

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 5 月 25 日現在

機関番号：17401

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24591843

研究課題名(和文)画像誘導放射線治療における位置決めCTの被ばく線量評価及び線量と画質の最適化

研究課題名(英文) Patient organ doses from kV-cone beam CT in image-guided radiation therapy and optimization of image dose and quality.

研究代表者

荒木 不次男(Araki, Fujio)

熊本大学・生命科学研究部・教授

研究者番号：00295148

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,600,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、放射線治療患者のQOLの向上を目指して、画像誘導放射線治療(IGRT)による位置決めX線CBCTの被ばく線量評価及び線量と画質の最適化を図るために、以下の事項を明らかにした。(1) kV-CBCTの簡便な吸収線量計測法を開発し、線量と画質の最適化を行った。(2) kV-CBCTの患者体内の線量分布をMonte Carlo simulation及び放射線治療計画装置から算出し、治療線量とCBCT線量の加算から直腸や水晶体等のリスク臓器の被ばく線量を線量体積ヒストグラム(DVH)から定量的に評価した。(3) kV-CBCT, MV-CBCT, MV-FBCTの被ばく線量を算出した。

研究成果の概要(英文)：(1) We developed a novel method to directly evaluate the absorbed dose-to-water for kV-CBCT by Farmer ionization chamber measurements with a ^{60}Co absorbed dose-to-water calibration factor. The absorbed doses for two kV-CBCT systems of the Varian On-Board Imager and the Elekta X-ray Volumetric Imager that currently are in widespread clinical use were measured by using the CT cylindrical water phantom. In addition, the dose distributions in the phantom for both kV-CBCT systems were calculated with Monte Carlo (MC) method and were compared with measured values.

(2) The patient dose distributions from kV-CBCT systems were computed from MC simulations by using patient CT image data sets for five treatment sites of head, "head and neck", chest, abdomen, and pelvis. The organ doses at each site were quantitatively evaluated from dose-volume histograms. This approach made it possible to compare patient organ doses between two different kV-CBCT systems by using the same patient CT images.

研究分野：放射線治療計測学

キーワード：Cone beam CT IGRT Monte Carlo simulation CT dosimetry 被ばく線量

1. 研究開始当初の背景

近年、高精度な照射技術の普及にともない、患者の正確な位置決めと病巣の位置確認を目的に、Cone-beam CT (CBCT), MV-Fan beam CT (FBCT) を用いた画像誘導放射線治療 (IGRT) が増加し、位置決め精度が飛躍的に改善されてきた。しかし、一方で CBCT を毎日の位置確認に使用する場合、患者の被ばく線量は放射線治療による線量に加算され、放射線感受性が高いリスク臓器の二次誘発がん等の晩発性障害の可能性を高くする。

現在、国内の IGRT ガイドライン(2010 年)は、装置とその位置決め精度の品質保証・管理に関するもので、被ばく線量の拘束値は示されていない。一方、米国医学物理学会 (AAPM) の IGRT 被ばく線量ガイドライン(2007 年)では、CT の線量評価に CTDI (Computed Tomography Dose Index) が用いられているが、CTDI はファントム内の全体の平均線量の指標であり、任意の点やリスク臓器の積分線量の評価に使用できない。したがって、IGRT における kV-CBCT の被ばく線量の評価に関する実務的な吸収線量計測法が確立されておらず、ほとんどの施設で被ばく線量が管理されていない。

AAPM では 40-300 kV-X 線の吸収線量計測法として、対象とする kV-X 線エネルギーに対して空気カーマで校正された電離箱線量計を用いて、水中 2 cm 深の照射線量から吸収線量を評価する方法を推奨している(文献 1)。これは、電離箱線量計の空気カーマ校正に加え、限定された照射条件(線質、照射野サイズ、水中の深さ、電離箱)での吸収線量計測にしか適応できない。実際には照射線量から吸収線量への変換に必要な物理パラメータ(質量エネルギー吸収係数や電離箱の感度比)は照射条件に依存する。本研究の目的は、どの施設でも簡便に使用可能な kV-CBCT の吸収線量計測法を開発し、それに必要な物理パラメータを提供する。これによって、施設と装置間の被ばく線量の比較が可能で、被ばく線量低減に利用できる。さらに、Monte Carlo (MC) simulations と放射線治療計画装置による CT 画像を用いた kV-CBCT の線量分布計算と線量体積ヒストグラム(DVH)を算出することで、治療線量に CBCT 線量を加算したリスク臓器の被ばく線量の定量的な評価と管理が可能となる。

