、一般的には CT dose index (CTDI) による評価が行われる。しかし、CTDI は CT 装置の線量指標にはなるが、患者の被ばく線量を直接的に評価するものではない。

本レポートでは CTDI に加えて線量検証用ファントム (IBA 社製 I'mRT ファントム) とファーマ形線量計を用いた被ばく線量評価について検証を行った。CTDI の測定方法については 2D 撮影と同様に「医療被ばく測定テキスト」⁴⁾ を参考とした。

4-1. 測定方法

4-1-1. 測定器

測定には専用のアクリル製円柱ファントム (16 cm ϕ , 32 cm ϕ) と、ペンシル型線量計 (通常は有効長 10 cm) を用いた (Fig. 8,9)。円柱ファントム内の中心 (c) と表面から 1 cm 内側の 4 点 (p) の CTDI₁₀₀を測定し、重み付けの計算により weighted CTDI(CTDI_w)として評価した (Fig. 10)。IGRT で用いる場合、テーブル移動は行わないため Volume CTDI (CTDI_{vol})の評価は行っていない。

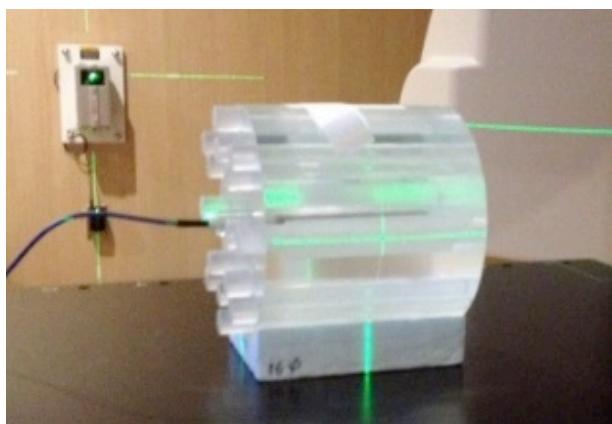


Fig. 8 CTDI Acryl phantom 頭部用 16 cmφ×15 cm

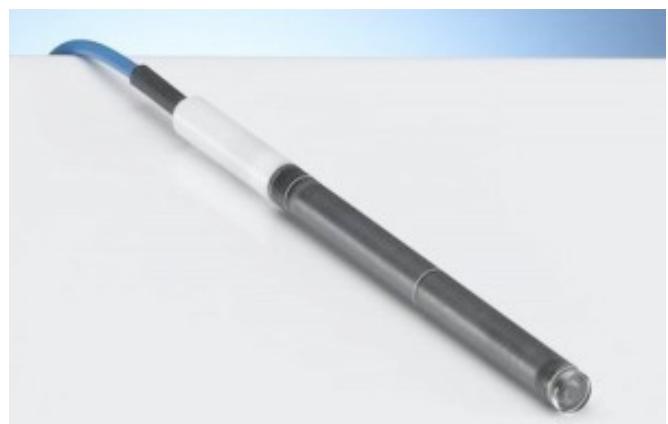


Fig. 9 CT Chamber PTW 30009; radius 3.5 mm, length 100 mm

4-1-2. 測定配置

測定時のスライス幅は、メーカ提供のデータと比較するために、Varian OBI についてはアイソセンタ面で 2 cm

幅となるように設定した¹¹⁾. スライス幅の設定方法は装置によって異なるため、装置の特性を理解した上で設定する必要がある。正確なスライス幅は、投影画像の半値幅計測によって求めることができる。

Bowtie filter は撮影プロトコルが Head の場合は Full Fan Bowtie filter, Pelvis の場合は Half Fan Bowtie filter を使用した。また、本レポートでは空気カーマによる CTDI として測定を行った。測定条件を Table 6 に示す。

