

原 著

X線管球交換に伴うCT値-電子濃度変換テーブルの変化と Monitor Unit 値への影響

多根総合病院 医療技術部 放射線治療部門¹ 放射線治療科²

今井 琴子¹ 川守田 龍¹ 久保和輝¹ 岡田 亘¹
 中原 隆太¹ 岸本 瞬¹ 荻野 亮² 石井 健太郎²
 中島 俊文²

要 旨

2016年4月, 当院放射線治療科に設置されたコンピュータ断層撮影装置 (CT装置) のX線管球故障に伴い開設以来初の管球交換が行われた。管球交換に伴うCT値変化により線量計算用CT値-電子濃度変換テーブル (CT-EDテーブル) に変動が生じると予測されたため, 今回新たに取得したCT-EDテーブルと従来とを比較し, 管球交換が線量計算に及ぼす影響を評価した。評価にはCT値 (Hounsfield Unit (HU値)) および放射線治療計画装置が算出するMonitor Unit (MU) 値を用いた。結果, 高密度領域において最大23HUで3MUの差を生じた。3MUがもたらす線量誤差は1%程度であり, 今回の管球交換が線量計算に及ぼす影響は極めて低いと考えられるが, 線量計算アルゴリズムによってその影響の度合いは異なった。管球交換によるCT値の変動は, 系統的な投与線量の不確かさとなるため, 管球交換時のCT-EDテーブルの確認と定期的なCT値の品質管理を行うことの重要性が示唆された。

Key words : CT-ED テーブル ; X線管球交換 ; 線量計算アルゴリズム

はじめに

放射線治療計画におけるComputed Tomography (以下, CT) 画像は, 正確な臓器の輪郭抽出と線量計算に用いられ, 線量計算にはCT画像の各ボクセルのCT値から変換される水基準の相対的電子濃度が用いられる。線量計算時にCT値から物質の電子濃度に変換する理由は, X線エネルギーがCT装置のように診断で使用するkV領域と, 治療で使用するMV領域のX線とでは人体における相互作用が異なるためである。X線と人体の相互作用においてkV領域では光電効果, 放射線治療に用いるMV領域ではコンプトン散乱の割合が大半を占める。光電効果は物質の原子番号 (陽子の数) に依存するのに対し, コンプトン散乱は電子濃度に依存する。このようにX線エネルギーと人体との相互作用の違いから, 治療用高エネルギーX線の吸収線量の計算に電子濃度が必要になる。

実際の治療計画および線量分布計算は放射線治療計画装置 (以下, 計画装置) で行い, 線量計算に必要なCT値-電子濃度変換テーブル (Computed Tomography value-Electron Density (以下, CT-EDテーブル)) は, 計画装置内に各施設固有のデータとして登録している。このCT-EDテーブルを用いて人体組織 (肺野, 脂肪, 筋肉, 骨など) の体内吸収線量を算出するとき, X線線質の変化によるCT値の変動が生じると, 患者の線量分布に影響を及ぼす一因になりかねない。しかし松田らの調査によると¹⁾, 定期的にCT-EDテーブルの取得を行う施設は非常に少なく, システム設置時および更新時, もしくはX線管球 (以下, 管球) 交換時に取得して以来, CT-EDテーブルの再取得を行わない施設が大半を占めているとの報告がある。定期点検や管球交換後には, 必ずメーカーにより水 (0HU (Hounsfield Unit (以下, HU値))) や空気 (-1000HU) のCT値をInternational Electrotechnical Commission (IEC)²⁾の定める許容値

(水は ± 3 HU, 空気は ± 10 HU) に収まるようキャリブレーションされるので, それらの変動は微少であるとも報告されている³⁾. しかし CT 値のキャリブレーションによる許容値は, IEC においても高密度領域の許容値が設けられておらず, 当院でも定期メンテナンスや管球交換時には水と空気においてのみ ± 3 HU の許容値で管理しており, 高密度領域の CT 値の許容値は設けられていない.

当院放射線治療科では, 2016 年 4 月に発生した放射線治療計画用 CT 装置の X 線管球故障に伴い, 2011 年に CT 装置を新規導入して以来初の管球交換を行った. そこで今回, 管球交換後の CT 値の変動を測定し, 管球交換前後で線量計算に及ぼす影響を調べた. 評価には CT 値および計画装置が算出する Monitor Unit (以下, MU 値) を用いた.

