

遮光した線量計で、校正されたエネルギー以外の線源により照射した際には、エネルギー補正が必要である。今回照射した CT 装置の X 線のエネルギーは 80kVp と 120kVp であった。米国 Landauer 社のカタログによると、80kVp で校正された microStar リーダーで 120kVp の CT 装置の線量測定には 1.12 の補正係数を用いるように示されているので、リーダーの読みに 1.12 を乗じた線量を測定値とし、mGy 単位で測定値を求めた。

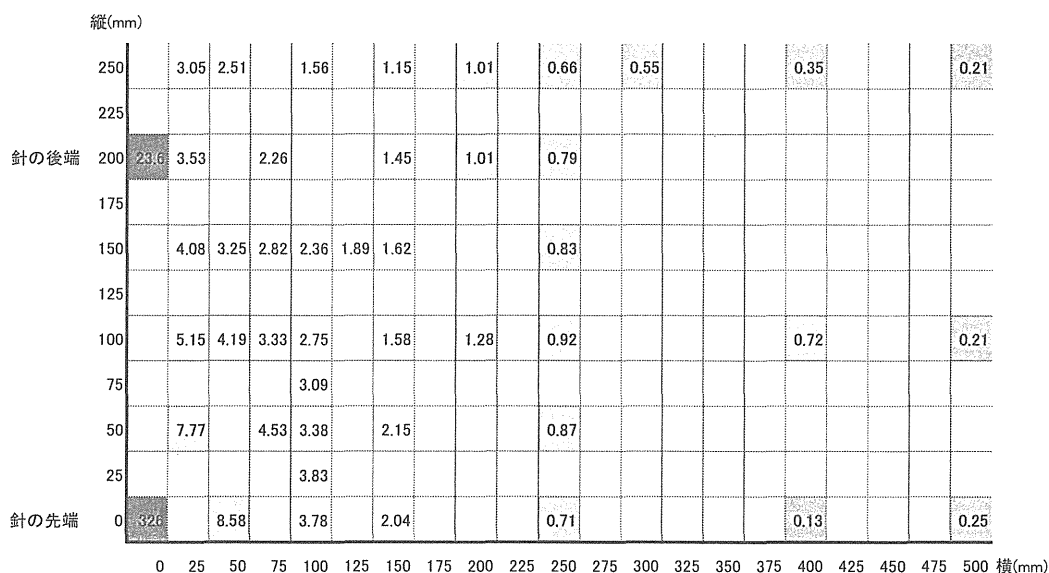
指の線量指標として、穿刺点から 5~10cm 尾側で体表から 10~20cm 離れた領域の平均空間線量を用いた。

3. 研究結果

3.1. 線量分布

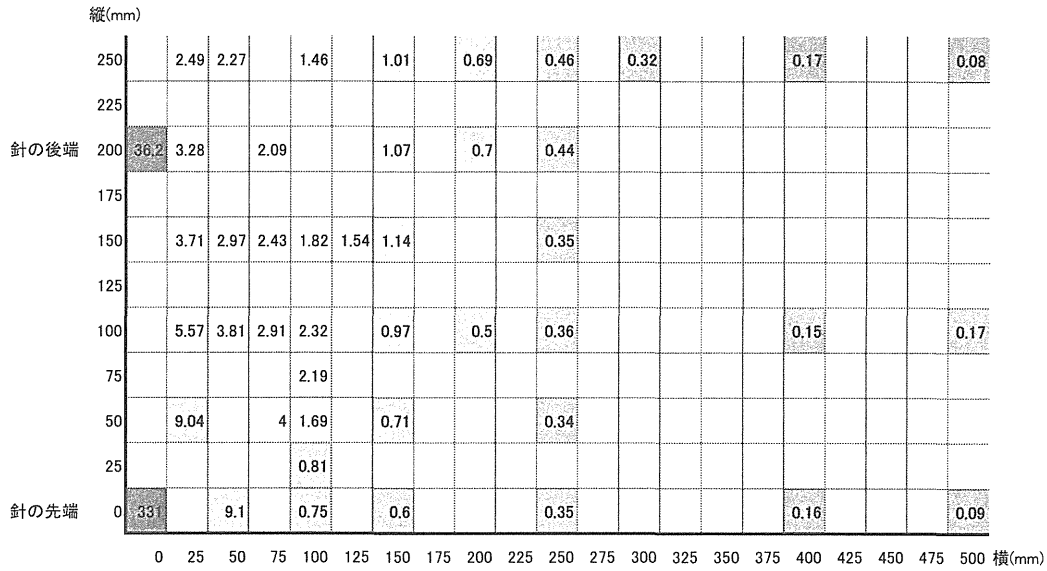
5 種類の撮影条件における線量分布を高線量（黒）～低線量（白）の濃淡マップと mGy 単位の数値で示す。

