

○北岡 幹教¹⁾、佐々木 幹治²⁾、二宮 樹里¹⁾、中村 譲¹⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院
2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

【目的】DMLC-IMRT 及び VMAT において、Novalis Tx に搭載している HD120MLC 2.5 mm リーフと Clinac iX に搭載している M120MLC 5mm リーフとのリーフ幅の違いが、治療計画に及ぼす影響について比較検討したので報告する。

【使用機器】

- Novalis Tx (HD120MLC) (BrainLAB、Varian 社製)
- Clinac iX (M120MLC) (Varian 社製)
- Eclipse Ver.8.9.17 (Varian 社製)
- Eclipse Ver.10 (Varian 社製)

【方法】本研究は、AAPM の TG119 IMRT Commissioning Tests 用ファントムを用いて、目標となる線量制約を満たすことが可能であるか比較検討を行った。さらに、DVH での評価も合わせて行った。目標となる線量制約を Fig.1、プラン条件を Fig.2 に示す。

Multi Target		Mock Head/Neck	
Central Target	D ₉₅ >50.0 D ₁₀ <53.0	PTV	D ₉₅ >50.0 D ₂₀ <55.0
Superior Target	D ₉₅ >25.0 D ₁₀ <35.0	Cord maximum	<40
Inferior Target	D ₉₅ >12.5 D ₁₀ <25.0	Right Parotid	D ₅₀ <20.0
		Left Parotid	D ₅₀ <20.0

Mock Prostate		C-Shape	
Prostate	D ₉₅ >75.6 D ₅ <83.0	PTV	D ₉₅ >50.0 D ₁₀ <55.0
Rectum	D ₃₀ <70.0 D ₁₀ <75.0	Core	D ₅ <10.0
Bladder	D ₃₀ <70.0 D ₁₀ <75.0		

Fig.1

	DMLC-IMRT	VMAT
エネルギー	6X	6X
線量率	300cGy/min	600cGy/min
照射門数	3,5,7,9門	1,2Arc
ガントリ角度	3門 (0°, 120°, 240°)	2Arc CW181° ~179°, CW179° ~181°
	5門 (0°, 72°, 144°, 216°, 288°)	1Arc 181° ~179°
	7門 (0°, 50°, 100°, 150°, 210°, 260°, 310°)	
	9門 (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 200°, 240°, 280°, 320°)	
コリメータ角度	All 0°	All 45°, 315°

Fig.2

【結果】HD120の計画結果を Fig.3、M120の計画結果を Fig.4に示す。また、2種類の MLC による計画の結果、DVH に違いが認められなかったもの (Fig.5)、違いが認められたもの (Fig.6) を参考として示す。

結果: 線量制約 (HD120MLC)

Multi Target				Mock Prostate			
	Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)		Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)
Central Target D ₉₅	>50.0	50.00	50.00	Prostate D ₉₅	>75.6	77.83	76.34
Central Target D ₁₀	<53.0	53.20	52.68	Prostate D ₅	<83.0	80.74	79.04
Superior Target D ₉₅	>25.0	27.13	26.63	Rectum D ₃₀	<70.0	43.74	42.80
Superior Target D ₁₀	<35.0	30.90	31.27	Rectum D ₁₀	<75.0	72.47	71.60
Inferior Target D ₉₅	>12.5	14.13	15.29	Bladder D ₃₀	<70.0	38.11	35.13
Inferior Target D ₁₀	<25.0	18.84	18.73	Bladder D ₁₀	<75.0	59.43	57.87

Mock Head/Neck				C-Shape			
	Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)		Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)
PTV D ₉₅	50.0	50.00	50.00	PTV D ₉₅	50.0	50.87	50.07
PTV D ₂₀	>46.5	47.03	47.88	PTV D ₁₀	<55.0	56.36	57.23
PTV D ₅	<55.0	52.48	52.28	Core D ₅	<10.0	12.97	15.38
Cord maximum	<40.0	36.70	32.07				
Left parotid D ₅₀	<20.0	18.08	18.74				
Right parotid D ₅₀	<20.0	17.38	17.35				

Fig.3

結果: 線量制約 (M120MLC)

Multi Target				Mock Prostate			
	Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)		Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)
Central Target D ₉₅	>50.0	50.01	50.00	Prostate D ₉₅	>75.6	77.46	76.66
Central Target D ₁₀	<53.0	54.14	53.48	Prostate D ₅	<83.0	79.70	80.16
Superior Target D ₉₅	>25.0	25.75	25.62	Rectum D ₃₀	<70.0	44.46	45.36
Superior Target D ₁₀	<35.0	32.46	32.54	Rectum D ₁₀	<75.0	72.79	72.36
Inferior Target D ₉₅	>12.5	14.98	16.10	Bladder D ₃₀	<70.0	37.45	32.18
Inferior Target D ₁₀	<25.0	19.14	19.60	Bladder D ₁₀	<75.0	58.28	52.19

