

7. SyncTraX FX4 における基礎的性能評価

加古川中央市民病院 放射線室 川村 哲朗

【要旨】

近年、画像誘導放射線治療 (image-guided radiation therapy : IGRT) の普及により、CT 画像で体内臓器構造を確認できる kV cone-beam computed tomography (kV-CBCT) による位置照合の有用性が示されている。しかしながら、リニアックを1回転させて CT 撮影を行う kV-CBCT では、撮像時間が 60 秒程度かかることから、呼吸性移動臓器 (肺・肝臓・膵臓など) のリアルタイムな位置照合は不可能であった。

当院に導入された動体追跡システム SyncTraX FX4 (Shimadzu 社) は、腫瘍近傍に埋め込まれた金属マーカーを追跡し腫瘍位置を把握する。そこで、照射精度に直接かわる①治療ビーム射出までの遅延時間、②投与線量精度、③線量分布精度を確認し、基礎的性能評価を行った。

今回の検証作業で呼吸同期照射システムの性能限界を評価することができ、性能限界を考慮して使用することで、十分な精度で照射を行えることが確認できた。

【はじめに】

近年、IGRT の普及により、CT 画像で体内臓器構造を確認できる kV-CBCT による位置照合の有用性が示されている^{1,2)}。しかしながら、リニアックを1回転させて CT 撮影を行う kV-CBCT では、撮像時間が 60 秒程度かかることから呼吸性移動臓器 (肺・肝臓・膵臓など) の息止め撮影を行うことができない。

Padmanaban らの報告³⁾によると、動体ファントムを用いて呼吸運動をシミュレートし、模擬腫瘍 (体積が既知の 5 種類の形状) を 4 秒周期で 18mm 振幅および 24mm 振幅で駆動させ kV-CBCT で撮像した場合、模擬腫瘍の体積損失はそれぞれ 14.35%~30.95%および 21.29%~43.80%であったとしている。これは、呼吸性移動臓器内の腫瘍を kV-CBCT で撮像しても腫瘍形状を明確に映出することは困難であり、位置照合が不可能であることを意味する。

【目的】

今回、当院に導入された SyncTraX FX4 は、呼吸性移動臓器内の腫瘍近傍に埋め込まれた金属マーカーを X 線透視を用いて追跡することでリアルタイムに腫瘍

位置を把握する。

本研究の目的は、SyncTraX FX4 の基礎的性能評価として、①治療ビーム射出までの遅延時間、②投与線量精度、③線量分布精度の検証を行い、呼吸同期照射システム全体の性能限界を確認することである。

【材料】

1. 医療用直線加速器：リニアック (Varian Medical Systems 社製 TrueBeam)
2. 動体追跡システム (Shimadzu 社製 SyncTraX FX4)
3. オシロスコープ (Agilent Technologies 社製 DSO6054A)
4. 胸部動体ファントム (CIRS 社製 Model008A)
5. 電離箱線量計 (PTW-Freiburg 社製 0.125cc Semiflex chamber)
6. 電位計 (PTW-Freiburg 社製 UNIDOS webline)
7. 放射線検出フィルム (Ashland 社製 GAFCHROMIC EBT3)
8. 放射線治療計画システム (Varian Medical Systems 社製 Eclipse)
9. 放射線治療計画システム (RaySearch Laboratories 社製 RayStation)

【方法】

1. 治療ビーム射出までの遅延時間

SyncTraX FX4 は、金属マーカーが治療計画装置で指定された位置に到達した時点で TrueBeam に治療ビーム ON の信号を送る。しかしながら、SyncTraX FX4 でマーカー認識されてから実際に治療ビームが照射されるまでには遅延時間 (Time Lag) が発生する。Time Lag により、照射開始のタイミングが遅れるだけでなく照射停止のタイミングも遅れ、照射位置精度の低下 (照射する場所がずれる) につながる原因となる。したがって、Log Time を確認するために SyncTraX FX4 の信号処理部分である Sync Controller の基盤から信号を取得し、オシロスコープで信号のタイミングを測定した。Sync Controller とオシロスコープの接続図を図 1 に示す。