使用機器および方法

1. ファントム撮影により取得した HU の比較

CT 画像の取得には GE 社製の Optima 580 を用いて行い, 管電圧 120 kV, 管電流 50 mA, スライス厚 2.5 mm, ヘリカルピッチ 0.937 : 1, FOV50 cm の撮影条件にて撮影を行っている. CT-ED テーブルを作成するため, 相対電子濃度を有するロッドが挿入された RMI467 ファントム GAMMEX 社製 (以下, ファントム) を RMI467 User's manual⁴⁾ で指定された場所へ設置し, CT シミュレーション時と同じ撮影条件で撮影した (図 1). 肺野を表す低密度 (LN-300lung : 以下, 300lung) から骨皮質を表す高密度 (SB3 Cortical Bone : 以下, Cortical Bone) まで計 16 個の各ロッドの CT 値を計測して, 既知の相対電子濃度との関連付けを行った. ファントムを 2 回撮影して撮影毎にロッドの位置を交換することで, 設置位置による実効エネルギーの変化が CT 値に影響しないようにした. そして管球交換後の 2016 年 CT-ED テーブルと 2011 年 CT-ED テーブルとの比較を行った. このとき CT-ED テーブルの作成に使用した CT 値は, 同ファントムを複数回撮影して得られた値の平均値とする.

CT 値は HU で表し, 水を基準とした組織との線源弱係数から式-①を用いて算出するが, 今回 CT 値の測定には CT 装置の CT 値測定ツールを用いた. K 値は 1000 (定数), μ_m は組織の線減弱係数, μ_w は水の線減弱係数を表す.

$$\text{CT 値} = K \cdot \frac{(\mu_m - \mu_w)}{\mu_w} \quad \text{--- ①}$$

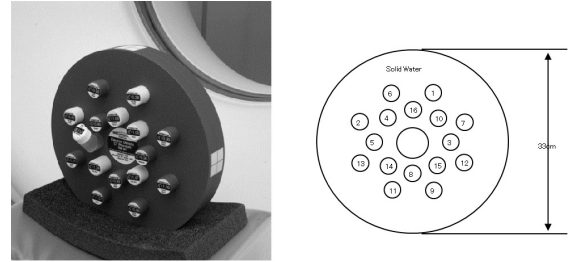


図 1 CT-ED テーブル取得用ファントム (RMI467 ファントム) とロッド配置図

2. 高密度領域における MU 値の比較

高密度領域に対する CT 値の変化は, 線質の変化の影響を受けやすいことが知られている⁵⁾. 当院でも前実験において, 撮影管電圧の変化により高密度領域に対する CT 値への影響は大きく, 管電圧が高いほど CT 値が小さくなり, CT-ED データが直線に近づくことを 5t 確認している. このとき低密度領域への影響はほとんど生じなかった.

今回の管球交換で現れた CT-ED テーブルの変動は, 線質の変化によるものとは異なり, 高密度領域だけでなく低密度領域においてもわずかな違いを生じている. この変化が線量計算にもたらす影響を調べるために, 管球交換前後で CT 値の差が最も大きかった高密度領域における MU 値の変化を評価した. 評価方法は, 2011 年および 2016 年に得た Cortical Bone (ロッド NO.16) の CT 値を計画装置上のバーチャルファントムに上書きして線量計算をし, 管球交換前との MU 値の比較を行った. 線量計算には 2011 年に作成した CT-ED テーブルと計画装置 Eclipse ver.10.0 VARIAN 社製 (以下, Eclipse) を用いた. 計算条件は臨床使用している計算アルゴリズム (Analytical Anisotropic Algorithm : AAA) を使用し, 基準照射野 10 cm \times 10 cm, 深さ 10 cm の点に 200 cGy となるよう正規化した.

3. 線量計算アルゴリズムの違いによる MU 値の比較

CT 値の変化における MU 値の比較を線量計算アルゴリズムごとに行うため, 管球交換後に取得した各主要組織の物理密度ロッド (300lung, Water Insert, BR-12 Breast, IB Inner Bone, Cortical Bone) の CT 値をバーチャルファントムに割り当て, 2011 年の CT-ED テーブルを登録している Eclipse を用いて線量計算を行い, 管球交換前の CT 値で算出した MU 値と比較した. 計算アルゴリズムは, AAA, Acuros XB (AXB), Pencil Beam Convolution (PBC) を使用した. また今回検討に用いた MU 値は, 計画装置内

では小数点以下の情報も有した値であるが、実際に臨床で用いる MU 値は四捨五入された後の整数であるため、今回の研究は臨床使用に則して有効数字一桁にて検討を行った。

