

卒業論文

題目 : Image-guided radiotherapy における kV-imager の被曝線量評価
~EPID images vs CBCT~
(Evaluation of Patient Doses from kV-imager in Image-Guided Radiotherapy.
- EPID images versus Cone-beam CT -)

大阪大学医学部保健学科放射線技術学専攻
医療技術科学分野
(指導:医用物理工学講座 松本光弘 准教授)
氏名 : 元木亜由美
(平成24年1月 提出)

卒業論文の内容要旨

【分野】 医療技術科学

【題名】

Image-guided radiotherapy における kV- imager の被ばく線量評価
-EPID images vs Cone-beam CT-

【背景・目的】

近年、放射線治療技術に定位放射線治療や IMRT といった高精度放射線治療が注目されており、その治療精度の向上には画像誘導 (Image-Guided) 技術が必要不可欠である。2010 年 4 月からは保険収載され、今後益々普及していく技術であり頻回の撮影が予想される。しかし治療線量に比べればわずかであるとはいえ正常組織への被ばく線量の増加が危惧される。そこで今回 OBI による撮影と Cone-beamCT (CBCT)による被ばく線量を評価した。

【方法】

装置は 2 施設の Varian 社製リニアック治療装置 Clinac -iX ,Trilogy, 6MVX 線, kV-imager は同装置の On-board imager(OBI)を用いた。EPID 撮影時は平行平板形線量計 PTW34069 をタフウォーターファントムにセットして表面線量の測定を行い、CBCT 撮影時は指頭形線量計 PTW30010 を IMRT 用ファントムにセットして深部吸収線量を測定した。さらに CBCT ではファントム表面に蛍光ガラス線量計素子 GD-352M (Sn フィルタ装着)を張り付け表面線量も同時に測定した。

【結果】

EPID の撮影プリセット条件による各撮影部位の表面線量は、2 施設の平均値は頭部正面で 0.492mGy, 胸部正面で 0.171mGy, 骨盤部正面で 0.345mGy となった。最も高かったのは骨盤部側面 (Large) 撮影で 4.368mGy であった。CBCT では胸部, 骨盤部とも中心より 6cm 腹背部が高く, それぞれ 12.148mGy, 41.48mGy となった。また中心線量はそれぞれ 7.981mGy, 28.42mGy であった。

【考察】

EPID による撮影では一回線量は僅かではあるが治療の多くは 30 回程度に分割されて行われ、その都度画像取得をするとなるとその積算量は 0.1Gy ほどになる。さらに CBCT に至っては、骨盤部では直腸位置で 1Gy を優に超える計算となり決して無視できない値である。CBCT 撮影時には十分な配慮が必要であることが示唆された。

1 はじめに

日本人の死亡原因の第一位が脳卒中から悪性新生物(癌)となって久しい。高齢化や放射線感受性が比較的高いとされている欧米化型の癌が相対的に増加していることもあり、癌治療における放射線治療の需要は益々の高まりを見せている。米国においては新規がん患者の約 60%に放射線治療が施されており、また日本においても約 30%放射線治療を受けると推計され今後も急速な増加が見込まれる。

放射線治療の基本は腫瘍の周りの正常組織を可能な限り避けながら、いかに腫瘍に大量の線量を与えられるかということに尽き、最大の治療効果・最小の副作用を目標に治療計画が作成される。

近年のコンピュータ技術の進歩は目覚ましく、放射線治療分野においては治療装置の制御の正確性、計画装置の演算速度の高速化をもたらした。そのおかげで以前にも増して精密な治療が可能となり、放射線治療の有用性はいっそう高まっている。

中でも注目されているのが高精度放射線治療と呼ばれる分野で、具体的なものを挙げると定位放射線治療(SRT)、強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radiation Therapy:IMRT)等があり、その治療精度の確保には画像誘導放射線治療(Image-Guided Radiotherapy:IGRT)技術が必要不可欠である。

IGRT とは治療直前あるいは治療中に X 線撮影を行い、その画像によって骨やマーカーから Target の位置と治療計画とのずれを確認し修正することにより高精度な照射ができるシステムである。画像取得方法には治療ビームと同じ MV-X 線を用いるものや、kV-X 線を用いて解像力の高い画像を得る方法がある。しかし低エネルギー X 線の使用は透過力の低下による皮膚面における被ばく線量の増加が懸念される。一回当たりの線量は治療線量に比べごくわずかであるとはいえ頻回の撮影が予想される放射線治療においてはその影響が危惧される。更にエネルギーが大幅に異なるために治療計画装置ではその線量を加味することができない。位置確認のための撮影による線量がどの程度のものかを具体的に知ることは患者の皮膚障害の予測に重要である。