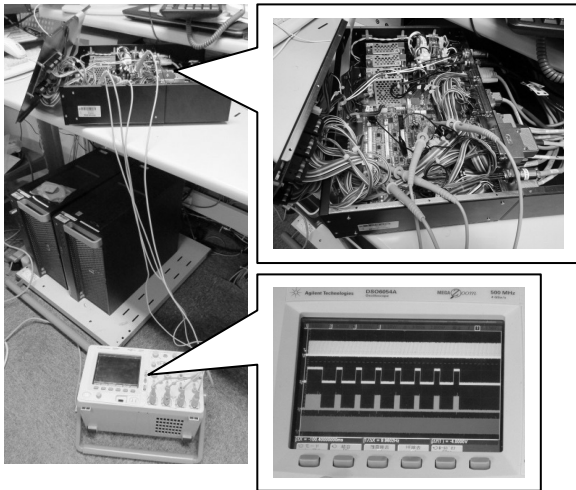


図 1：オシロスコープの接続図

2. 投与線量精度

リニアックは、X 線照射中にガントリーヘッド内のモニタチェンバによってビーム出力と Profile にフィードバックをかけて治療ビームの品質を保っている (Beam ON → フィードバック → 調整後の Beam → Beam OFF)。しかし、呼吸同期照射のように短時間に間欠的な照射を繰り返すことで、治療ビームの ON、OFF が連続的に行われ、治療ビームのフィードバック回数が呼吸同期なしの場合に比べて増加し、調整されていない治療ビーム (フィードバック前のビーム) が出力される割合が増す。このことにより照射線量の出力誤差を生む可能性がある。したがって、動体ファントム駆動部内の模擬腫瘍に Semiflex Chamber を挿入し、呼吸同期あり・なし (同期なしの場合は、動体ファントムは停止) で吸収線量を比較した。動体ファントムの設置状況を図 2 に示す。動体ファントムに設定する呼吸波形は正弦波で、呼吸周期は、1 秒、2 秒、3 秒、4 秒、5 秒の 5 種類、振幅はそれぞれ 0.5cm、1.0cm、1.5cm、2.0cm、2.5cm とした (表 1)。さらに、測定した吸収線量を当院の治療計画装置である Eclipse と RayStation で照射条件を再現し、線量計算させた値と比較することで計算精度の確認を行った。計算方法は、Eclipse では Analytical anisotropic algorithm (AAA) および Acuros XB、RayStation では Collapsed cone convolution (CCC) の 3 種類の計算アルゴリズムを用い、照射エネルギーは肺癌の放射線治療を想定し、6MV および 6MV-Flattening Filter Free (6MV-FFF) とした。呼吸同期あり・なしにおけるビーム出力方法の違いを図 3 に示す。

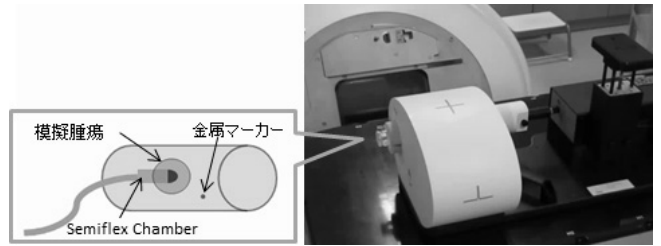


図 2：動体ファントムの設置状況 (Chamber)

表 1：動体ファントムの駆動条件

	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5
周期	1s	2s	3s	4s	5s
振幅	0.5cm	1.0cm	1.5cm	2.0cm	2.5cm