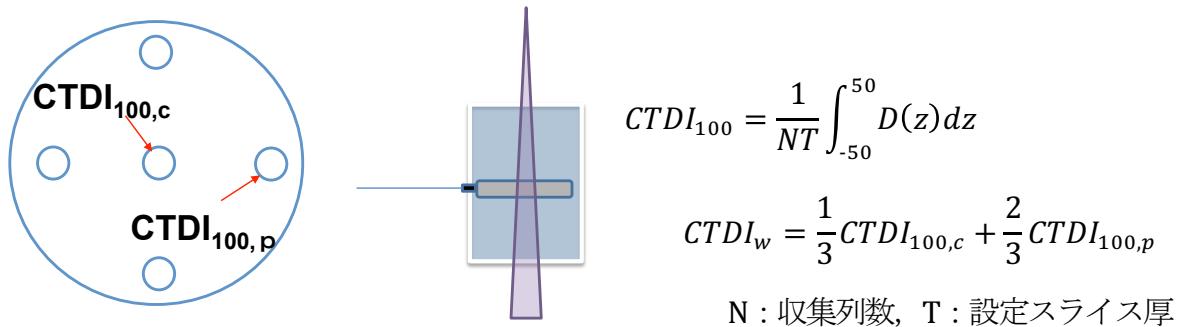


Fig. 10 CTDI_wの測定アントムとジオメトリ

Table 6 Varian OBI の CTDI 撮影条件

Protocol	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (mSec)	Frame Rate (fps)	Gantry Speed (deg/sec)	Number of projections	Trajectory	FOV (mm)
Head	100	20	20	15	6	500	Half	280
Pelvis	125	60	20	15	6	900	Full	280

4-1-3. 線質・質量エネルギー吸収係数

CBCT モードでの線質測定は管球を固定した状態で Bowtie filter を装着し、2D 撮影を行った (Table 7). Varian OBI は管電圧 80~120 kV で、Al 半価層にしておよそ 5~6 mmAl (実効エネルギーで 42~46 keV), Elekta XVI はおよそ 6~8 mmAl (46~55 keV) である。

Table 7 CBCT の Al 半価層

Varian		mmAl		ELEKTA		mmAl	
kV	Bowtie Filter			kV	Bowtie Filter		
	Half	Full			F0	F1	
80	3.88	3.93		80	4.87	5.77	
100	4.79	4.86		100	5.97	7.04	
120	5.68	5.76		120	6.96	8.12	
125	5.89	5.97					

16cm CTDI Half Trajectory

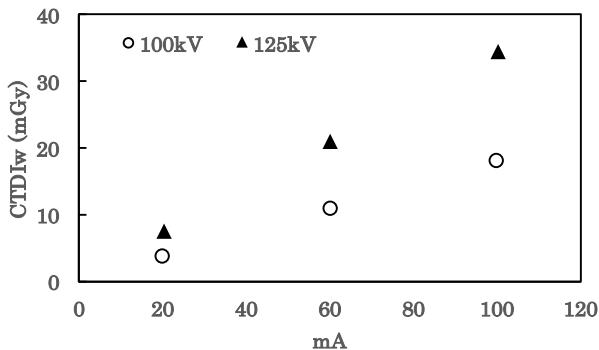


Fig. 11 CTDIw (16 cm)

32cm CTDI Full Trajectory

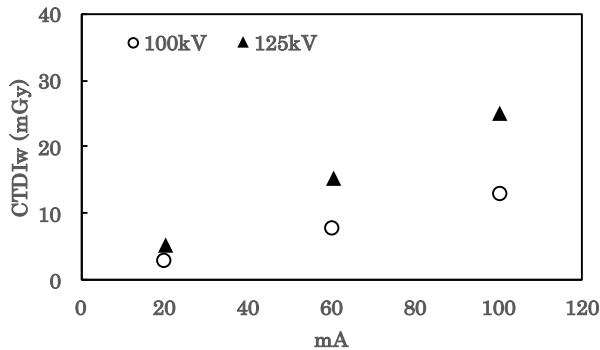


Fig. 12 CTDIw (32 cm)

4-2. 測定結果

4-2-1. Varian OBI の CTDI_w

Varian OBIによるCTDI_wの測定結果をFig. 11,12に示す。また参考値としてDRLs2015のCTDI_{vol}を示す(Table 8)。

Table 8 成人および小児CTのDRL

	CTDI _{vol} (mGy)	
	16cmファントム	32cmファントム
頭部(成人)	85	-
上腹部(成人)	-	20
胸部(成人)	-	15
頭部(小児)	38	-
胸部・腹部(小児)	11	5.5

4-2-2. デフォルト条件による施設間比較

Varian Customer Technical Bulletin¹²⁾に掲載されているVarian OBIのCTDI_wと3施設の測定値を比較した。メー
カ資料(Table 9)は±10%の不確かさがあることが記載されており、このことを考慮すると、Standard Dose Head,
Pelvisともに大きな違いはない(Fig. 13)。