さらに IGRT は 2010 年 4 月に保健収載されたことを機に一気に普及した。それを受け、2010 年 9 月に日本医学物理学会、日本放射線技術学会、日本放射線腫瘍学会の 3 学術団体から「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)¹⁾ が策定された。その中に「位置照合装置の被ばく線量に関する項目」があり、患者位置照合による位置精度向上の有効性と、被ばく線量の増加によるリスクを考慮して臨床使用するとともに、ALARA(as Low as reasonably achievable)の原則²⁾に従うものとし、不必要な

頻回の撮影,特に CT 撮影を頻回に実施することは患者の被ばく線量の大幅な増加につながると警鐘されている.

2 IGRT 機能を持った治療装置

2-1 サイバーナイフ(CyberKnife)



図1 CyberKnife II (CHIYODA TECHNOL)

サイバーナイフは、小型化されたリニアックをコンピュータで制御し、脳腫瘍(原発性、転移性)や頭頸部の腫瘍に対し多方向から細いX線ビームを照射、切らずに治療する最新の定位放射線治療装置。

6つの関節を持つロボットアームに小型化されたリニアック(X線直線加速器)が装着され、多方向(最大1200方向)から正確に病変に照射することが可能である。

巡航ミサイルの追尾システムを応用した病変追尾システムを採用し、照射中に標的が動いてもコンピュータがそれを認識し、0.1~10mm以内であれば自動的に位置を補正し正確に追尾照射する。

このシステムにより従来の定位放射線治療の痛みを伴う金属フレームでの頭部固定が不要となり、脱着式のプラスチックマスク(シェル)を着用するだけでよい。また、困難であった回数を分けての照射が容易にできるようになり従来3cm以下だった腫瘍の治療範囲が6cm程度にまで拡大された。

2-2 トモセラピー・ハイアート・システム (TomoTherapy Hi·Art treatment system)

: TomoTherapy 社



図2 トモセラピー

トモセラピーは、IMRTの専用機で、複数のビームを組み合わせることで放射線の強弱をつけ、正常組織を傷つけることなく腫瘍部位を照射する装置。

CT装置を内蔵し放射線治療計画の作成と治療が同じ機器でできるため、照射位置を極めて正確に設定することができる。

従来の放射線治療機器と異なる点は、照射を「面」から「ピンポイント」に高め、さらに照射の部位や放射線量の設定をミリ単位で可能であるという点。また、搭載されたCTで治療用のCT画像の撮影も行い、治療時の正確な位置確認も行なえる。このCT画像は治療経過中の病変の縮小の確認やこの画像を基にした放射線量分布の確認修正を行なうことができるという優れた特徴を持っている。

副作用としては、照射部位により頭痛や下痢が生じる場合があるが、従来の放射線治療に比べれば少ない。

守備範囲は広く、機能的には前進のがん、多発性のがんの治療も可能だが、その利点を最大限に生かすことができる複雑な形状が多い頭頸部のがん、前立腺がん、頭蓋底腫瘍、骨転移などを主な対象としている。

2-3 ノバルリス (Novalis) : Brainlab 社



図3 Novalis Tx

高精度放射線治療(SRT、IMRT など)を行うために開発された放射線治療装置である。X線透視画像によりリアルタイムに患者セットアップ位置のズレを検出し、自動的に寝台を動かし補正するシステムを搭載している。また、呼吸運動による病巣の動きに対して同期した治療が可能である。ノバリスでは照射野の幅が3mm幅のマルチリーフコリメータ(MLC)により整形されるため、従来とは比べものにならない高細密な照射が可能である。

ノバリスの特徴は

- ①1ミリ単位で腫瘍位置を特定できる精度を持つ。
- ②多方向から放射線ビームを照射させることで瞬時に不規則な腫瘍の形状に一致させられる。
- ③治療誤差が少ない(頭蓋内で2mm、体幹部で5mm以内)ので正常組織への負担が少ない。
- ④1回の平均治療時間は20～30分

ノバリスは脳腫瘍や頭頸部だけでなく、ガンマナイフが適応できない肺、肝臓、前立腺などの治療にも用いられる。一般的には5cmくらいまでの腫瘍が比較的安全に線量を集中させて治療できるといわれる。