3.1.1. エッジプロテクタ無し



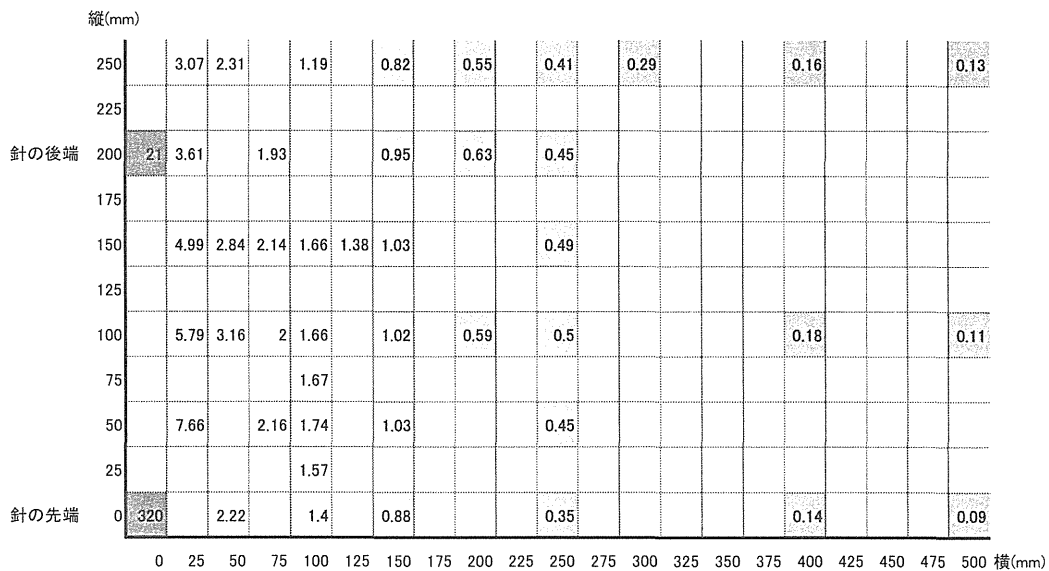
プロテクタ無し

3.1.2. エッジプロテクタ有り (距離 5cm)