線量計算時には上記した5つの物理密度ロッドの CT 値をバーチャルファントムに上書きして MU 値を求めた。計算条件は、基準照射野 10 cm × 10 cm、深さ 10 cm、20 cm の点にそれぞれ 200 cGy となるよう正規化した。

結 果

1. 管球交換前後の CT-ED テーブルの比較

管球交換前後の CT-ED テーブルにおける CT 値 (HU) の差の絶対値を表 1 に示す。管球交換の前後で生じた取得 CT 値の差は、最小で 1.32 HU (ロッド No.10:BRN-SR2 Brain), 最大で 23.33 HU (ロッド No.16:Cortical Bone) となった。BR-12 Breast を除いて 1.000 (Water Insert) 以下のマイナスの CT 値を表す相対電子濃度はよりマイナス側に、Water Insert から Cortical Bone などの相対電子濃度が 1.000 以上のロッドの CT 値はよりプラス側へと変化を示し、CT-ED テーブルの傾きに違いを生じた (図 2)。CT 値に最も大きな差を生じたロッドは Cortical Bone で 23.33 HU の差、次に 300lung の 17.37 HU の差となった。

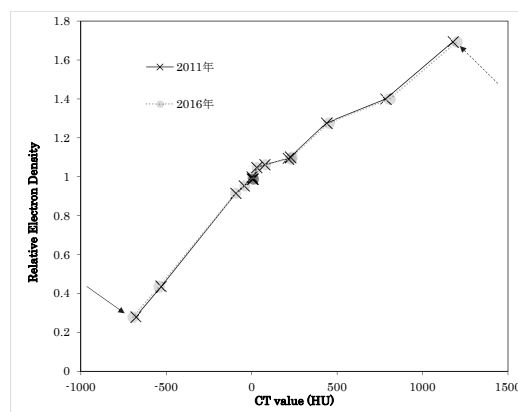


図 2 2011 年と 2016 年の CT 値-電子濃度の変化

-----ロッド No.16 SB3 Cortical Bone
 ——ロッド No.1 LN-300lung

2. 高密度領域における MU 値の比較

方法 1 の結果から、管球交換後も 2011 年に作成した CT-ED テーブルの使用が可能か判断するため、最も CT 値に差が生じた高密度領域における MU 値への影響を検討した。Cortical Bone の CT 値をバーチャルファントムに上書きして線量計算を行い、MU 値を比較した結果、6 MV では 0.85 MU、10 MV では 0.75 MU の差が生じ、双方の差は 0.1 MU に留まったが、治療装置の出力が制御できるのは 1 MU 単位であるため、実際の照射用の MU 値 (線量計算時に得られた MU 値を小数点第一位以下で四捨五入した値) では 6 MV で 1 MU の差が生じた (表 2)。このとき、投与線量誤差は 0.3% となった。

表 1 RMI467 ファントムにおける各ロッドの相対電子濃度と測定した CT 値の差

Rod No.	Material	Relative Electron Density	2011 年 CT value (HU)	2016 年 CT value (HU)	Difference (absolute value)
1	LN-300lung	0.281	-678.33	-695.70	17.37
2	LN-450lung	0.436	-529.27	-541.24	11.97
3	AP6 Adipose	0.918	-89.62	-91.03	1.41
4	BR-12 Breast	0.955	-41.69	-38.35	3.34
5	Water Insert	1.000	3.49	5.88	2.39
6	CT solid water	0.989	4.18	10.46	6.28
7	CT solid water	0.989	6.64	9.50	2.86
8	CT solid water	0.989	8.94	12.88	3.94
9	CT solid water	0.989	9.71	12.15	2.44
10	BRN-SR2 Brain	1.047	30.24	31.56	1.32
11	LV1 Liver	1.061	76.87	80.50	3.63
12	IB Inner Bone	1.095	213.30	226.93	13.63
13	B200 Bone Mineral	1.102	225.61	233.56	7.95
14	CB2-30%	1.277	437.39	450.76	13.37
15	CB2-50%	1.400	784.46	806.13	21.67
16	SB3 Cortical Bone	1.695	1179.05	1202.38	23.33

表2 高密度領域 (Cortical Bone) における MU 値の変化

		6 MV			10 MV				
	CT 値		MU(線量計算時)	MU(照射時)	CT 値		MU(線量計算時)	MU(照射時)	
2011年	1179	⇒	302.04	302	2011年	1179	⇒	268.55	269
2016年	1202	⇒	302.89	303	2016年	1202	⇒	269.30	269
	difference	⇒	0.85	1		difference	⇒	0.75	0