最新型である Novalis Tx は

- ①従来型の Novalis の最大照射野 10×10cm に比較し 40×22cm の最大照射野により、脳・頭頸部のみならず、肺・肝臓・前立腺の体幹部領域などの大きながん病巣にも治療範囲が拡大された。
- ②2.5mm のマイクロ MLC の高性能放射線ビーム形成装置を内部に搭載したことにより、腫瘍にピンポイントで照射することができる。
- ③EPID:Electric Portal Imaging Device による二次元位置照合装置、OBI:On

Board Imaging Device、Corn-Beam CTによる三次元位置照合装置、Exact Tracking Systemによる赤外線マーカー位置照合装置などが搭載されており、従来型の放射線治療と比べて飛躍的な治療精度の向上が期待できる。

④放射線治療寝台を遠隔的に自動6軸制御することにより、治療時間の短縮が可能である。

2-4 リニアック

2-4-1 Oncor : SIEMENS 社



図4 Oncor

2-4-2 Elekta Synergy : Elekta 社



図5 Elekta Synergy

2-4-3 Clinac iX , Trilogy : VARIAN 社



图 6 Clinac iX , Trilogy

3 目的

本報告の目的は、放射線治療での位置照合において用いられる kV-X 線 IGRT によって患者が受ける被ばく線量の検討である。

Varian 社製のリニアックに搭載されている kV-Imager である On Board Imager(以下 OBI)を用いて線量を測定した。OBI には身体の各部分に対する撮影条件があらかじめセットされている(プリセット条件)。この条件において 2D 撮影, CBCT 撮影を行った場合のファントム吸収線量を測定することにより被ばく線量の評価を行った。

4 使用機器・器具

- ・ リニアック
 - Clinac-ix :VARIAN 社製 (OBI Ver.1.5)
 - Trilogy :VARIAN 社製 (OBI Ver.1.5)
- ・ X線発生装置
 - KXO-50G :TOSHIBA 社製
- ・ 平行平板形線量計 :PTW 34069 6cc
- ・ 指頭形線量計 :PTW 30010 0.6cc
- ・ 電位計 :PTW UNIDOS-E
- ・ タフウォーターファントム
- ・ IMRT用ファントム
- ・ 蛍光ガラス線量計 小型素子システム DoseAce :旭テクノグラス株式会社製
 - 線量計小型素子 GD-352M(Sn フィルタ装着)
 - 線量計リーダ FGD-1000
- ・ アネロイド型気圧計 :No.7610-20 :SATO-KEIRYOKI 社製
- ・ 水銀温度計
- ・ 半価層測定用アルミフィルタ及び取り付け器具

* OBI(Ver.1.5)のX線管球スペック³⁾

X線管球 :Varian G242
定格 :50kV(撮影)
 :140kV(CBCT)
焦点 :Small 0.4/0.6mm
 :Large 0.8/1.1mm
固有濾過 :0.7mmAl_{eq}/75kV
Al フィルタ:2.0mmAl_{eq}
アクリル窓 :0.4mmAl_{eq}

5 方法

5-1 リニアックの出力線量測定

まず本研究で使用した2施設のOBIの出力線量を確認した。指頭形線量計により2つのリニアックからのX線による空中電離電荷量を測定した。

撮影条件は、焦点検出器間距離 100cm, 照射野 10×10cm, 管電流 80mA, 撮影時間 50

ms, 管電圧 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120kV とした。

測定電荷量[C]から吸収線量[Gy]への変換は W_{air} 値を 33.97J/C として用い、次式によって算出する。

$$D[\text{Gy}] = Q \times N \times 2.58\text{E-}04 \times 33.97 \times k_1$$

D : 吸収線量[Gy]

Q : 測定電荷量[C]

N : 線量計の校正定数 (5.125E+08[R/C])

k_1 : 大気補正係数

$$k_1 = [(273.2 + T) \times P_0] / [(273.2 + T_0) \times P]$$

T, P : 測定時気温[°C], 気圧[hPa]

T_0, P_0 : 線量計校正時の気温[°C], 気圧[hPa]