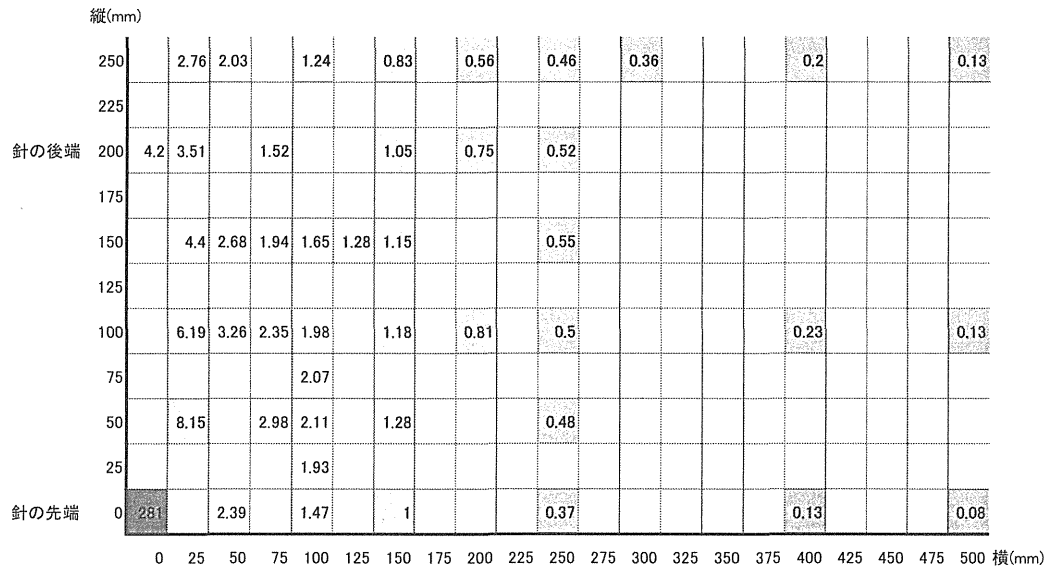
プロテクタ5cm

3.1.3. 通常プロテクタ (距離 1cm)