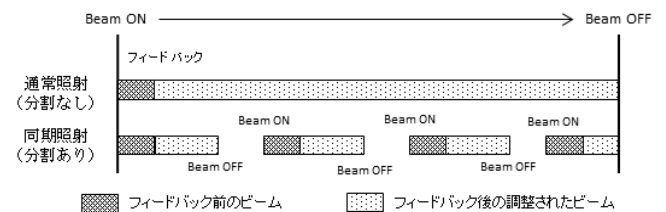


図 3：ビーム出力方法の違い

3. 線量分布精度

呼吸同期照射で間欠的な照射が繰り返し行われることにより、出力誤差だけでなく Profile にも誤差を及ぼすことが懸念される。さらに、Time Lag の影響による照射位置誤差も相俟って、実際の患者に呼吸同期照射を行った場合、治療計画装置でシミュレーションされた Profile との相違が生じる可能性がある。これは、ターゲットである腫瘍辺縁の線量不足を招き、局所制御率の低下にも繋がりがかねない。よって、呼吸同期照射中の Profile を確認するために動体ファントム駆動部に Film を挿入し、呼吸同期あり・なし (停止時) の条件で照射を行った。動体ファントムの駆動条件は表 1 に示す条件とし、呼吸同期照射を行ったそれぞれの Film と呼吸同期なし (停止時) で照射を行った Film の Profile を比較した。動体ファントムの設置状況を図 4 に示す。

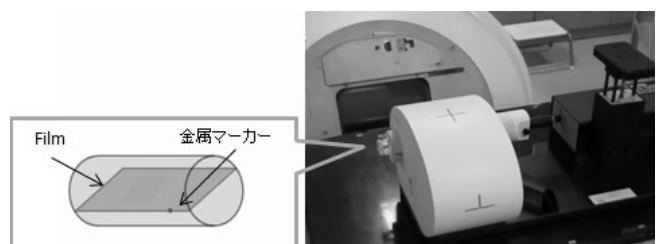


図 4：動体ファントムの設置状況 (Film)

【結果】

1. 治療ビーム射出までの遅延時間

5回測定した平均値から算出した Time Lag は、マーカー認識後から Gating 信号 (Beam ON の信号) が出るまで $57.2 \pm 0.8\text{ms}$ 、マーカー認識後から治療ビームが照射されるまで $120.4 \pm 21.7\text{ms}$ 、マーカー認識が外れてから Gating 信号が止まるまで $57.5 \pm 0.5\text{ms}$ 、マーカー認識が外れてから治療ビームが止まるまで $89.3 \pm 23.3\text{ms}$ であった。オシロスコープ波形と Time Lag の模式図を図 5 に示す。

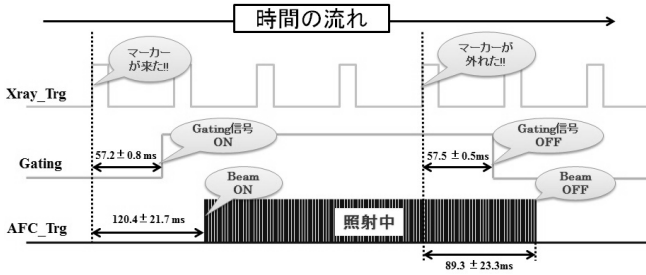


図 5：オシロスコープ波形と Time Lag

2. 投与線量精度

呼吸同期あり・なしの条件での吸収線量の比較においては、すべての条件下において 0.5% 以下の誤差であった。また、実測での吸収線量と 3 種類の線量計算アルゴリズムとの比較では、Acuros においてはすべての条件下での線量誤差が 0.8% 未満に収まったのに対して、AAA では X 線エネルギーが 6MV-FFF の場合、CCC では X 線エネルギーが 6MV の場合に 1.5% を超える誤差となった。測定結果を表 2 に示す。