4-2 Trilogy の OBI 半価層測定

次に OBI の線質を調べるために Trilogy の Al 半価層を実測した。

図7はその様子である。

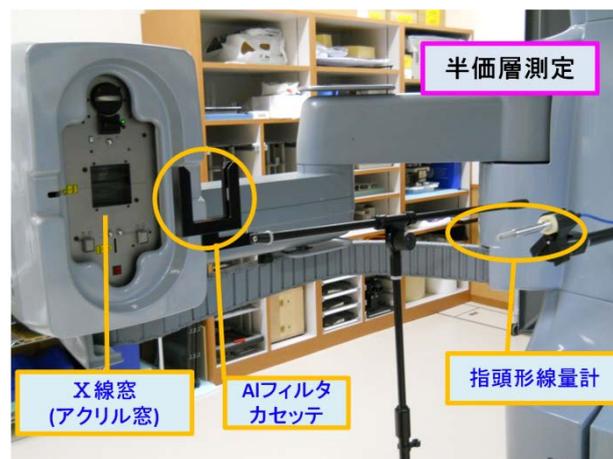


図7 OBI 半価層測定

測定条件を表 1 に示す.

表 1 半価層測定の場合

kV	60	70	80	90	100	110	120
mA	80	80	80	80	80	80	80
mSec	200	125	100	80	63	50	50

焦点-フィルタ間距離 : 50cm

照射野 : $2.5 \times 2.5 \text{cm}^2$

半価層(以下 HVL とする)の算出は、線量測定結果から対数近似計算より行った。対数近似計算は Al 吸収板のないとき(透過率 100%)の線量, および HVL より少し透過率の大きい Al 吸収板の厚さ, HVL より少し透過率の小さい Al 吸収板の厚さから次式の補間法により HVL を求めている。

$$\text{HVL} = \{t_b \times \ln(2E_a/E_0) - t_a \times \ln(2E_b/E_0)\} / \ln(E_a/E_b)$$

ただし,

E_0 : Al 吸収板のない場合の線量

E_a : $E_0/2$ より少し大きい線量

E_b : $E_0/2$ より少し小さい線量

t_a : E_a が得られたときの Al の厚さ

t_b : E_b が得られたときの Al の厚さ

であり, $E_a > E_b$ および $t_a < t_b$ である。 ⁴⁾⁵⁾

4-3 OBI プリセット条件での撮影による被ばく線量測定

OBI2D 撮影による皮膚面被ばく線量測定は、平行平板形線量計を埋め込みできるタフウォーターファントムを用いてファントム表面の電離電荷量の測定を行った。撮影は Head, Thorax, Abdomen, Pelvis, Extremity の各部位について OBI にプリセットされている条件を用い、照射野は全て $26.6 \times 20 \text{cm}$ であった。吸収線量への変換は 4-1 と同じ式を使用した。(平行平板形線量計の校正定数は $5.653 \text{E}+09$ である)

4-4 CBCT 撮影による被ばく線量測定

CBCT による被ばく線量は指頭形線量計を IMRT 用ファントムに挿入して測定した。撮影は設定されている CBCT モードのうち Standard-Dose Head, Low-Dose Thorax, Pelvis, Pelvis Spot Light の条件で行った。このうち Standard-Dose Head・Pelvis Spot Light はガントリの回転が 200° (Half scan)

で補償フィルタは Bow tie を, Low-Dose Thorax, Pelvis はガントリ回転が 360° (Full scan) で補償フィルタは Half Bow tie を使用している. 測定部位はファントム中心点とファントム中心から上下左右に 6cm ずつ変位した点の計 5 点を, 同時にファントム表面に Sn フィルタを装着した蛍光ガラス線量計を頭部条件は 4 点, 体幹部条件は 3 点にセロテープで貼り付けて表面吸収線量も測定した. 幾何学的配置は図 8 とする.

ここで蛍光ガラス線量計は素子自体にエネルギー依存性が存在し, 低エネルギー領域での測定精度の向上のために Sn フィルタを装着している. しかしながら若干のエネルギー依存性が残っているため以下の補正式によって補正値を求め, 吸収線量を算出した.

$$y = -2.862E-05 \times x^3 + 2.133E-03 \times x^2 - 3.4E-02 \times x + 7.915E-01$$

x: 実効エネルギー [keV] (ただし, $31.0 \leq x \leq 42.4$)

y: 補正値

また, 管電圧から実効エネルギーを求める関係式は, 次式を用いた. ⁶⁾

$$y = -0.0005583x^2 + 0.2713x + 16.57$$

x: 管電圧 [kV]

y: 実効エネルギー [keV]