研究代表者は、kV-CBCT の吸収線量評価を行うに際し、これまでの研究成果(文献 2-6)をもとに従来と異なる簡便な kV-CBCT の吸収線量計測法を考案した。本計測法は、対象とする X 線エネルギーにおける空気カーマ校正定数の代わりに、どの治療施設でも利用可能な Co60 で校正された水吸収線量校正定数を使用する。kV-CBCT における電離箱の感度(応答)補正と、測定に使用するファントムと水の吸収線量比は、MC から算出して提供する。本計測法では、基準電離箱と測定用ファントムがあれば、どの治療施設でも簡便に吸収線

量の評価が可能である。

2. 研究の目的

放射線治療患者の QOL の向上を目指して、IGRT による位置決め X 線 CBCT の被ばく線量評価及び線量と画質の最適化を図る。具体的には、以下の事項を明らかにする。

1. kilovoltage(kV)-CBCT の簡便な吸収線量計測法を開発し、線量と画質の最適化を図る。
2. kV-CBCT の患者体内の線量分布を MC simulation 及び放射線治療計画装置から算出し、治療線量と CBCT 線量の加算から直腸や水晶体等のリスク臓器の被ばく線量を線量体積ヒストグラム(DVH)から評価する。
3. kV-CBCT, MV-CBCT, MV-FBCT の被ばく線量の比較を行う。

3. 研究の方法

3.1. CBCT(kV, MV)と MV-FBCT のファントム吸収線量計測(絶対線量と線量分布)

現在 IGRT に使用されている kV-CBCT, MV-CBCT, MV-FBCT(表 1-3)を対象に、基礎的実験としてファントムを用いて、電離箱線量計による吸収線量計測を行う。本手法の利点は、絶対線量計測として国家標準が確立されている Co60 の水吸収線量校正定数を持った基準電離箱を使用するので、すべての治療施設で本計測法が利用できることである。

3.1.1. kV-CBCT の Monte Carlo モデリング
kV-CBCT(Varian OBI, Elekta XVI)の吸収線量計測及び線量分布計算を行うために、EGSnrc Monte Carlo(MC) simulations を用いてビームモデリングを行う。モデリングは測定したビームデータ(PDD, OCR)との比較で検証する。

3.1.2. kV-CBCT の吸収線量計測法

kV-CBCT の吸収線量計測は、電離箱による固体ファントム中の測定から直接的に水の吸収線量評価を行う。実際には、図 1(a)に示すように電離箱を挿入して測定する。電離箱は、ファントム内の任意の位置に移動して測定可能である。測定電離量は、kV-CBCT と Co60 に対する電離箱のエネルギーレスポンス(応答)比とファントム補正係数から水の吸収線量に変換される。

3.1.3. 線量分布の評価と比較

図 1(a)の固体ファントムを用いて、kV-CBCT(Varian OBI, Elekta XVI), Siemens MV-CBCT, Accuray MV-FBCT(TomoTherapy)について、各撮影条件による電離量測定から線量分布の評価及び比較を行う。同様に、蛍光ガラス素子(GD-352M, GD-302M)を 1 箇所、3 本ずつ設置し、電離箱と同一位置での吸収線量を測定する。さらに、ファントムの CT 画像を用いた MC 計算から線量分布を求め、電離箱測定値との一致性を検証する。同様に、図 1(b)の円筒形水ファントムを用いて

kV-CBCT の線量比較を行う。



図1 CBCTの吸収線量計測用ファントム
(a) 固体ファントム, (b) 円筒形水ファントム

3.1.4. 電離箱測定による線量評価

円筒形ファントムを用いた測定電離量は図2の手順にしたがって水の吸収線量に変換される。(a)で測定された電離量は、(b)の水中の電離量にMCで算出したファントム補正係数で変換され、最終的に(c)の水吸収線量は ^{60}Co とkV-CTの線質変換係数 k_Q によって求められる。