表 2：線量測定結果

波形	振幅	周期	Energy	照射野	吸収線量 (cGy)	停止時との線量誤差 (%)	実測と計算線量との線量誤差 (cGy)			実測と計算線量との線量誤差率 (%)								
							AAA	Acuros	CCC	AAA	Acuros	CCC						
停止 (同期なし)	6X	1s	4x4	83.27	0.43	-0.43	-1.37	0.52	-0.52	-1.64	0.40	-0.54	-1.44	0.47	-0.64	-1.70		
				5x5	84.94	0.40	-0.54	-1.44	0.47	-0.64	-1.70	0.40	-0.54	-1.44	0.47	-0.64	-1.70	
				6XFFF	4x4	83.23	1.33	-0.67	-0.53	1.59	-0.81	-0.64	1.33	-0.67	-0.53	1.59	-0.81	-0.64
				5x5	84.47	1.29	-0.63	-0.67	1.53	-0.75	-0.79	1.29	-0.63	-0.67	1.53	-0.75	-0.79	
				4x4	83.23	0.47	-0.39	-1.33	0.57	-0.46	-1.59	0.47	-0.39	-1.33	0.57	-0.46	-1.59	
				5x5	84.94	0.40	-0.54	-1.44	0.47	-0.64	-1.70	0.40	-0.54	-1.44	0.47	-0.64	-1.70	
正弦波 (同期あり)	6X	0.5cm	1s	4x4	83.23	-0.05	0.47	-0.39	-1.33	0.57	-0.46	-1.59	0.47	-0.39	-1.33	0.57	-0.46	-1.59
				5x5	84.94	-0.14	0.51	-0.43	-1.33	0.60	-0.50	-1.56	0.51	-0.43	-1.33	0.60	-0.50	-1.56
				6XFFF	4x4	82.98	-0.30	1.58	-0.42	-0.28	1.90	-0.51	-0.34	1.58	-0.42	-0.28	1.90	-0.51
		5x5	84.23	-0.28	1.53	-0.39	-0.43	1.81	-0.47	-0.52	1.53	-0.39	-0.43	1.81	-0.47	-0.52		
		4x4	83.00	-0.28	1.68	-0.38	-0.40	2.02	-0.46	-0.49	1.68	-0.38	-0.40	2.02	-0.46	-0.49		
		5x5	84.24	-0.27	1.64	-0.34	-0.34	1.95	-0.40	-0.40	1.64	-0.34	-0.34	1.95	-0.40	-0.40		
	1.0cm	2s	4x4	83.30	0.04	0.50	-0.40	-1.30	0.60	-0.48	-1.56	0.04	0.50	-0.40	-1.30	0.60	-0.48	-1.56
			5x5	85.09	0.18	0.35	-0.63	-1.49	0.41	-0.75	-1.76	0.18	0.35	-0.63	-1.49	0.41	-0.75	-1.76
			6XFFF	4x4	83.00	-0.28	1.68	-0.38	-0.40	2.02	-0.46	-0.49	1.68	-0.38	-0.40	2.02	-0.46	-0.49
		5x5	84.24	-0.27	1.64	-0.34	-0.34	1.95	-0.40	-0.40	1.64	-0.34	-0.34	1.95	-0.40	-0.40		
		4x4	83.23	-0.05	0.50	-0.44	-1.22	0.60	-0.53	-1.61	-0.05	0.50	-0.44	-1.22	0.60	-0.53	-1.61	
		5x5	84.94	-0.01	0.44	-0.60	-1.34	0.52	-0.70	-1.57	-0.01	0.44	-0.60	-1.34	0.52	-0.70	-1.57	
	1.5cm	3s	4x4	82.85	-0.46	1.75	-0.33	-0.15	2.11	-0.40	-0.18	-0.46	1.75	-0.33	-0.15	2.11	-0.40	-0.18
			5x5	84.25	-0.26	1.57	-0.45	-0.25	1.86	-0.53	-0.30	1.57	-0.45	-0.25	1.86	-0.53	-0.30	
			6XFFF	4x4	82.22	-0.06	0.62	-0.40	-1.22	0.74	-0.48	-1.47	-0.06	0.62	-0.40	-1.22	0.74	-0.48
		5x5	84.93	-0.01	0.57	-0.55	-1.33	0.67	-0.65	-1.57	-0.01	0.57	-0.55	-1.33	0.67	-0.65	-1.57	
		4x4	82.92	-0.37	1.82	-0.34	-0.12	2.19	-0.41	-0.15	1.82	-0.34	-0.12	2.19	-0.41	-0.15		
		5x5	84.22	-0.30	1.72	-0.36	-0.22	2.05	-0.42	-0.26	1.72	-0.36	-0.22	2.05	-0.42	-0.26		
2.0cm	4s	4x4	83.23	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61	
		5x5	84.68	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40	
		6XFFF	4x4	82.98	-0.43	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34	
	5x5	84.13	-0.40	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38			
	4x4	83.23	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61		
	5x5	84.68	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40		
2.5cm	5s	4x4	82.98	-0.43	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34		
		5x5	84.13	-0.40	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38		
		6XFFF	4x4	82.98	-0.43	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34	1.72	-0.54	-0.28	2.06	-0.65	-0.34	
	5x5	84.13	-0.40	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38	1.68	-0.51	-0.33	2.01	-0.61	-0.38			
	4x4	83.23	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61	-0.04	0.48	-0.66	-1.34	0.58	-0.79	-1.61		
	5x5	84.68	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40	-0.31	0.70	-0.54	-1.18	0.82	-0.64	-1.40		