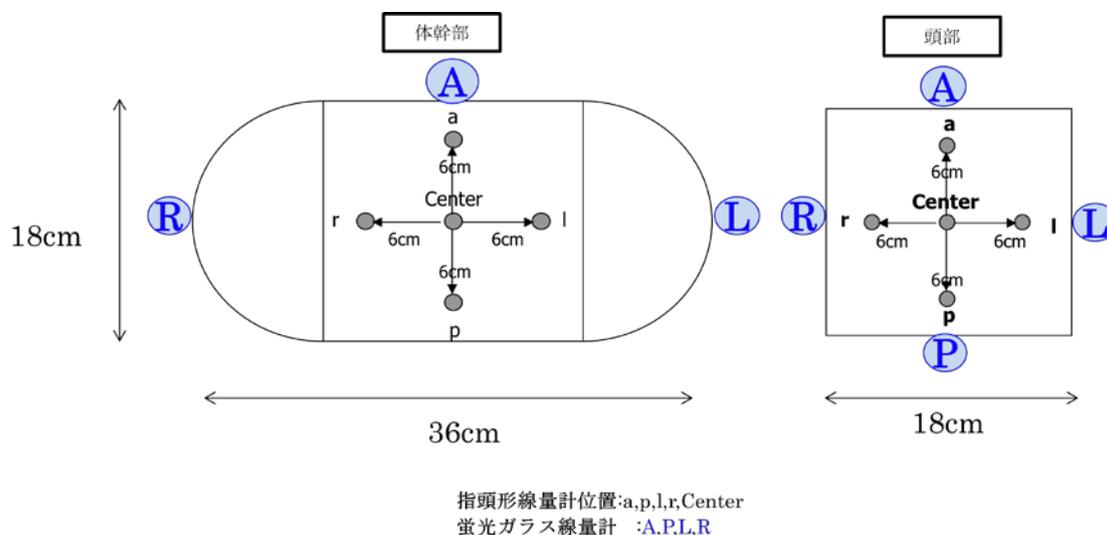


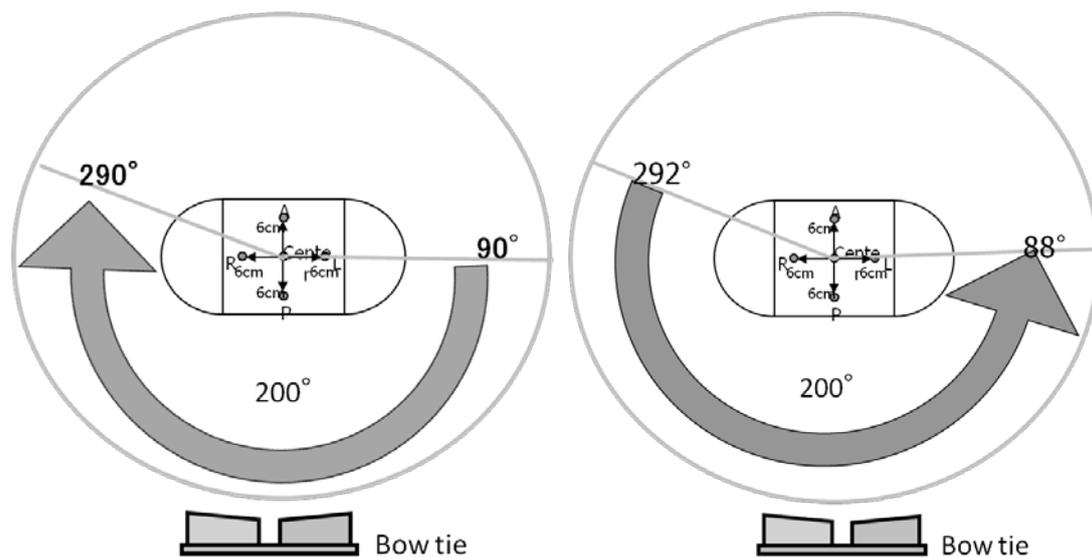
図 8 線量計の位置

使用した CBCT の 4 モードについて種々の撮影条件を表 2 に示す.