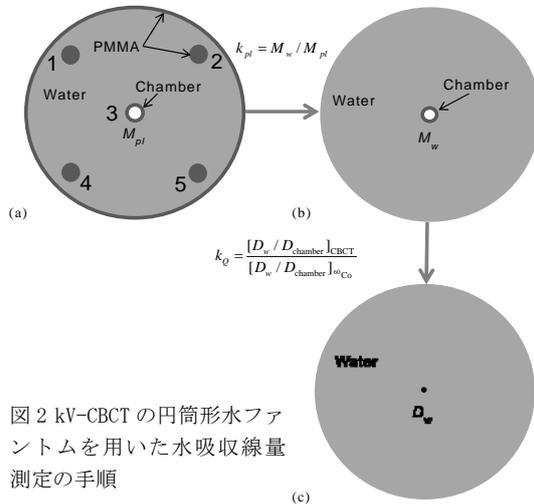


図2 kV-CBCTの円筒形水ファントムを用いた水吸収線量測定の手順

表1 kV-CBCTの照射条件

	Varian OBI		Elekta XVI	
	Pelvis	Head	Pelvis	Head
X-ray voltage	125 kV	100 kV	120 kV	100 kV
X-ray current/projection	80 mA	20 mA	40 mA	20 mA
Exposure time	13 ms	20 ms	40 ms	20 ms
Number of projections	655	360	660	183
Exposure	680 mAs	145 mAs	1056 mAs	73.2 mAs
Bowtie filter	Half	Full	F1	F0
Rotation range	360°	200°	360°	200°
Rotation angle	90-90°	90-290°	270-270°	20-180°

表2 kV-CBCTのフィルタと照射野設定

	Varian OBI		Elekta XVI	
	125 kV	100 kV	120 kV	100 kV
Bowtie filter	Half	Full	F1	F0
Field size (cm)	X ₁ =6.8 cm	X ₁ =13.6 cm	X ₁ =20.9 cm	X ₁ =13.8 cm
	X ₂ =23.5 cm	X ₂ =13.6 cm	X ₂ =6.7 cm	X ₂ =13.8 cm
	Y ₁ =10.3 cm	Y ₁ =9.2 cm	Y ₁ =13.8 cm	Y ₁ =13.8 cm
	Y ₂ =10.3 cm	Y ₂ =9.2 cm	Y ₂ =13.8 cm	Y ₂ =13.8 cm

表3 MV-CBCTとMV-FBCTの照射条件

	MV-CBCT		MV-FBCT
	Siemens		TomoTherapy
	Pelvis	Head	Normal
X-ray voltage	4 MV	4 MV	3.5 MV
X-ray current per projection			
Exposure time	50 MU/min	50 MU/min	17 MU/min
Number of projections	222°/min	222°/min	51/rotation
Total mAs or MU	8 MU	5 MU	43 MU
Filter			
FOV	27.4 cm	27.4 cm	40 cm
Gantry rotation range	200°	200°	360°
Gantry rotation angle	270-110°	270-110°	Helical

3.2. kV-CBCTにおける患者及びリスク臓器の被ばく線量の評価と比較

本学病院の放射線治療における計画CT画像(頭部、頸部、胸部、腹部、骨盤部)を用いて、MC計算から各撮影条件における線量分布を求め、各臓器のDVHから患者及びリスク臓器の被ばく線量を定量的に評価し、Varian OBIとElekta XVIの線量比較を行う。

4. 研究成果

4.1. kV-CBCTのMCモデリング

図3に、kV-CBCT(Varian OBI 125 kV, Elekta XVI 120 kV)におけるPDDとOCRのMC計算と電離箱測定と比較を示す。線源表面間距離(SSD)100 cmである。MC計算によるPDDは測定値と2-3%以内で一致した。OCRでは、水深1 cmと5 cmにおいて測定値と約5%以内の一致で、辺縁部で差が大きくなった。管電圧100 kVにおいても同様にMC計算と測定値は良い一致であった。