3. 線量分布精度

呼吸同期あり・なしの条件での Profile を比較した結果を図 6-10 に示す。2 秒、3 秒、4 秒、5 秒周期の Profile は呼吸同期なしの Profile と良く一致していた。1 秒周期の Profile では、呼吸同期なしに比べて照射野辺縁の広がりが観測された。

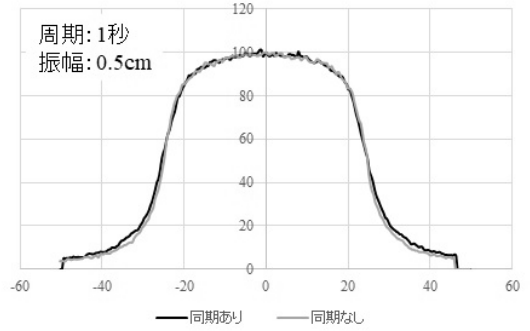


図 6：呼吸周期 1 秒での Profile 比較

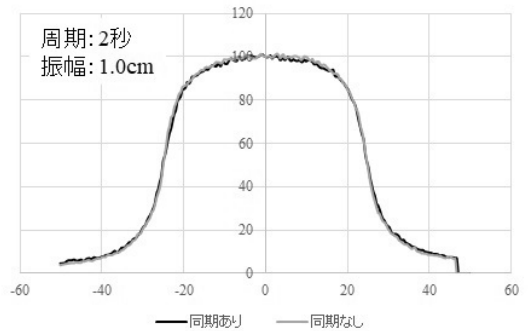


図 7：呼吸周期 2 秒での Profile 比較

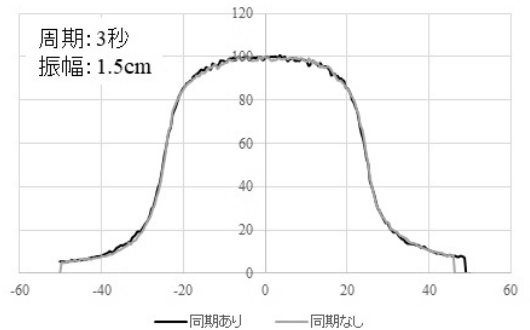


図 8：呼吸周期 3 秒での Profile 比較

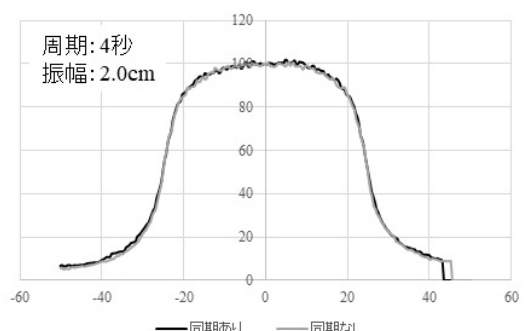


図 9：呼吸周期 4 秒での Profile 比較

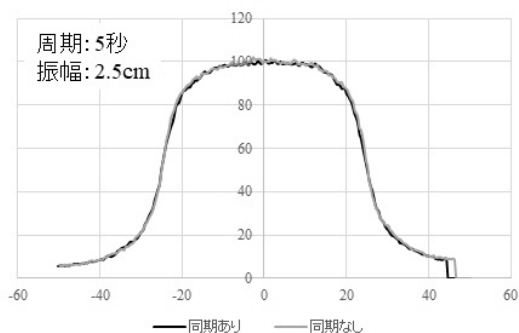


図 10 : 呼吸周期 5 秒での Profile 比較

【考察】

Time Lag 測定において、マーカー認識後から Beam ON までの時間とマーカー認識が外れてから Beam OFF までの時間は、いずれも Shiinoki らの報告⁴⁾と良く一致していた。Time Lag の中でも投与線量に対して最も影響が大きい部分は、マーカー認識が外れてから Beam OFF までの時間になると思われ、腫瘍が照射野外に移動したにもかかわらず照射を続けている時間である。これは、腫瘍の一部に放射線が照射されていないことになり腫瘍への投与線量低下の原因となる。したがって、Time Lag の間の腫瘍移動距離を算出し、照射野の Margin へ付加するなど何らかの対策が必要だと思われた。

投与線量精度に関して AAPM TG142⁵⁾では、呼吸同期照射におけるビーム出力不変性は、2%以内に収めることを推奨している。当院での線量測定結果では呼吸同期なしと呼吸同期ありを比較した場合、すべての条件下で 0.5%以下の誤差であったことから上記の条件を満たしていることが確認できた。しかしながら、臨床時に患者体型や照射部位を考慮して投与線量を計算する治療計画装置の計算結果と実測結果の比較において AAA で計算した場合、線量誤差が 2%を超える条件が散見された。肺癌の定位放射線治療で多用されるエネルギーは、6MV-FFF であることから臨床時の線量計算には、Acuros または CCC を使用すべきと考えられた。

線量分布精度において、呼吸同期ありと呼吸同期なしの Profile を比較した場合、呼吸周期が 2 秒、3 秒、4 秒、5 秒では良く一致していたが、1 秒周期の測定においては Profile の乖離を認めた。実際の放射線治療では、照射前に放射線治療計画装置を使用して、腫瘍に投与する線量、リスク臓器に照射される線量などを計算し、シミュレーションを行う。このときに使用する画像は CT 画像（止まった画像）を使用するため、治療計画装置内では呼吸移動に関する考慮ができない。