表 2 CBCT 撮影条件

	Standard-Dose Head	Low-Dose Thorax	Pelvis	Pelvis Spot Light
管電圧[kV]	100	110	125	125
管電流[mA]	20	20	80	80
パルス時間 [mS]	20	20	13	25
ガントリ回転角 [mAs]	200	360	360	200
Fan Type	Full Fan	Half Fan	Half Fan	Full Fan
補償フィルタ	Bow tie	Half bow tie	Half bow tie	Bow tie

Standard-Dose Head, Pelvis spotlight 撮影時の Half scan での回転を図 9 に示す



Standard-Dose Head

Pelvis spotlight

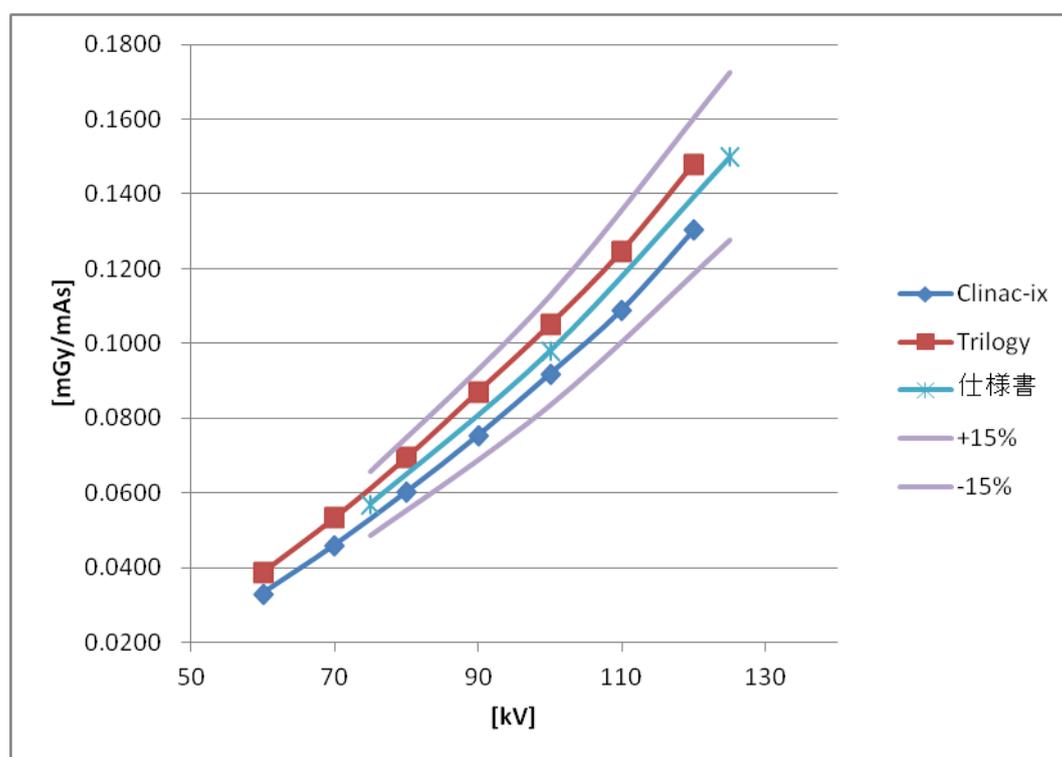
図 9 Half scan 回転角

6 結果

6-1 リニアックの出力線量

2台のリニアックの1mAs当たりの出力線量を図10に示す。

プロット点のない曲線は Varian の OBI 仕様書に記載されている装置のスペック(±15%)である。



(OBI specification : measurement uncertainty ±15%)

図10 1 mAs 当たりの出力線量(空中吸収線量)

本研究では2施設のリニアック Clinac-ix、Trilogy (VARIAN 社製) を使用させていただいた。OBI のバージョンは両方とも 1.5 であり、Varian による仕様書による X 線管球 (Varian G242) の出力は 75kVp=57、100 kVp= 98、125 kVp= 150 μ Gy/mAs である。測定による誤差範囲は±15%で、本研究での測定では2施設ともに範囲内に収まっていた。