Table 9 Varian OBI の CTDI_w メーカ資料 文献 12)より

	Standard-Dose Head	Low-Dose Head	High-Quality Head	Pelvis	Pelvis spot light (Half Fan Bow-Tie filter)	Low-dose thorax
X-Ray Voltage [kVp]	100	100	100	125	125	110
X-Ray Current [mA] (per projection)	20	10	80	80	80	20
X-Ray Millisecond [ms] (per projection)	20	20	25	13	25	20
Number Projections	360	360	360	655	360	655
Exposure (mAs)	145	72	720	680	720	262
CTDI _{w, norm} (mGy / 100 mAs)	2.7	2.7	2.7	2.6	3.4	1.8
CTDI _w (mGy)	3.9	2.0	19.4	17.7	24.5	4.7

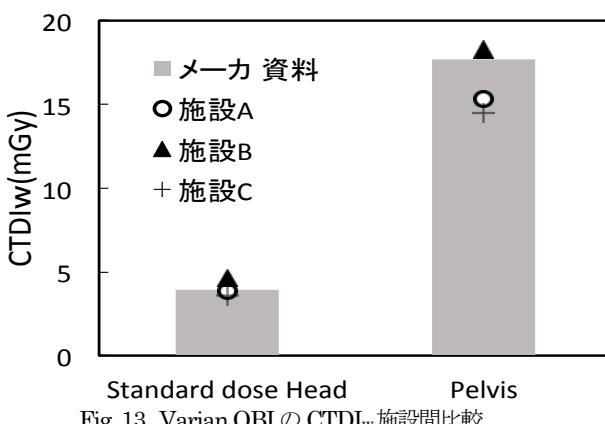


Fig. 13 Varian OBI の CTDIw 施設間比較

4-3. 考察

CTDIはCT装置の性能評価および被ばく線量評価のための指標であり、確立された測定方法を用いて算出することができる。ただし、異なる治療装置間で比較を行う場合は、各装置の撮影条件を同一になるように設定しなければならない。本検討においてもVarian社のClinac iXとTrueBeam STxでコリメータ設定値と実際のスライス幅の関係が異なっていた。同一の装置でも施設間で線量は異なるため、自施設における実測線量を把握し、定期的な管理を行うべきである。CTDIの参考値としてCTのDRLs2015を示した。DRLs2015で示される指標はCTDI_{vol}であり、スライス幅と寝台移動による空気カーマの重複を補正した値(CTDI_{vol}=CTDI_w/Pitch)として定義される。本検討で実施した計測では寝台移動がなく空気カーマの重複はないためPitch=1となる。従って本レポートで示すCTDI_wはCTDI_{vol}と同等のものとして扱う。DRLs2015は診断領域において必要十分な画質を得るために線量最適化が目的である。これを放射線治療領域に置き換えた場合、位置照合に必要十分な画質を得るために線量の最適化となる。診断画像と比較して画質の低下はある程度許容できるが、CBCT画像再構成の精度、アーチファクトやノイズも考慮する必要がある。DRLs2015において成人胸部および小児胸部・腹部のCTDI_{vol}は、それぞれ15mGy、5.5mGyとなっており他の部位と比較して低い。CBCTの撮影条件によっては診断参考レベルを超える可能性は十分ある。放射線治療においても撮影対象によって管電圧・管電流を意識して調整する必要があると考える。

5. 3D撮影(ファーマ形線量計を用いたI'mRTファントム内の吸収線量)

5-1. 測定方法

5-1-1. 測定器

人体の体型に近いIBA Dosimetry社製I'mRTファントムを用いて、施設が所有するファーマ形線量計で測定を行った。電離量から水吸収線量への変換は基本的には2D撮影と同様である。

測定値はI'mRTファントムの材質(RW3)内の評価点(線量計の位置)における水吸収線量となる。

$$D_W = M_{phant} \cdot N_0 \cdot CF_{Farmer,N0} \cdot W/e \cdot (\mu_{en}/\rho)_{water,air}$$

D_W : 水吸収線量(Gy)

M_{phant} : ファントム中の電荷量(nC)

N_0 : 診断用線量計の校正定数(C/kg/nC)

$CF_{Farmer,N0}$: 診断用線量計とファーマ形線量計の比較校正定数

W/e : 電子の空気に対するW値(J/C)