よって、Profile の乖離は治療計画装置の計算結果に誤差を生む要因となると思われる。したがって、呼吸周期の速い患者に対して呼吸同期照射は適応外となる可能性が示唆された。

今後、放射線治療は益々高精度化へ進むと思われ呼吸同期照射の需要も大きく変わると予想される。システム全体の性能限界を把握することでシステムを適切に使用し、誤照射を未然に防ぐことに対する意義は大きいと考えられた。

【結論】

本研究では、当院に導入された SyncTraX FX4 の基礎的な性能評価である①治療ビーム射出までの遅延時間、②投与線量精度、③線量分布精度の確認を行うことで呼吸同期システム全体の性能限界についての検討を行った。その結果、呼吸同期システムの性能限界を把握することができ、臨床時にこの性能限界を考慮して使用することで、十分な精度で呼吸同期照射を行えることが確認できた。

【文献】

- 1) 中川恵一: FPD による放射線治療の高精度化, 日放技学誌. 65(6):846-850, 2009.
- 2) 小玉卓史, 幡野和男, 遠山尚紀, 他: 放射線治療における FPD の役割-On Board Imager について-, 日放技学誌. 65(6):856-860, 2009.
- 3) Padmanaban S, Boopathy R, Kunjithapatham B, et al: The effects of target motion in kV-CBCT imaging, Pol J Radiol. 75(1):61-66, 2010
- 4) Shiinoki T, Kawamura S, Uehara T, et al: Evaluation of a combined respiratory-gating system comprising the TrueBeam linear accelerator and a new real-time tumor-tracking radiotherapy system: a preliminary study, J Appl Clin Med Phys. 17(4):202-213, 2016.
- 5) Eric E, Joseph H, John B, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators, American Association of Physicists in Medicine. 36(9):4197-4212, 2009.

【Keyword】

呼吸同期照射、Time Lag、投与線量精度、線量分布精度