6-2 Tlirogy の OBI 半価層

Tlirogy の半価層測定の結果を図11に示す。

比較のために保健学科の X 線発生装置 KXO-50G（東芝社製）の半価層を同時に示している。

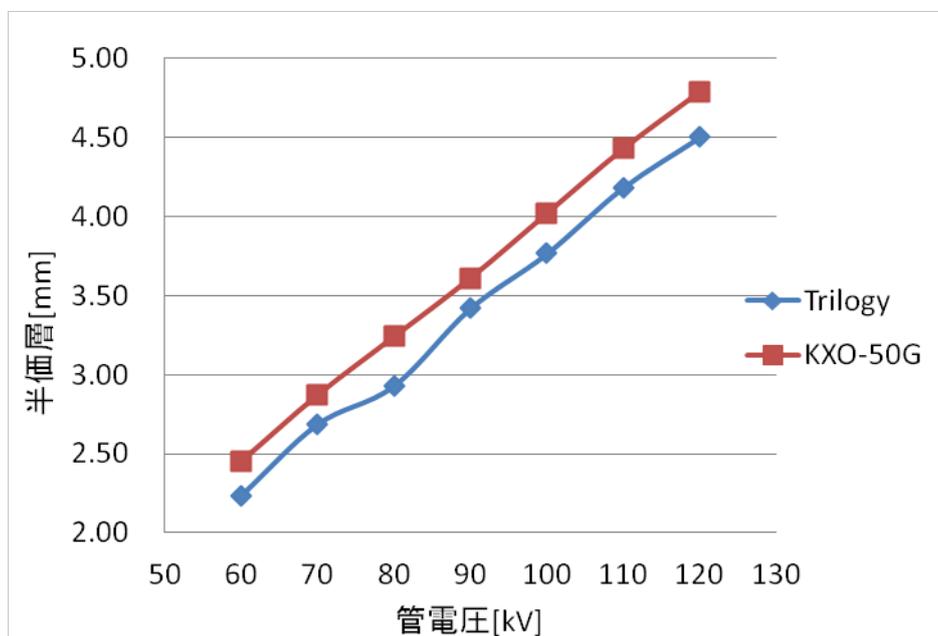


図 1.1 OBI の半価層

OBI の線質は東芝 KXO-50G よりやや軟質を示した

6-3 OBI 2D 撮影による被ばく線量

OBI プリセット条件における身体の各部位の被ばく線量を表 3 に示す。

表 3 OBI2D 撮影による被ばく線量

	head-ap	head-lat	thorax-ap	thorax-lat	abdomen-ap	abdomen-lat
管電圧 [kV]	100	70	75	95	80	85
管電流 [mA]	80	80	80	80	80	80
撮影時間 [ms]	40	25	25	200	160	200
線量 [mGy]	0.492	0.131	0.171	2.229	1.258	1.784
	pelvis-ap-med	pelvis-lat-med	pelvis-ap-large	pelvis-lat-large	extemity	
管電圧 [kV]	75	105	75	120	65	
管電流 [mA]	80	80	80	80	80	
撮影時間 [ms]	50	250	80	250	16	
線量 [mGy]	0.345	3.380	0.550	4.368	0.082	

また、web 上で数施設が公開している、X線単純撮影による皮膚面線量と OBI 2D撮影による線量の比較を表4に示す。

表4 OBI2D撮影と単純X線撮影との線量比較[mGy]

	OBI	大阪大 付属	浜松医 療セン ター	東海大 付属	厚生中 央病院	北里大 学病院
Head-AP	0.5	1.5	0.76	2.9	2.5	2.3
Head-Lat	0.1			2.9		1.3
Thorax-AP	0.2	2.3	1.4	4.4		3.1
Thorax-Lat	2.2	2.5	1.2	10.0		9.0
Abdomen	1.3	2.6	1.1	2.9	2.3	3.0
Pelvis-AP	0.4		1.0	3.8	0.3	

6-4 CBCT撮影による被ばく線量

次に各モードについて、指頭形線量計での測定部位における線量の結果を表5に示す。

表5 CBCT撮影による被ばく線量[mGy](指頭形線量計)

	アイソセンタ	A	P	L	R
Standard-Dose Head	4.1	1.6	6.8	4.2	5.1
Low-Dose Thorax	8.0	12.4	11.8	7.3	7.3
PelVis	28.4	42.5	40.3	26.2	28.5
PelVis Spot Light	29.5	13.0	65.2	31.3	29.7

また、蛍光ガラス線量計による測定線量の結果を表6に示す。

表6 CBCT撮影による被ばく線量[mGy](表面)

	A	L	R	P
Standard-Dose Head	0.8	3.9	5.3	6.5
Low-Dose Thrax	11.5	6.4	6.4	
Pelvis	38.6	21.5	21.1	
Pelvis Spotlight	8.4	36.1	39.6	

Standard-Dose Head では水晶体の被ばく低減のために Half scan が使用される。これにより水晶体の位置に近いと考えられる A 点線量は他の部位に比べ優位に減少しており効果が見られる。