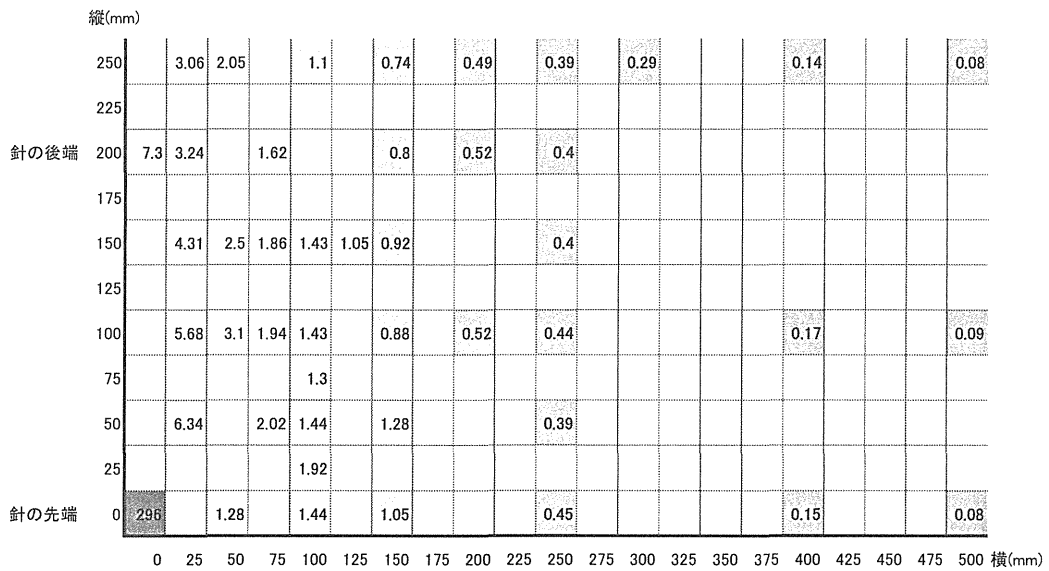
反転1cm

3.1.4. エッジプロテクタ反転（距離 1cm） + 頭側に通常プロテクタ



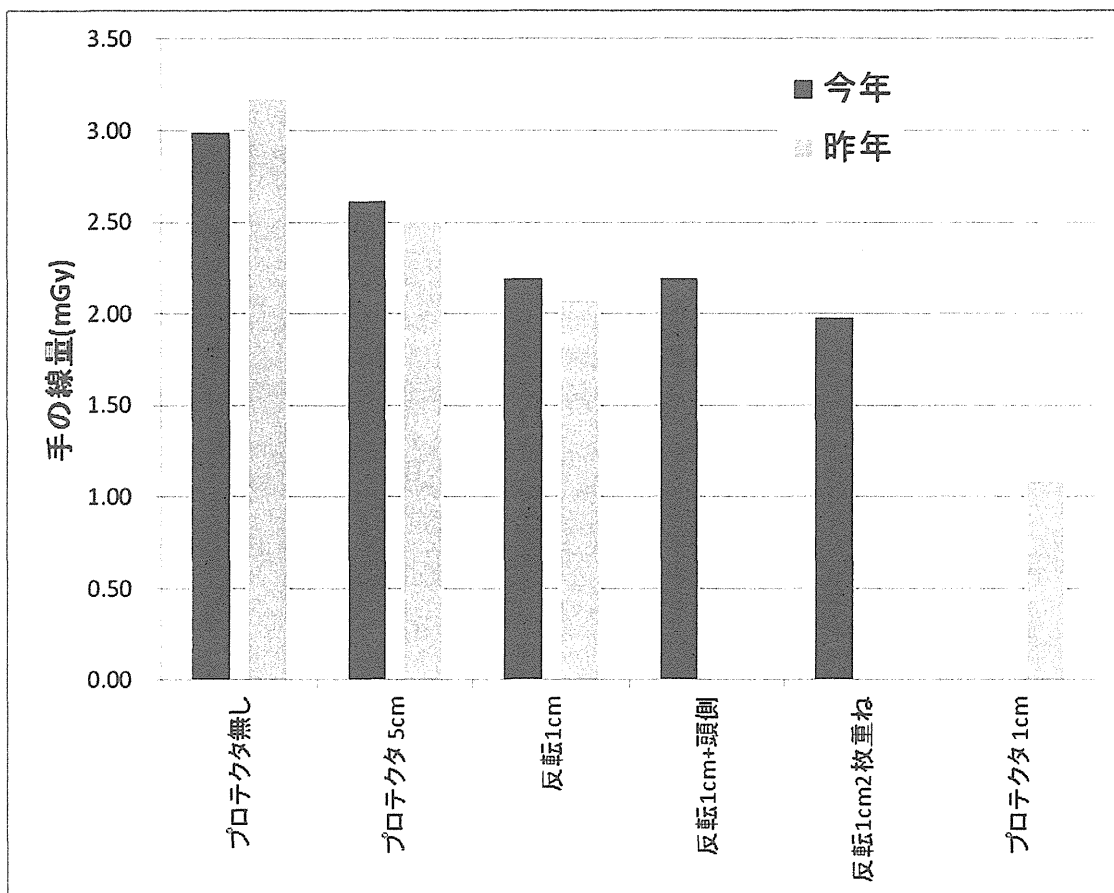
反転1cm+頭側

3.1.5. エッジプロテクタ反転（距離 1cm） + 通常プロテクタ重ね置き



プロテクタ1cm、反転、2枚重ね

3.2. 手指の線量指標



各撮影条件の指の線量指標は順に 3.00 mGy、2.62 mGy、2.20 mGy、2.20 mGy、1.98 mGy、であった。昨年の結果では、1cm までウェッジを近接した場合の線量指標は 1.09 mGy であった。昨年の結果も併せてグラフに表した。

4. 考察

この実験の管電圧 120kVp における mAs 値は 2250mAs であったので、管電流 30mA での CT 透視に換算すると透視時間 75 秒の被ばくに相当する。難しい手技においては到達する透視時間であり、現実的な被ばく状況と考えられた。

エッジプロテクタ利用の有無にかかわらず穿刺位置の線量は高く、術者の手を直接線に晒さないことの重要性が改めて認識された。

プロテクタ無しの条件においては、撮影断面から 50~100mm 離れた位置の手指の位置でも 3mGy 程度の線量が観察され、直接線が当たらなくてもかなりの被ばくがあることがわかった。

前回と今回で同一な3つの撮影条件を比較すると、手指の線量指標が±約6%変動しており、測定誤差と考えられた。

穿刺位置より頭側のプロテクタは、散乱線防止効果が観察されなかった。ウェッジが無い

場合のプロテクタの厚さを倍にすると、散乱線は更に 10%低減された。しかし、厚さはそのままウェッジを追加した場合は散乱線が更に 48%低減されることを考えると、ウェッジ無しで厚くするだけでは十分な効果が得られないともいえよう。

手技を妨げない理想的なデザインは、ウェッジを完全に廃止するのではなく、針やデバイスに近い部分のみウェッジにスリット状の陥凹を設けるか、ウェッジに柔軟性を持たせるのが良いのかもしれない。

5. 結論

CT 透視を利用する際には、術者被ばくを低減するために散乱線遮蔽プロテクタを利用すべきである。散乱線遮蔽プロテクタは、穿刺位置近くにウェッジを設けることが肝要であり、尾側を厚くすることもある程度有効であるが、穿刺位置より頭側にプロテクタを追加する意味は無い。手技を妨げない理想的な遮蔽プロテクタデザインは、ウェッジにスリット状の陥凹を設けるか、ウェッジに柔軟性を持たせるのが良いのかもしれない。