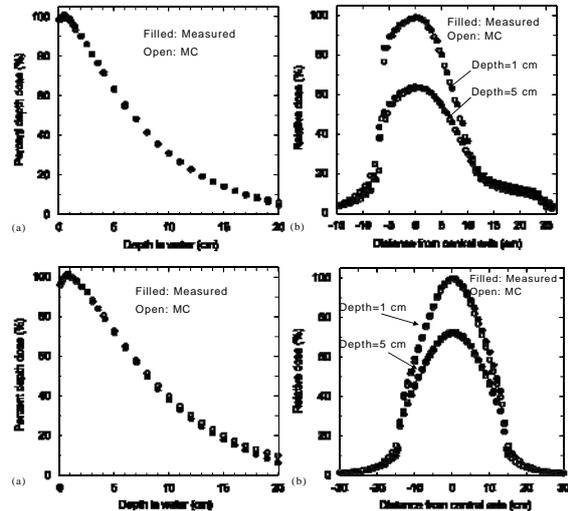


図3 kV-CBCTのVarian OBI 125 kV(上図)、Elekta XVI 120 kV(下図)におけるPDDとOCRのMC計算と電離箱測定と比較。SSD=100 cm。

4.2. kV-CBCTの吸収線量計測(絶対線量と線量分布)

表4,5に、図1(a)の固体ファントムと図1(b)の円筒形水ファントムにおけるMC計算

から求めた kV-CBCT (Varian OBI, Elekta XVI) の水と PMMA のファントム補正係数(電離量比) k_{pl} と線質変換係数 k_Q を示す. MC 計算の不確定度は 1 s. d. で示されている.

表 4 固体ファントムにおける kV-CBCT の k_{pl} と k_Q

Varian OBI	125 kV CBCT		100 kV CBCT	
	Half bowtie filter		Full bowtie filter	
Depth (cm)	k_Q	k_{pl}	k_Q	k_{pl}
1.5	0.882 ± 0.3%	1.003 ± 0.4%	0.870 ± 0.3%	1.003 ± 0.4%
5	0.884 ± 0.4%	1.002 ± 0.5%	0.871 ± 0.4%	1.000 ± 0.4%
10	0.895 ± 0.6%	1.007 ± 0.6%	0.885 ± 0.6%	1.008 ± 0.6%
Average	0.887 ± 0.8%	1.004 ± 0.3%	0.875 ± 1.0%	1.004 ± 0.4%

Elekta XVI	120 kV CBCT		100 kV CBCT	
	Full bowtie filter		Without bowtie filter	
Depth (cm)	k_Q	k_{pl}	k_Q	k_{pl}
1.5	0.888 ± 0.3%	1.006 ± 0.4%	0.875 ± 0.3%	1.003 ± 0.3%
5	0.884 ± 0.4%	1.009 ± 0.4%	0.872 ± 0.4%	1.006 ± 0.4%
10	0.890 ± 0.5%	1.007 ± 0.6%	0.880 ± 0.5%	1.011 ± 0.5%
Average	0.887 ± 0.4%	1.007 ± 0.2%	0.875 ± 1.0%	1.007 ± 0.4%

表 5 円筒形水ファントムにおける kV-CBCT の k_{pl} と k_Q

	Varian OBI		Elekta XVI	
	Pelvis mode	Head mode	Pelvis mode	Head mode
	125 kV Half	100 kV Full	120 kV F1	100 kV F0
k_{pl}	0.994 ± 0.5%	0.985 ± 0.4%	0.995 ± 0.4%	0.977 ± 0.4%
k_Q	0.881 ± 0.5%	0.872 ± 0.4%	0.886 ± 0.4%	0.882 ± 0.4%

4.2.2. ファントム内の吸収線量評価

表 6 に, 図 1(a) の固体ファントムにおける kV-CBCT, MV-CBCT および MV-FBCT の各測定点での吸収線量の比較を示す. 各測定点は左上から右下に向かって 1-9 である. 蛍光ガラス素子 (RGD) と電離箱の線量差は, kV-CBCT で最大と平均でそれぞれ 4.4% と -0.04%, 同様に MV-CBCT で 2.3% と -0.2%, MV-FBCT で 3.0% と 0.5% であった.