Pelvis spotlight は通常の Pelvis 条件に比べ回転角は小さいが、撮影条件が大きくなっているためアイソセンタでの線量は変わらない結果となっている。しかし背部 P 点における線量の増加がかなり大きくなった。また、Pelvis, Pelvis spotlight 条件についてガラス線量計を貼り付けできなかった P 点に近い表面線量は、X線の減弱が Pelvis における A 点側と同様と仮定し比によって求めるとそれぞれ 36.3mGy, 59.2mGy となった。

7 考察

単純X線撮影は施設によって線量に差があるが、今回比較対象とした5施設の平均皮膚線量に対しOBIによる皮膚線量は大きくても50%程度、少ない部位では10%を下回る場所もあった。これはOBIによる撮影があくまで幾何学的な位置情報を取得することを目的としており細かな分解能は必要がないため、条件が小さく設定されていることによると考える。これよりOBI-2D撮影においては皮膚被ばくについてそれほど問題視しなくとも大丈夫ではないかと思われる。

一方CBCT撮影であるが、こちらは少々気になる値が出た。PelvisにおいてP点の線量は直腸の被ばく線量に近いと考えられる。一般的な前立腺がんの治療を考える場合照射は35分割で行われ、その都度CBCT撮影を行うと仮定するとP点線量は合計で1.4Gyとなり、Pelvis spotlightモードであれば2.3Gyにも達する。これは肛門粘膜の炎症や潰瘍が危惧されるレベルであり、CBCTの頻回の撮影はリスクが大きいことが示唆された。

ここで35分割の治療における2D撮影とCBCT撮影によるA点(身体前面)、L点(身体側面)それぞれの合計皮膚線量を比較してみる。2Dは一回の照射で直交する2画像を取得するためAP方向の線量をA点、Lat方向の線量をL点の線量と考えた。CBCTについてはA点線量とL,R点線量の平均をそれぞれ一回の撮影線量として用いた。

表7 35回撮影した場合の皮膚線量[mGy]

	A点		L点	
	2D	CBCT	2D	CBCT
Head	17.2	28.9	160.0	161.3
Thrax	6.0	403.2	78.0	225.0
Pelvis	12.1	1349.3	118.3	747.0
Pelvis-S		292.8		1324.7

表7より2D撮影に比べCBCT撮影では被ばく線量が大きく跳ね上がるのがわかる。特に条件の大きな部位ではこの差は無視できないものとなるだろう。CBCT撮影は週1回にとどめ、あとは2D撮影による位置合わせを行うなどの対策が必要であると考えられる。仮に前立腺がんの治療を考えた場合、CBCTのみであればA点・L点の合計線量はそれぞれ1.34Gy,0.74Gyとなるが、このプランの場合であればそれぞれ0.28Gy,0.25Gyにまで抑えられる計算結果となる。

8 結語

本研究の測定結果より，放射線治療の位置合わせにおいて **kV-Imager** を用いる場合，**2D** 撮影についてはそれほど被ばくに対し神経質になる必要は薄いと考えられるが，**CBCT** 撮影を行う際は十分な注意が必要であることが示唆された。

9 謝辞

本論文を作成するにあたり、多くの有益な助言を賜りました大阪大学大学院医学系研究科医用物理工学講座 松本光弘 准教授に深く感謝申し上げます。さらに、本研究に対し快くご協力いただきました大阪府立母子保健総合医療センターと彩都友誼会病院の関係者の皆様にこの場をお借りして深く感謝の意を表します。

10 参考文献

- 1) 日本医学物理学会, シホン放射線技術学会, 日本放射線腫瘍学会. 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). 2010.9.23
- 2) Recommendations of the ICRP • ICRP Publication 26 ,Ann.ICRP1(3).1977
- 4) 前越 久 編. 医療被曝セミナーテキスト. 日本放射線技術学会中部部会・計測分科会, 1998.
- 4) 春井 章吾. 診断X線領域における後方散乱係数及び表面吸収線量の近似関数の検討. 大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 医療技術科学分野 修士論文. 2011.1.29
- 5) 春井 章吾, 松本 光弘, 小縣 裕二. 蛍光ガラス線量計小型素子システムにおける素子タイプ別エネルギー依存性と線量補正の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2010;66(5):509-514
- 6) Varian Medical Systems. Specifications ON-Board Imager Confidence in tumor targeting. USA,2007,2008,2010