6. 参考資料

エッジプロテクタ（株式会社六濤） [http://www.rikutoh.co.jp/products/brand/ct.html#](http://www.rikutoh.co.jp/products/brand/ct.html#nanoDot)

nanoDot 線量計 http://www.nagase-landauer.co.jp/nl_letter/pdf/23/no406.pdf

[http://www.landauer.com/uploadedFiles/Healthcare and Education/Solutions/Special Services nanoDot.pdf](http://www.landauer.com/uploadedFiles/Healthcare_and_Education/Solutions/Special_Services_nanoDot.pdf)

平成25年度厚生労働科学研究費補助金
(地域医療基盤開発推進研究事業)
「医療放射線防護に関する研究」

分担研究報告書

医学物理領域における放射線防護に関する研究

平成26年3月

研究分担者 成田雄一郎

目次

課題 5 医学物理領域における放射線防護に関する研究

要旨	-----	1
A 研究目的	-----	1
B 研究方法	-----	2
C 研究結果	-----	4
D 考察	-----	5
E 結論	-----	6
F 研究発表	-----	6
G 知的財産権の出願・登録状況	-----	6

厚生労働科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）

分担研究報告書

医学物理領域における放射線防護に関する研究

研究分担者 成田雄一郎 弘前大学大学院医学研究科 講師

要旨 放射線治療の高精度化は、がん病巣への放射線照射に対しより高い原体性、より高線量の照射の方向へと進化している。定位放射線照射(SRT, stereotactic radiation therapy)や強度変調放射線照射(IMRT, intensity modulated radiation therapy)は進化の最前線にある照射法である。一方でこれらの高精度照射法は患者の高いセットアップによりその効力が最大限発揮されるが、その目的で発展してきたのが画像誘導放射線治療(IGRT, image-guided radiation therapy)である。多くは診断用のX線撮影装置を併用し、一部ではこの装置を回転撮影に用いて得られるコーンビームCT(CBCT)を用いて患者の骨構造や臓器位置を同定して高精度の患者セットアップを実現する。しかし、医学物理的興味からすると、これらの付随的被ばく線量が、現代の高精度放射線治療が目指すところのがん局所制御の向上に見合うものであるか、いらぬ代償を払うことになるのかは不明である。本研究ではIGRTの一般的な使用下における（付随的な）被ばく線量の増加がどの程度であるのかについて実測に基づいて評価したので報告する。

A. 研究目的

画像誘導放射線治療（IGRT）が保険収載され（厚生労働省告示第69号、平成22年3月5日）、強度変調放射線治療（IMRT）や定位放射線治療など高精度放射線治療においては、放射線治療に伴う線量照射以外に IGRT に伴うX線照射が実施されることが大幅に増加している。通常は、治療直前に患者正面あるいは側面からのX線撮影画像と参照画像との比較による骨照合法により患者セットアップが行われる。特に問題となり得るのが、On-board 型の IGRT 装置において装置を回転して撮影するコーンビームCT (CBCT) を毎回の治療で実施する場合で、その被ばく線量の低減が求め

られる場合がある。

IGRT は、IMRT や定位放射線治療など原体性の高い治療においてより威力を発揮することが期待されるが、一方で IGRT を併用するが故に PTV マージン（計画腫瘍体積、planning target volume）を低減化しすぎて、治療成績そのものを低下させるケースも報告されている¹⁾。IMRT では、多分割 コリメータ (MLC, multileaf collimator) を透過した低線量領域が通常治療よりも広範となり、また処方線量が増加される場合がほとんどであるがために、根治後の2次発がんのリスクも増加するとの報告もある²⁾。