$(\mu_{en}/\rho)_{water,air}$: 水の空気に対する質量エネルギー吸収係数比

5-1-2. 測定配置

頭部と体幹部を想定したI'mRTファントム内の各9点を測定ポイントとした(Fig. 14)。

治療天板については、通常各施設でCBCTを撮影する状態で測定を行った。

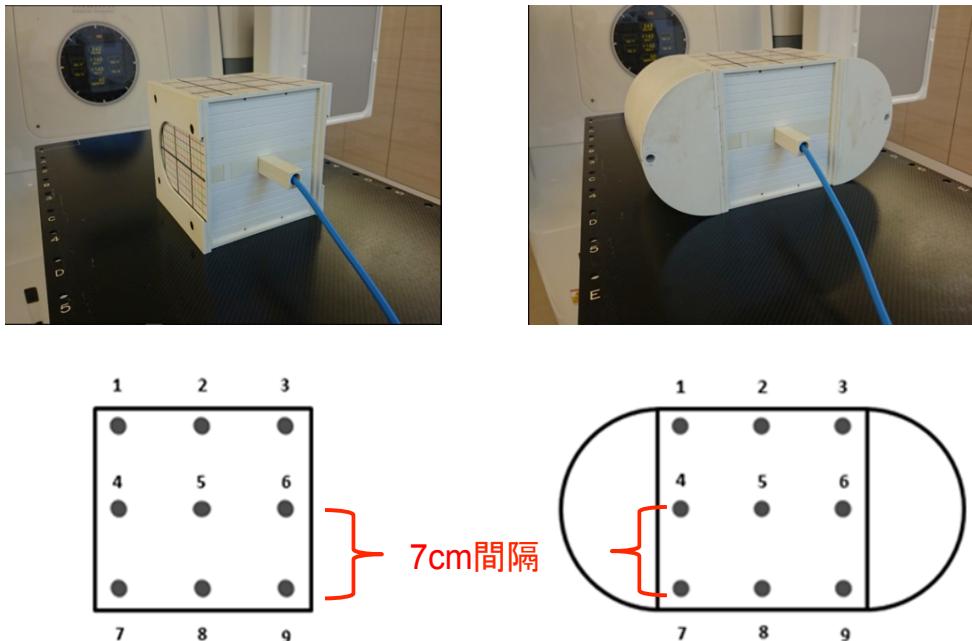


Fig. 14 ImRT ファントムと測定ポイント

5-1-3. 線量計の比較校正

線量計は type 30013 (PTW) を用い、診断領域での校正定数を持つ空洞容積 3 ml の線量計 DC300 (Scanditronix Wellhofer) との空中での電離量比による比較校正を行った (Table 10). 電離量比はほぼ体積比どおりで 0.2 であった.

Table 10 フアーマ形線量計の比較校正

Mode	条件	Farmer	DC300	電離量比	Mode	条件	Farmer	DC300	電離量比
Head	Full				Pelvis	Half			
	100kV	0.053	0.261	0.202		125kV	0.082	0.404	0.204
	200mA	nC	nC			80mA	nC	nC	
	200msec					500msec			

施設間比較における校正定数は DC300 で校正したファーマ形線量計の $N_{D,W}$ を基準とし、各施設の持つファーマ形線量計の $N_{D,W}$ によってトレーサビリティをとった。比較校正には Varian OBI を用いた。

5-2. 測定結果

測定条件は各装置の頭頸部および骨盤部のデフォルト条件 (Table 11) を設定した。Varian OBI 6 施設、Elekta XVI 2 施設で測定を行った (Fig. 15).

また、この結果は治療天板 (Couch) の材質、構造による違いも含まれている。このため 1 施設で標準天板 (Varian Couch) と 6 軸補正用専用天板 (Brainlab Couch) の比較測定を行った。

Table 11 CBCT のデフォルト条件

	OBI		XVI	
	頭頸部 Standard Dose Head	骨盤部 Pelvis	頭頸部	骨盤部
kV	100	125	100	120
mA	20	80	20	40
msec	20	13	20	40
projections	360	655	183	660
Exposure(mAs)	145	680	73	528
Filter	Full	Half	F0	F1
Scan mode	Full	Half	-	-