3. 線量計算アルゴリズムの違いによる MU 値の比較

2011年に作成したCT-EDテーブルを使用して、2011年および2016年に取得した主要組織(300lung, Water Insert, BR-12 Breast, IB Inner Bone, Cortical Bone)のCT値をそれぞれバーチャルファントムに上書きし、MU値の差を比較した。Eclipseによる線量計算で得られたMU値の差をアルゴリズム別にまとめ、得られた値をエネルギーおよび測定深別に比較した結果、6 MV, Depth 20 cm時にMU値の差が大きくなる傾向が強くみられた(表3および図3)。またアルゴリズムごとに検討した場合、AAAのDepth 10 cmは-0.43%から+0.76%, AAAのDepth 20 cmは-0.52%から+0.80%, AXBのDepth 10 cmは-0.42%から+0.46%, AXBのDepth 20 cmは

-0.77%から1.24%, PBCのDepth 10 cmは-0.40%から+0.50%, PBCのDepth 20 cmは-0.50%から+0.88%のMU値の差が生じた。

考 察

今回、CT装置の管球交換がMU値に及ぼす影響を調べるため、新たに取得したCT値を用いてCT-EDテーブルを作成し、管球交換前のMU値と比較した。定期メンテナンスや管球交換後に、一般的にCT値のキャリブレーションが行われない高密度領域において最大23 HUの差が生じた。臨床使用している計算アルゴリズムAAAにおいて、この差がMU値に及ぼす線量誤差は約0.3%であり、臨床上問題になる値ではないと考える。この結果は2003年に報告され

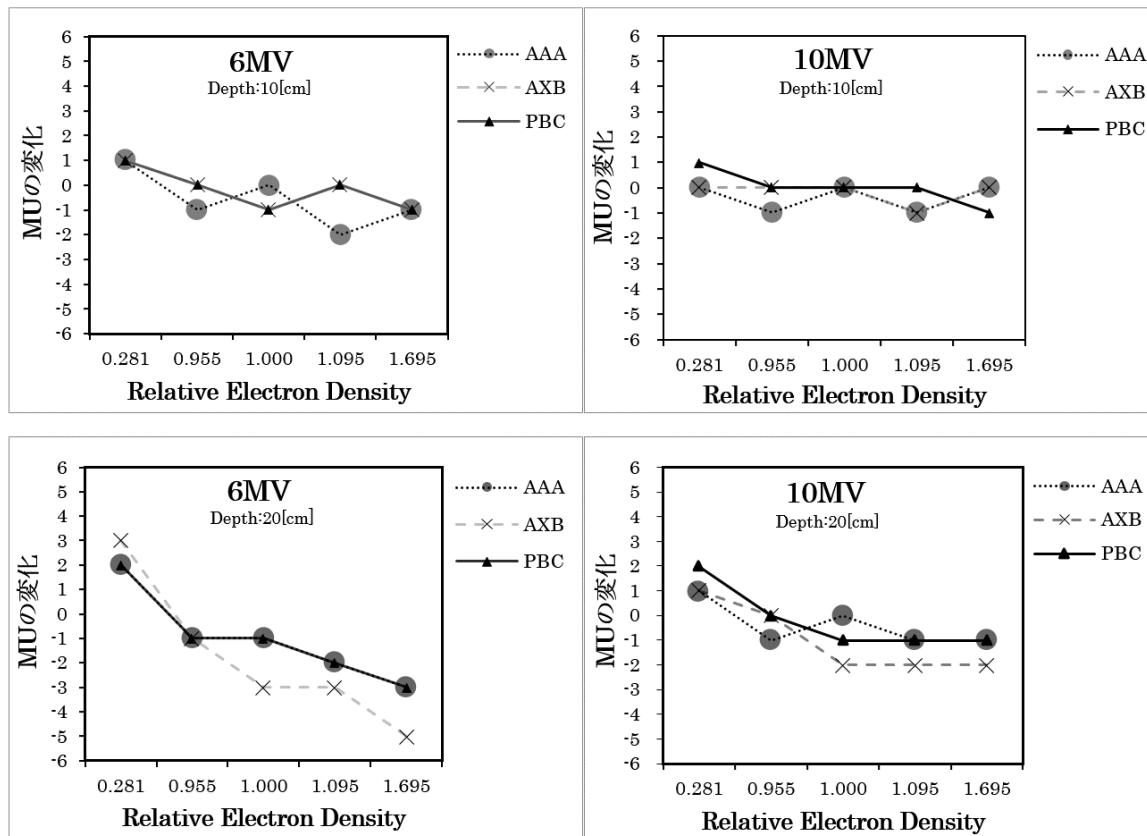


図3 取得CT値の変動がMU値にもたらした変化

◀ Abbreviations ▶

AAA : Analytical Anisotropic Algorithm, AXB : Acuros XB, PBC : Pencil Beam Convolution
 MU : Monitor Unit