表 6 固体ファントムにおける kV-CBCT, MV-CBCT, MV-FBCT の線量比較: 電離箱と RGD の測定

Measurement points	Unit: cGy					
	kV-CBCT		MV-CBCT		MV-FBCT	
	Ion chamber	RGD ^a	Ion chamber	RGD ^b	Ion chamber	RGD ^b
1	2.88	2.91 ± 2.6%	7.44	7.46 ± 0.8%	1.35	1.34 ± 5.3%
2	4.06	4.24 ± 3.3%	7.54	7.40 ± 1.5%	1.37	1.35 ± 3.7%
3	3.17	3.19 ± 0.2%	7.79	7.69 ± 1.0%	1.34	1.27 ± 0.2%
4	2.52	2.51 ± 3.7%	5.42	5.39 ± 0.6%	1.25	1.25 ± 3.5%
5	2.79	2.79 ± 1.7%	5.31	5.31 ± 0.9%	1.28	1.28 ± 1.9%
6	2.49	2.44 ± 1.9%	5.74	5.80 ± 1.3%	1.25	1.27 ± 0.6%
7	3.11	3.11 ± 0.2%	4.08	4.09 ± 1.1%	1.29	1.30 ± 0.5%
8	3.89	3.87 ± 3.1%	4.02	4.05 ± 1.4%	1.30	1.34 ± 0.9%
9	2.77	2.67 ± 1.5%	4.36	4.39 ± 0.7%	1.28	1.31 ± 3.0%

a: RGD-352M, b: RGD-302M

図 4 は図 1(b) の円筒形水等価ファントムにおける Varian OBI と Elekta XVI の各測定点での電離箱測定による吸収線量を示す.

Elekta XVI は Varian OBI に比べ約 1/3 の吸収線量である. これはビームハードニング効果の違いによる.

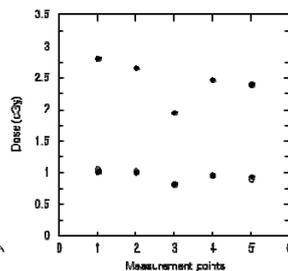


図 4 円筒形水ファントムにおける吸収線量

4.2.3. 吸収線量評価の不確定度

表 7 は図 1(b) の円筒形水ファントムの中心における本法と AAPM TG-61 における吸収線量の比較を示す. 本法は AAPM TG-61 比べて線量が約 4% 低くなる

表 8 は本法と AAPM TG-61 の吸収線量評価の不確定度の比較を示す. 本法は AAPM TG-61 と比較して直接的に吸収線量を求めるため, 不確定度が約半分の 2.1% である.

表 7 円筒形水ファントムの中心における本法と TG-61 との吸収線量の比較

	Varian OBI		Elekta XVI	
	Pelvis mode	Head mode	Pelvis mode	Head mode
	125 kV Half	100 kV Full	120 kV F1	100 kV F0
D_w (cGy) in our method	1.94	0.47	0.82	0.20
D_w (cGy) in TG-61	2.02	0.49	0.85	0.21
% difference (%)	-3.9	-4.3	-4.3	-4.4

表 8 円筒形水ファントムの中心における本法と TG-61 との吸収線量の比較

	AAPM TG-61		Our method	
	Type of quantity or procedure	Uncertainty (%)	Type of quantity or procedure	Uncertainty (%)
N_k		2.5	$N_{D,w}$	0.54
Beam quality difference		2.0	k_Q	0.4
$P_{Q, chamber}$		1.5		0.4
$[(\bar{M}_{en} / \rho)_{air}^*]_{water}$		1.5		
User's beam		2.0	User's beam	2.0
k_{pl}		0.4	k_{pl}	0.4
Determination of dose at kV-CBCT		3.0		
Combined uncertainty		5.3		2.1

4.3. kV-CBCT における患者及びリスク臓器の被ばく線量の評価と比較

図 5 は骨盤部 CT 画像から計算された Varian OBI と Elekta XVI の線量分布と各臓器の線量体積ヒストグラム (DVH) の比較を示す. Elekta XVI は Varian OBI に比べて約 1/3 の吸収線量である.