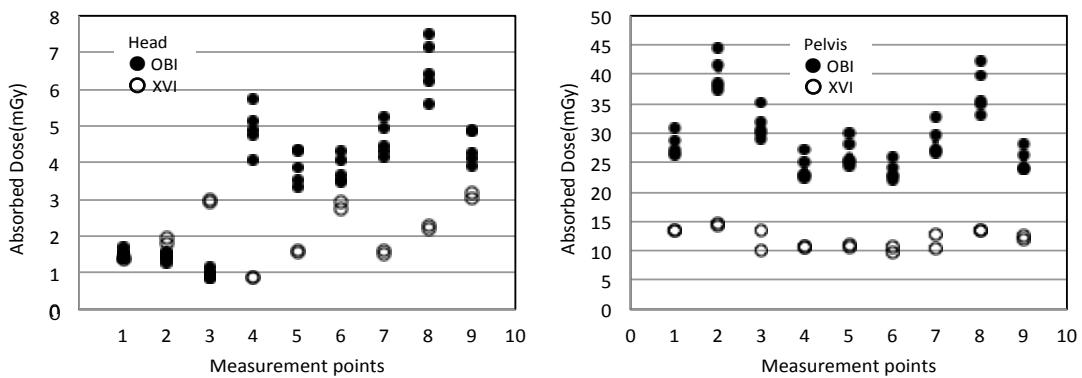


Fig. 15 ImRT ファントム内の吸収線量 (左 ; Head, 右 ; Pelvis)

Varian OBI, Elekta XVI を比較すると全体的に Elekta XVI の方が低線量であった。また、Elekta XVI は各測定ポイントにおいて概ね同じ線量であった。Varian OBI における施設間の違いは Standard Dose Head は平均値に対して最大 0.7% (2SD), Pelvis に関しては最大 3.4% (2SD) の範囲であった。

Varian Couch と Brainlab Couch の比較については、Brainlab Couch の吸収が高いために測定結果は約 10%程度低い結果となった (Fig. 16)。

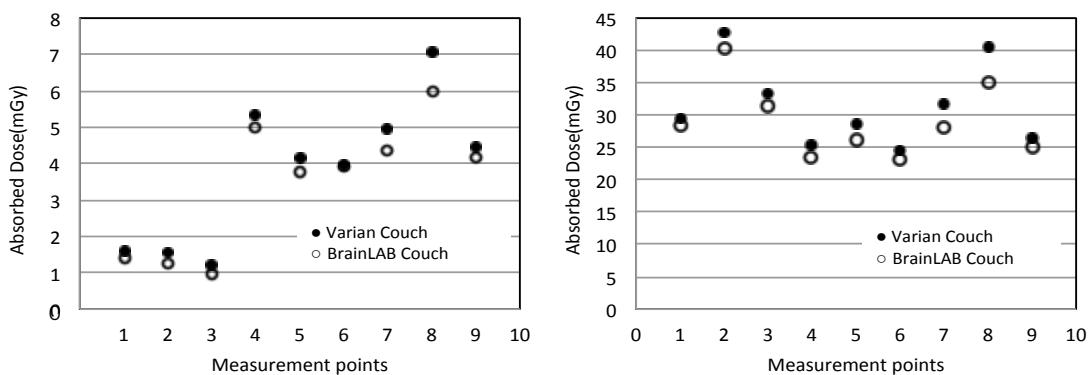


Fig. 16 治療天板の違いによる吸収線量の差(左 ; Head, 右 ; Pelvis)

5-3. 考察

ファーマ形線量計と ImRT ファントムを用いた線量測定は、CTDI と異なり臓器線量に近い結果を得ることができる。また、評価点線量検証と同じ配置のため、日常業務の中で IGRT の線量に対する品質管理を行うことができる。このことは、施設にとって有益な手法であると言える。しかし、ファーマ形線量計の診断領域での校正定数を得ることが必須であることから、比較校正用に診断用線量計を所有することが必要になる。

Varian OB と Elekta XVI の線量の違いについては、注目すべき点である。これが Imaging dose の最適化がされていない結果であるのかは今後の検討になるが、IGRT のシステム感度の違いや画像処理による認識能の違いなどの影響

が考えられる。位置照合に臨床的な影響がなければ Imaging dose が低いことは評価されるべき点である。

5-4. kV エネルギーへの線質変換係数を用いた手法による測定

叢書「放射線治療における位置照合とセットアップの実際」では、ファーマ形線量計と ImRT ファントムを用いて、⁶⁰Co ガンマ線から kV エネルギーへの線質変換係数を使用した手法を報告している¹³⁾。今回、この手法について我々が測定した結果から検証した。

$$D_W^{kV} = N_{D,W}^{^{60}\text{Co}} \cdot M_{phant} \cdot k_{phant} \cdot k_{^{60}\text{Co}}^{kV}$$

D_W^{kV} : 水吸収線量(Gy)

$N_{D,W}^{^{60}\text{Co}}$: 水吸収線量変換係数(C/kg/C)