表3 線量計算アルゴリズムの違いによる MU 値の比較

Relative Electron Density			0.281		0.955		1.000		1.095		1.695	
			LN-300lung		BR-12 Breast		Water Insert		IB Inner Bone		SB3 Cortical Bone	
Algorithm	Depth[cm]	Difference	6MV	10MV	6MV	10MV	6MV	10MV	6MV	10MV	6MV	10MV
AAA	10	[MU]	1	0	-1	-1	0	0	-2	-1	-1	0
		[%]	0.45	0.00	-0.39	-0.43	0.00	0.00	0.76	0.42	-0.31	0.00
	20	[MU]	2	1	-1	-1	-1	0	-2	-1	-3	-1
		[%]	0.80	0.43	-0.27	-0.32	-0.27	0.00	-0.50	-0.30	-0.52	-0.23
AXB	10	[MU]	1	0	0	0	-1	0	0	-1	-1	0
		[%]	0.46	0.00	0.00	0.00	-0.39	0.00	0.00	-0.42	0.31	0.00
	20	[MU]	3	1	-1	0	-3	-2	-3	-2	-5	-2
		[%]	1.24	0.44	-0.26	0.00	-0.77	-0.62	-0.70	-0.58	-0.77	-0.42
PBC	10	[MU]	1	1	0	0	-1	0	0	0	-1	-1
		[%]	0.47	0.50	0.00	0.00	-0.40	0.00	0.00	0.00	-0.33	0.39
	20	[MU]	2	2	-1	0	-1	-1	-2	-1	-3	-1
		[%]	0.84	0.88	-0.28	0.00	-0.26	-0.32	0.50	-0.59	-0.50	-0.24

《 Abbreviations 》

AAA : Analytical Anisotropic Algorithm, AXB : Acuros XB, PBC : Pencil Beam Convolution
 MU : Monitor Unit

た放射線治療における誤照射事故防止指針⁶⁾ (以下、指針) に示されている「CT 値の誤差が 30 HU 以内であれば線量分布計算に問題はない」という条件を満たしている。しかし、今回の実験に用いた 3 種類のアルゴリズム (AAA, AXB, PBC) はすべて同じ条件下で検証を行ったものの、アルゴリズム間で線量計算結果に差が生じた。

2011 年の CT-ED テーブルを用いて、主要組織の物理密度ロッド (300lung, Water Insert, BR-12 Breast, IB Inner Bone, Cortical Bone) の CT 値をバーチャルファントムに割り当て、線量計算を行ったところ、全アルゴリズムの中で MU 値に最も影響が現れたのは AXB で、それぞれの CT-ED テーブルによる線量誤差は -0.77% から 1.24% と最もばらついた (表 3 および図 3)。特に 300lung のような低密度領域で線量誤差が大きくなった。これは AXB が線形ボルツマン方程式を用いており、非常に精密な不均質補正を行うアルゴリズムである⁷⁾ ため、CT 値の微細な変化が影響したと考える。これに対し、臨床現場で使用している AAA を用いた結果では、同じ条件下において算出した線量誤差は -0.52% から 0.8% 以下に収まった。

アルゴリズムによる影響をエネルギー別に比較した場合、管球交換前後において 6 MV は 10 MV 使用よりも MU 値の差が大きくなり (最大 0.8%)、両エネルギーにおいて 10 cm と比較して 20 cm の方が不均質補正の影響を強く受けた。また AAA, AXB, PBC

ともに Cortical Bone のような高密度領域において MU 値の差が大きくなった。その原因は、電子濃度の高い高密度領域ではコンプトン散乱によって失われるエネルギーが大きいためと考える。X 線のエネルギー領域 (kV, MV) における光子と物質との相互作用において、kV 領域で発生確率が多い光電効果は実効原子番号に依存し、MV 領域で発生確率が多いコンプトン散乱は電子濃度に依存するため、今回の実験試料の中で最も大きな実効原子番号で、かつ高い電子濃度を持つロッド、Cortical Bone で大きな誤差が発生したと考える。