Mock Head/Neck				C-Shape			
	Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)		Plan goal (Gy)	IMRT (Gy)	VMAT (Gy)
PTV D ₉₅	50.0	50.00	50.00	PTV D ₉₅	50.0	50.41	50.56
PTV D ₂₀	>46.5	47.55	47.80	PTV D ₁₀	<55.0	56.21	56.70
PTV D ₅	<55.0	52.28	51.86	Core D ₅	<10.0	14.22	16.82
Cord maximum	<40.0	35.80	31.84				
Left parotid D ₅₀	<20.0	18.41	19.59				
Right parotid D ₅₀	<20.0	17.61	18.12				

Fig.4

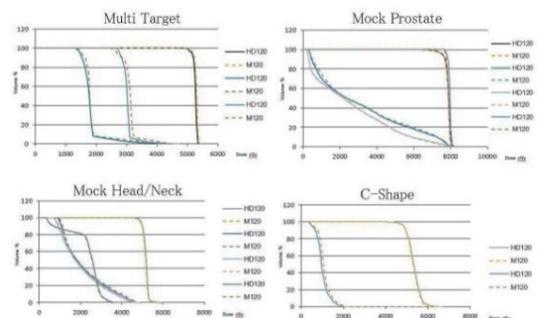


Fig.5

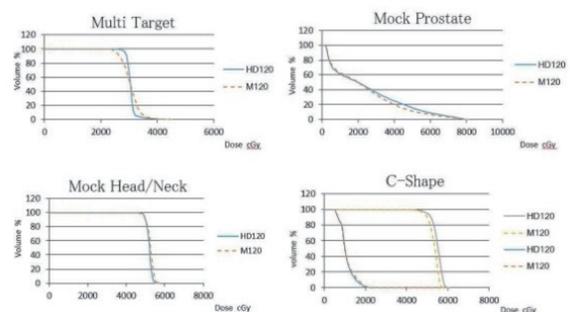


Fig.6

【結論】本研究から MLC リーフ幅の違いによる治療計画結果に有意な差は認められなかった。しかし、照射門数およびアーク数の違いにより、若干ではあるが、DVH 形状に影響するストラクチャーが認められた。

○北岡 幹教¹⁾、佐々木 幹治²⁾、二宮 樹里¹⁾、中村 譲¹⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院

2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

【目的】 TG119-IMRT Commissioning Tests 用ファントムの4つのファントム (Multi Target、Mock Prostate、Mock Head/Neck、C-Shape)を用いて、Novalis Tx (HD120 MLC 2.5 mm リーフ幅) と Clinac iX (M120 MLC 5mm リーフ幅) による治療計画を行ったプランに対して MLC の違いが線量検証に及ぼす影響について比較検討したので報告する。

【使用機器】

- Novalis Tx (BrainLAB, Varian 社製)
- Clinac iX (Varian 社製)
- Eclipse Ver.8.9.17 (Varian 社製)
- Eclipse Ver.10 (Varian 社製)
- ファーマ型 CC01 (IBA)、I'mRT ファントム (IBA)、GafchromicFilm EBT3 (IBA)

【方法】 DMLC-IMRT, VMAT 検証に対して行ったのは次の2項目である。

- ピンポイント線量計による絶対線量検証。
- GafchromicFilm EBT3による相対線量検証。

ピンポイント線量計による絶対線量検証の計測ポイントを下記に示す。Multi Target を Fig.1、Mock Prostate を Fig.2、Mock Head/Neck を Fig.3、C-Shape を Fig.4 である。

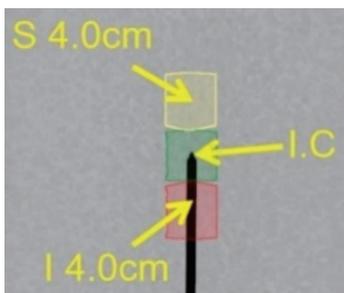


Fig.1

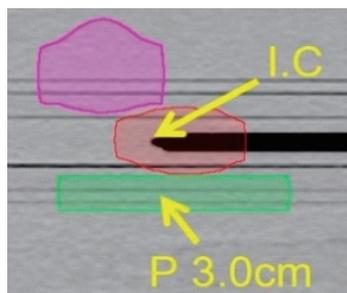


Fig.2

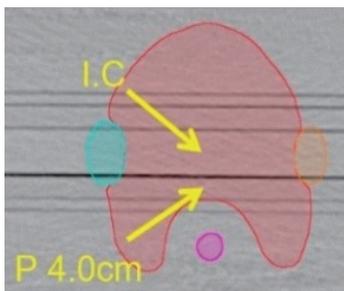


Fig.3

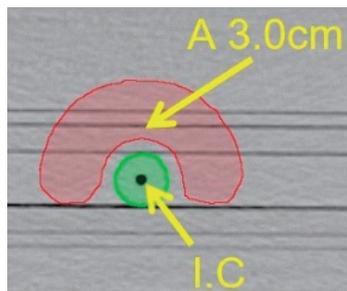


Fig.4

GafchromicFilm EBT3による相対線量検証は、検証ファントム I'mRT ファントムに GafchromicFilm EBT3 を IC を通る Coronal 面、Sagittal 面に設置し HD120MLC, M120MLC の双方で治療計画したプランを照射し、フィルム解析ソフトで解析した。