M_{phant} : ファントム中での電荷量(C)

k_{phant} : ファントム補正係数

$k_{^{60}\text{Co}}^{kV}$: 線質変換係数(k_Q)

$k_{^{60}\text{Co}}^{kV}$ および k_{phant} はモンテカルロ計算により算出されており、叢書の筆者より提供いただいた値を参考にした

(Table 12)。

Table 12 モンテカルロ法による k_Q, k_{phant}

	kV	k_Q	k_{phant}
OBI	100	0.8719	1.0061
	125	0.8816	1.0044
XVI	100	0.8753	1.0070
	125	0.8871	1.0071

Table 13 計算結果の比較

	Standard Dose Head 100kV 20mA 20msec	Pelvis 120kV 80mA 13msec
μ_{en}/ρ	4.33 mGy	28.41 mGy
$N_{D,W} \cdot k_Q$	4.19 mGy	28.03 mGy
difference	-3.23 %	-1.34 %

Table 13 は Varian OBI の 1 施設のデータに関し、同一の測定データを用いて、質量エネルギー吸収係数を用いた算出方法(μ_{en}/ρ)と、叢書の手法($N_{D,W}, k_Q$)を比較したものである。叢書の手法との差異は、Standard Dose Head で-3.34%，Pelvis で-1.38%であった。相互校正に用いた診断用線量計 (DC300) の校正定数の不確かさ 5% ($k=2$) を考慮すると問題となる差ではないと考える。ただし、本来の線質変換係数は、放射損失を無視できない高エネルギー領域で、基準線質とユーザービームの平均制限質量衝突阻止能比等の違いを補正するものであるため、ここでは感度補正係数として理解しておくべきである。診断用線量計が施設になく、ファーマ形線量計の比較校正ができない場合などに参考値として使用することは可能であると考える。

6. まとめ

IGRT の Imaging Dose について実際に測定を行った。現在では IGRT は特殊な技術ではなくになってきており、より精度の高い治療を行う上で IGRT の適応が広がっていくことは必然である。放射線治療において kV 領域の被ばく線量の測定は非常に煩雑な作業ではあるが、IGRT が不利益な被ばくをもたらさないように、ユーザーは自施設で使用している IGRT システムの線量を把握しておく必要がある。診断領域では DRLs をはじめ、多くのガイドラインや線量の最適化についての報告がなされており、われわれ放射線治療に従事する者も「放射線治療領域の線量と比較して低線量である」という認識を改め、IGRT の線量把握と最適化に努めていかなくてはならない。

また今後、放射線治療施設においては、高エネルギー用の線量計に加え、診断領域の測定が可能な線量計も使用し、IGRT システムの線量に対する品質を維持していくことが望まれる。

今回のレポートが IGRT 撮影条件の最適化につながれば幸いである。

謝辞

今回の測定にあたり、装置・測定器のご協力をいたいたいた施設関係者の方々に、深くお礼を申しあげます。

参考文献

- 1) 放射線治療かたろう会 IGRT-QA/QC Working group report,2012
- 2) 日本医学物理学会 QA/QC 委員会.画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン(略称IGRT ガイドライン).医学物理 2010; 30: 49-53.
- 3) Palm A, Nilsson E and Herrnsdorf Lars Herrnsdorf , Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1.3 and 1.4 CBCT system. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 11, 229-40,2010
- 4) 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」,2006
- 5) <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html> (2017年3月25日閲覧)
- 6) C.M. Ma, C. W. Coffey, L. A. DeWerd, C. Liu, R. Nath, S. M. Seltzer, J. P. Seuntjens, "AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology", Med. Phys. 28, 868-893 ,2001.
- 7) Grosswendt, B., Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size. Phys. Med. Biol. 35, 1233-1245,1990
- 8) Klevenhagen, S.C., Experimentally determined backscatter factors for X-rays generated at voltages between 16 and 140 kV. Phys. Med. Biol. 34, 1871-1882.,1989.
- 9) 加藤秀起,微分後方散乱係数を用いた診断X線の後方散乱係数算出法, 日放技学誌, 57(12),1503-1510,2001
- 10) 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,2015.6.7
- 11) Varian medical systems, Dose in CBCT – OBI Advanced Imaging. On-Board Imager® (OBI) kV imaging system v1.4 and v1.5. Revision 1.3. Jun , 2012.
- 12) Varian Customer Technical Bulletin OB-885 Rev A
- 13) 日本放射線技術学会放射線治療分科会,放射線医療技術学叢書(33)「放射線治療における位置照合とセットアップの実際」,2015