放射線治療では処方線量に対する合成不確かさを 5% 以下にすること⁸⁾ が局所制御率に寄与すると言われており、そのためには組織ファントムへの線量投与における合成不確かさ 2.5% 以下、患者への線量計算における不確かさ 4.2% 以下にすることが推奨されている⁸⁾。合成不確かさの要因は物理的に推定できる不確かさと予期せぬ事象から発生する不確かさに分けられ、CT-ED テーブルの管理は前者の中でも計画装置における線量計算精度の不確かさに含まれる⁹⁾。CT-ED テーブルに関する許容値は直接的に設定されていないため、CT-ED テーブルが合成不確かさの大きな要因に成り得るとは考え難いが、系統的な合成不確かさを構成する一因として軽視はできない。

CT-ED テーブルの品質管理は、CT-ED テーブルが線量計算に及ぼす影響を偶発的不確かさではなく系

統的不確かさとして捉え、一般的に使用されている管電圧（当院では120kV）を用いて毎月、異なる管電圧（80kV, 100kV, 140kV など）を用いて毎年、品質管理項目として行い、水における視野均一性を評価することが推奨される。また品質管理を行う上でのCT値の許容値は、水では正確性が高いため ± 5 HU、ファントムを使用する場合は ± 10 HUと報告されている¹⁰⁾。そのため指針が報告するCT値の誤差が30 HUという値は、医療事故回避のための許容値であって、精度管理のためには適合しないので注意が必要である。

以上の結果から、管球交換後に2011年に取得したCT-EDテーブルを用いて現在臨床で用いている計算アルゴリズム（AAA）で線量計算を行った場合、生じる線量誤差は $\pm 1\%$ 以内に収まることが証明された。今回の管球交換により線量計算結果にもたらされる影響は非常に小さいと立証されたため、今後2011年に取得したCT-EDテーブルを使用し続けても、従来同様の線量計算精度が得られるものと判断する。しかし、今後AXB、もしくはAXB以上に精密な線量計算を行うアルゴリズムが臨床使用された場合、CT値の僅少な変化でもMU値に大きな影響を及ぼす可能性が示唆された。

おわりに

検証の結果、今回の管球交換に伴いCT値が23 HU変化しても臨床使用している計算アルゴリズム（AAA）では線量計算の結果はほとんど変わらず、MU値に及ぼす影響も極めて低いことが実証できた。しかし、少しのHUの誤差が最終投与する線量に対する系統的な合成不確かさの一因になりうる点、臨床使用する線量計算アルゴリズムの性能向上によりCT値が線量計算に及ぼす影響力が強くなる可能性を考慮すると、治療装置のみならずCT装置の定期的な品質管理プログラムにCT-EDテーブルの管理項目を組み込み行っていくことが今後必要である。

文 献

1) 松田幸広, 清宮幸雄, 松田一秀, 他: 放射線治療計画CTにおけるCT値-電子密度変換方法に関

する調査. 日放線技会誌, 63 (8) : 888-894, 2007

2) IEC : Evaluation and routine testing in medical imaging departments Part 26 : constancy tests Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. International Electrotechnical Commission, 61223-2-6, 2006

3) Nowik P, Bujala R, Poludniowski G, et al. : Quality control of CT systems by automated monitoring of key performance indicators : a two-year study. J Appl Clin Med Phys, 16 (4) : 254-265, 2015

4) Gammex Tissue Characterization Phantom Model467 User's Guide, 2004

5) 水野秀之, 五十川裕之, 岡本裕之, 他 : X線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドライン. 日本医学物理学会, 2011

6) 熊谷孝三, 秋田和彦, 他 : CT値-電子濃度変換テーブルの取得方法と確認. 放射線治療における誤照射事故防止指針, 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, 2003

7) Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, et al. : Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. Phys Med Biol, 55 (3) : 581-598, 2010

8) Baily NA, Loevinger R, Morton RJ, et al. : PHYSICAL ASPECTS OF QUALITY ASSURANCE IN RADIATION THERAPY. American Association of Physicists in Medicine, New York, 1984

9) López PO, Andreo P, Cosset JM, et al. : Uncertainty in Radiotherapy. ICRP Publication 86. Ann ICRP, 30 (3) : 57-61, 2000

10) Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. : Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process : report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66. Med Phys, 30 (10) : 2762-2792, 2003