このように、放射線治療といえども治療目的あるいは患者セットアップ目的の線

量照射の最適化あるいは適正な運用がなされない場合、2次発がんや患者の治療成績に対する悪影響が生じうる危険性を持ち合わせている。

本研究では、前立腺がんと頭頸部がんに対するIMRTにおいてIGRT目的で照射されるX線撮影あるいはCBCT撮影に伴う患者被ばく線量を評価したので報告する。

B. 研究方法

1. CTDI : CT dose index

CBCTによる患者被ばく線量の評価指標として、CT装置の性能評価のための線量値で用いられるCTDI (CT dose index) を用いて評価する。CTDIはCTDI評価専用ファントム中の空気カーマ(Gy)で定義され、CT用電離箱で測定した照射線量(C/kg)に空気W値(33.97eV)を乗じて求められる。

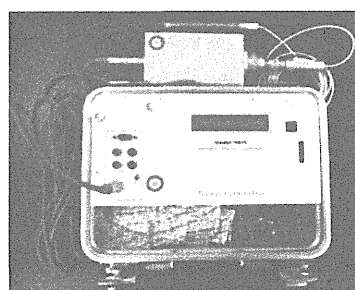
本研究では、ファントム中心の $CTDI_c$ とファントム辺縁の平均 $CTDI_p$ を加重平均した $CTDI_w$ を被ばく線量評価指標として用いて、実測および国際機関が発表している参照線量値と比較した。その際、一部のCTDIは $CTDI_w$ をスライスピッチで除した $CTDI_{vol}$ を採用しているので注意されたい。高精度放射線治療(強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療、動体追尾照射)における、技術的あるいは医学物理的課題について、現存するガイドラインを踏まえ、また国際的な指針等を参考文献とし、まとめるとともに課題解決にむけた提言書の作成の準備を実施する。

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (式1)$$

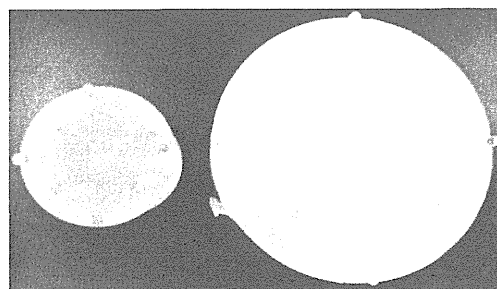
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (式2)$$

2. CTDI 測定機器

CTDIの測定には、Radcal社製のペンシル型線量計を専用のPMMA製円柱ファントムに挿入し実施した。円柱ファントムは頭部用が直径16cm、腹部用が直径32cmである(Fig.1)。



(a) ペンシル型線量計



(b) PMMA製円柱ファントム

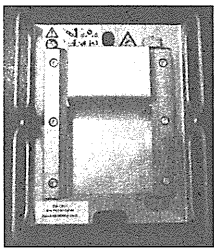
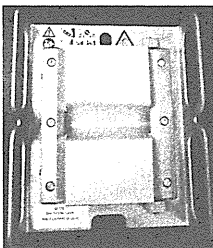
Fig.1 (a) CTDI測定用の線量計および(b)アクリルファントム(左:頭部用、右:腹部用)

3. CBCT 撮影条件 (CTDI_w測定用)

本検討で使用したリニアック装置は On-board Imaging システム (Ver.1.4) を搭載した Varian 社製 Clinac-iX である。

通常の患者セットアップでは、この OBI システム (診断用 X線撮影装置) を用いて正面、側面の 2 方向の撮影 (OBI 撮影) による患者骨構造によるセットアップを実施する。位置修正を伴う場合などでは、正側の撮影を複数回実施する。また、体内での前立腺の移動や、膀胱および直腸の内容物の有無をみてセットアップする場合には OBI 装置を回転させ、擬似的な CT 撮影 (CBCT) を実施する。CBCT による患者セットアップで撮影する撮影条件を Table 1 に示す。前立腺では骨盤体厚が厚いため、管電圧は高く、CT データ収集の撮影角度が全周 360° であるのに対し、頭頸部領域では管電圧も低く撮影角度も半周で撮影を実施する。

Table 1 前立腺および頭頸部がんの IMRT の患者セットアップで撮影する CBCT の撮影条件

	前立腺	頭頸部
管電圧	125kV	100kV
管電流	80mA	10mA
撮影時間	13msec	20msec
収集角度	360°	200°
	Half Bow Tie Filter 	Full Bow Tie Filter 