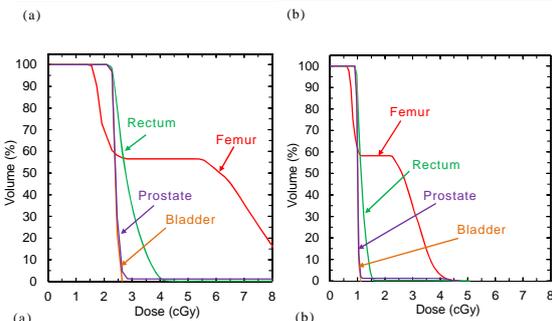
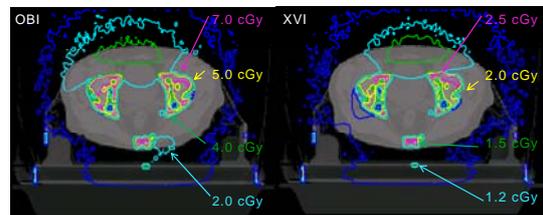


図 5 骨盤部における臓器線量と DVH の評価

表9は体幹部における Varian OBI と Elekta XVI の各臓器線量の比較を示す。

表9 骨盤部における OBI と XVI の臓器線量の比較

	Chest		Abdomen		Pelvis	
	OBI (cGy)	XVI (cGy)	OBI (cGy)	XVI (cGy)	OBI (cGy)	XVI (cGy)
Spinal cord	2.39	1.07	1.45	0.66		
Esophagus	3.67	1.49	1.71	0.71		
Trachea	1.52	0.82				
Right lung	3.31	1.33				
Left lung	3.07	1.35				
Heart	4.13	1.60				
Liver			2.34	1.04		
Stomach			2.56	0.97		
Spleen			1.88	0.78		
Duodenum			2.31	0.98		
Pancreas			2.10	0.88		
Right kidney			1.40	0.66		
Left kidney			1.30	0.69		
Bladder					2.80	1.13
Prostate					2.39	0.99
Rectum					2.32	0.97
Testes					3.81	1.41

同様に、図6は頭部CT画像から計算された Varian OBI と Elekta XVI の線量分布と各臓器の DVH の比較である。

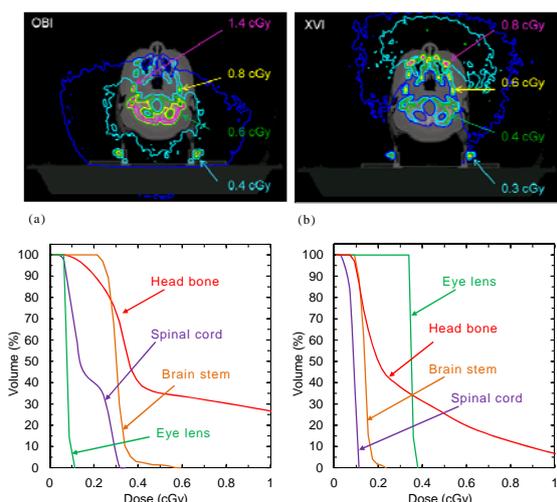


図6 頭部における臓器線量と DVH の評価

図10 頭部における OBI と XVI の臓器線量の比較

	Head		Neck	
	OBI (cGy)	XVI (cGy)	OBI (cGy)	XVI (cGy)
Brain stem	0.43	0.21	0.21	0.10
Right eye lens	0.13	0.32	0.10	0.29
Left eye lens	0.09	0.34	0.09	0.31
Right eyeball	0.17	0.33	0.13	0.25
Left eyeball	0.15	0.39	0.10	0.28
Right optical nerve	0.43	0.36	0.22	0.20
Left optical nerve	0.40	0.36	0.22	0.22
Optic chiasm	0.24	0.15	0.19	0.13
Spinal cord	0.37	0.13	0.18	0.09
Right parotid			0.45	0.18
Left parotid			0.34	0.22
Right submandibular			0.30	0.16
Left submandibular			0.27	0.18
Right sublingual			0.11	0.20
Left sublingual			0.12	0.27
Thyroid			0.19	0.26

引用文献

- ① Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, et al, Med Phys, 28, 868-893, (2001)
- ② 荒木不次男, 日本放射線腫瘍学会誌, 17, 53-63, 2005
- ③ Araki F, Med. Phys., 33, 2955-63, 2006
- ④ Araki F, Med. Phys., 34, 4368-77, 2007
- ⑤ Araki F, Med. Phys., 35, 4003-40, 2008
- ⑥ Araki F, Yoshiyama F, Ohno F, et al, Med. Phys., 38, 3513, 2011