4. IMRT における OBI/CBCT の撮影

IMRT に対する高精度患者セットアップの目的として実施される IGRT において、OBI 撮影は骨照合による患者セットアップ (正側 2 方向による 3 次元セットアップ) の目的で実施され、毎回の治療で行われる。ただし、治療前の撮影では目標とするセットアップ誤差以下にならない場合、患者固定具内での患者回転が認められた時などでは、1 回の治療で複数回の撮影が行われることがある。CBCT 撮影は CT 画像上で前立腺のターゲット照合や骨照合目的で実施されるが、本研究では 1 週間に 1 回の撮影を基本とし、前立腺がんの場合は前立腺位置の大幅なずれや直腸内のベン、ガスの確認、膀胱内の蓄尿量の確認のため、また頭頸部がんでは腫瘍の大幅な縮小がないかの確認の目的で実施される。

患者一人当たりの OBI 撮影回数、CBCT 撮影回数は治療線量 (治療日数) に依存する。青森県立中央病院で前立腺がんあるいは頭頸部がんの IMRT を受けた患者、それぞれ 87 名および 28 名の患者に対する OBI と CBCT の撮影を Table 2 および Table 3 に示す。また、OBI の撮影条件を Table 4 に示す。

(倫理面への配慮)

なし

Table 2 前立腺がんに対する IMRT における総線量/治療回数毎の患者数と OBI および CBCT 撮影回数

患者数	合計	87 名
総線量/治療回数	うち	
	62.5Gy/26fr	15 名
	65Gy/26fr	4 名
	70Gy/35fr	5 名
	72Gy/36fr	5 名
	74Gy/37fr	15 名
	76Gy/38fr	43 名
OBI 撮影回数		
	正面	[72-194 回]
	平均	122.1 回
	中央	124 回
	側面	[72-168 回]
	平均	115.2 回
	中央	121 回
CBCT 撮影回数		
		[4-13 回]
	平均	7.7 回
	中央	8 回

Table 3 頭頸部がんに対する IMRT における総線量/治療回数毎の患者数と OBI および CBCT 撮影回数

患者数	合計	28 名
総線量/治療回数	うち	
	30Gy/15fr	1 名
	50Gy/25fr	4 名
	60Gy/30fr	8 名
	66Gy/33fr	9 名
	70Gy/35fr	6 名
OBI 撮影回数		
	正面	[44-146 回]
	平均	102.8 回
	中央	101.5 回
	側面	[72-168 回]
	平均	103.7 回
	中央	105 回
CBCT 撮影回数		
		[3-9 回]
	平均	6.4 回
	中央	7 回

Table 4 OBI 撮影条件

OBI 撮影方向	正面	側面
前立腺		
線量参考値	0.274mGy	0.798mGy
管電圧	75kV	115kV
管電流	80mA	80mA
撮影時間	50ms	63ms
頭頸部		
線量参考値	0.274mGy	0.274mGy
管電圧	75kV	75kV
管電流	80mA	80mA
撮影時間	50ms	50ms

C. 研究結果

1. CTDI_w の実測結果

CBCT における骨盤領域（前立腺がん）および頭部領域における CTDI_w の測定結果を Table 5 に示す。

Table 5 CBCT 撮影における CTDI_w の測定結果

	前立腺 (腹部用 Φ32cm)	頭頸部 (頭部用 Φ16cm)
測定値 CTDI _w	23.9mGy	2.8mGy
EC1999 CTDI _w	35mGy	60mGy
NRPB1999 CTDI _w	35mGy	60mGy
IAEA Guidance	25mGy	50mGy
AAPM1999 CTDI	60mGy	60mGy

2. IGRT (OBI+CBCT) に伴う被ばく線量

前立腺がんおよび頭頸部がんに対するIMRTにおいて、Table 2 および Table 3 に示した OBI と CBCT の撮影条件下でのIGRT に伴う被ばく線量を試算した結果をTable 6 に示す。

Table 6 前立腺がんおよび頭頸部がんの IMRT において IGRT を併用した場合の被ばく線量試算値

前立腺			
OBI	[77.2-168mGy]	平均	125.4mGy
		中央	130.5mGy
CBCT	[92.6-301.0mGy]	平均	173.8mGy
		中央	185.2mGy
頭頸部			
OBI	[24.7-80.8mGy]	平均	56.6mGy
		中央	56.6mGy
CBCT	[8.1-24.2mGy]	平均	17.3mGy
		中央	18.8mGy