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計6件)

- ① 河野友宏, 荒木不次男, 中口裕二, 大野剛, 画像誘導放射線治療における kV-cone beam CT の被ばく線量の評価, 日本放射線技術学会雑誌, 69(7), 753-760, 2013, 査読有 http://doi.org/10.6009/jjrt.2013_JSRT_69.7.753

- ② Fujio Araki, Tomohiro Kouno, and Takeshi Ohno et al. Measurement of absorbed dose-to-water for an HDR ¹⁹²Ir source with ionization chambers in a sandwich setup, Med Phys, 40(9), 092101-1-8, 2013, 査読有 <http://dx.doi.org/10.1118/1.4816673>

- ③ Takeshi Ohno, Fujio Araki, Shoya Tsuduki, Keiichi Kawasaki, Monte Carlo calculation of patient organ doses from computed tomography, Radiol Phys Technol, 7(1), 176-182, 2014, 査読有 DOI 10.1007/s12194-013-0250-1

- ④ Yuuki Tomiyama, Fujio Araki, Takeshi Oono, Kazunari Hioki, Three-dimensional gamma analysis of dose distributions in individual structures for IMRT dose verification, Radiol Phys Technol, 7(2), 303-309, 2014, 査読有 DOI 10.1007/s12194-014-0266-1

- ⑤ Kazunari Hioki, Fujio Araki, Takeshi Ohno, Yuji Nakaguchi and Yuuki Tomiyama, Absorbed dose measurements for kV-cone beam computed tomography in image-guided radiation therapy, Phys Med Biol, 59(11), 7297-7313, 2014, 査読有 doi:10.1088/0031-9155/59/23/7297

- ⑥ Fujio Araki and Takeshi Ohno, The response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams, The response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams, Med Phys, 41(12), 122102-1-8, 2013, 査読有 <http://dx.doi.org/10.1118/1.4901639>

[学会発表] (計7件)

- ① Kazunari Hioki, Fujio Araki, Takeshi Ohno, Yuji Nakaguchi and Yuuki Tomiyama, Monte Carlo-calculated patient dose distributions from kV-cone beam CT for IGRT, 第55回米国医学物理学学会学術大会,

2013.8.4-8, Indianapolis, USA

② Fujio Araki, Tomohiro Kouno, and Takeshi Ohno et al, Measurement of absorbed dose-to-water for an HDR ^{192}Ir source with a Farmer ionization chamber in a sandwich setup, 第 55 回米国医学物理学会学術大会, 2013.8.4-8, Indianapolis, USA

③ Takeshi Ohno and Fujio Araki, Monte Carlo-calculated patient organ doses from a diagnostic X-ray CT, 第 55 回米国医学物理学会学術大会, 2013.8.4-8, Indianapolis, USA

④ Yuuki Tomiyama, Fujio Araki, Takeshi Ohno, Kazunari Hioki, Clinical Evaluation of Dose Calculation Algorithms in Stereotactic Radiation Therapy for Lung Cancer, 第 55 回米国医学物理学会学術大会, 2013.8.4-8, Indianapolis, USA

⑤ Fujio Araki, Ryota Onizuka, Takeshi Ohno et al, The accuracy of the Acuros XB advanced dose calculation algorithm for IMRT dose distributions in head and neck, 第 56 回米国医学物理学会学術大会, 2014.7.20-24, Austin, USA

⑥ Takeshi Ohno and Fujio Araki, Evaluating the organ dose from computed tomography using Monte Carlo calculations, 第 56 回米国医学物理学会学術大会, 2014.7.20-24, Austin, USA

⑦ Takeshi Ohno, Fujio Araki, Masahiro Hatemura et al, Monte Carlo-calculated patient organ doses from different computed tomography units, 第 2 回国際放射線技術科学学術大会, 2014.10.23-25, 札幌市

6. 研究組織

(1) 研究代表者

荒木 不次男 (ARAKI Fujio)

熊本大学・大学院生命科学研究部・教授

研究者番号：00295148

(2) 連携研究者

大屋 夏生 (OHYA Natsuo)

熊本大学・大学院生命科学研究部・教授

研究者番号：70281095