D. 考察

IGRT併用によるIMRTでは、前立腺がんの場合で平均 173.8mGy(CBCT) + 125.4mGy(OBI)、最大301.0mGy(CBCT) + 168mGy(OBI)、頭頸部がんの場合で平均 17.3mGy(CBCT) + 56.6mGy(OBI)、最大 24.2mGy(CBCT) + 80.8mGy(OBI)の線量が患者セットアップの目的で、追加で照射されている。これらの線量は治療線量と比べても1%以下の線量であるが、その実態

が今回の研究で明らかとなった。しかし、前立腺がんの場合で仮にCBCTを毎回の治療で施行する場合には、例えば全治療回数を38回（総線量76Gy）とすると、その線量値はCTDI_w値で908.2mGyになることが試算され、決して無視できるレベルにならないことを強調しておく。

Dorr等³⁾によると、放射線治療を受けた31,000人のうち203名が2次性のがんを発症し、うち85名を詳細に調査した結果、58%が6Gy以下の照射領域、23%が1Gy以下の照射領域からの発症であったと報告しており、低線量の広範な分布がこれに寄与する可能性を懸念している。また、Kry等⁴⁾は、従来の放射線照射の術式に比べ低線量域を広範に分布させるIMRTでは、2次発がんのリスクが2~3倍程度あることを、Verellen等⁵⁾は頭頸部がんに対するIMRTにおいて従来よりも2次発がんのリスクが8倍に増加していると報告しており、いずれも高精度放射線治療に移行しその線量の体内での分布の違い、特に低線量域の広範な出現によって2次発がんなどのリスクが増加している点を指摘している。

IGRTもまた、患者の高精度のセットアップ精度を実現するためにこれまでになく付随的な被ばくの増加につながっており、同様のリスクの増加が懸念される。IGRTは保険収載された診療項目であるが、これによる付随的な被ばく線量は決して少なくないことを踏まえると、IGRTの運用方法を含め、またIMRTなどの高精度放射線治療の治療成績と2次発がんや他の合併症の出現率とを踏まえ、適用の最適化についても議論されるべき課題である。

E. 結論

本研究において、本邦の放射線治療における患者防護の観点から、特に高精度放射線治療を推進していく上での、脆弱性が明らかとなった。医学物理士不足の根本問題はあるにせよ、品質管理等を徹底し、その成果を患者に還元できる体制および、技術的物理的手順等の整備を急ぐ必要があると示唆される。

(参考文献)

- 1) Engels B, Soete G, Verellen D, Storme G. Conformal arc radiotherapy for prostate cancer: increased biochemical failure in patients with distended rectum on the planning computed tomogram despite image guidance by implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009 Jun 1;74(2):388-91.
- 2) Hall EJ, Phill D. Intensity-modulated radiation therapy, Protons, and the risk of second cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006 65(1):1-7.
- 3) Dörr W, Herrmann T. Cancer induction by radiotherapy: dose dependence and spatial relationship to irradiated volume. *J Radiol Prot.* 2002 Sep;22(3A):A117-21.
- 4) Kry SF, Followill D, White RA, Stovall M, Kuban DA, Salehpour M. Uncertainty of calculated risk estimates for secondary malignancies after radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007 Jul 15;68(4):1265-71.
- 5) Verellen D, Vanhavere F. Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for

IMRT treatment in the head and neck region. *Radiat. Oncol.* 1999 53:199-203.

F. 研究発表

1. 論文発表
なし
2. 学会発表

1. 「IGRTガイドラインの概説」 日本医学物理士会 2012.10.7 東京
2. 「高精度放射線治療によるパラダイムシフト(PS)と今後の展開 : 高精度放射線治療の検証作業はどこまで簡略化できるか？」 第25回日本放射線腫瘍学会. 2012.11.23 東京

G. 知的財産権の出願・登録状況 (予定を含む)

1. 特許取得
なし
2. 実用新案登録
なし
3. その他