【結果】 ピンポイント線量計による絶対線量検証の結果を Fig.5 示す。

結果:ピンポイント線量計による絶対線量検証

HD120 MLC				M120 MLC			
Test Pattern	Location	IMRT	VMAT	Test Pattern	Location	IMRT	VMAT
Multi target	Isocenter	0.18%	-1.19%	Multi target	Isocenter	0.57%	-0.83%
	4cm superior	0.56%	-2.31%		4cm superior	0.20%	-2.08%
	4cm inferior	1.72%	0.78%		4cm inferior	0.29%	-1.98%
Prostate	Isocenter	0.25%	-0.25%	Prostate	Isocenter	-0.44%	0.64%
	3cm posterior	-0.99%	-2.59%		3cm posterior	-2.92%	-1.44%
	Isocenter	-0.42%	0.41%		Isocenter	1.01%	0.52%
Head and neck	4cm posterior	0.61%	-2.89%	Head and neck	4cm posterior	-2.75%	-2.34%
	Isocenter	0.67%	-1.16%		Isocenter	-0.02%	0.32%
C-shape	Isocenter	0.67%	-1.16%	C-shape	Isocenter	-0.02%	0.32%
	3cm anterior	-1.97%	-2.24%		3cm anterior	1.03%	2.59%

Fig.5

GafchromicFilm EBT3を用い相対線量検証を Fig.6、Fig.7に示す。

結果: GafchromicFilm EBT3を用いた相対線量検証

HD120 MLC Cor				M120 MLC Cor			
	$\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30				$\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30		
Test pattern	DMLC-IMRT	VMAT		Test pattern	DMLC-IMRT	VMAT	
Multi Target	96.82	96.96		Multi Target	95.19	97.15	
Mock Prostate	95.37	97.49		Mock Prostate	94.41	96.93	
Mock Head/Neck	97.54	96.13		Mock Head/Neck	96.05	96.5	
C-Shape	95.43	97.13		C-Shape	93.14	96.51	
Average	96.29	96.93		Average	94.70	96.77	

Fig.6

結果: GafchromicFilm EBT3を用いた相対線量検証

HD120 MLC Sag				M120 MLC Sag			
	$\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30				$\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30		
Test pattern	DMLC-IMRT	VMAT		Test pattern	DMLC-IMRT	VMAT	
Multi Target	95.71	97.09		Multi Target	95.19	97.73	
Mock Prostate	97.62	97.29		Mock Prostate	94.72	96.67	
Mock Head/Neck	95.85	96.19		Mock Head/Neck	95.16	96.47	
C-Shape	95.02	95.32		C-Shape	96.34	94.18	
Average	96.05	96.47		Average	95.35	96.26	

Fig.7

【結論】 MLC の違い (HD120MLC 2.5 mm リーフ幅と M120MLC 5mm リーフ幅) によるプランに対して、線量検証に有意な差は認められなかった。

○山下 大輔、平田 祐希、園田 泰章、中桐 正人、則包 真希、花田 善治郎、近藤 和人、
山田 誠一、清川 文秋
倉敷中央病院

【背景・目的】肺がんに対する定位放射線治療では、呼吸管理を行うことで、正常組織へのリスクを減らすことができ、線量分布を改善できることが知られている。この呼吸管理を行った照射方法の一つに迎撃法が挙げられる。これは腹壁などの動きの信号から、設定した呼吸相においてのみ照射する方法である。この迎撃法による間欠照射において、放射線治療装置から発生する X 線の出力特性については中口ら¹⁾が、また呼吸同期装置と放射線治療装置との間の同期-照射遅延時間については Wendy ら²⁾が報告している。

当院では、迎撃法に real-time position management system (RPM; VMS 社製) が使用可能である。そこで本研究では、RPM を用いた間欠照射による治療ビームプロファイルへの影響と、同期-照射遅延時間を評価した。

【方法】治療装置に CLINAC iX (VMS 社製) を使用し、Farmer 形線量計と水ファントムを用いて、呼吸同期状態と非呼吸同期状態における 20 MU までの線量直線性、非呼吸同期 100 MU に対する呼吸同期での積算線量精度、およびビームエネルギー (TPR_{20,10}) を求め比較評価した。また同様に profiler (Sun Nuclear 社製) を用いて対称性の比較評価を行った。さらに呼吸同期照射時の動体ファントムの動きを electronic portal imaging device (EPID; VMS 社製) aS1000 を使用して積算画像を取得し、同時に RPM に記録された呼吸波形と beam on と beam off の出力信号から、同期-照射遅延時間を解析し求めた。

【結果】線量直線性では非呼吸同期、および同期で 2 MU 以上で 4% 以内、5 MU 以上で 2% 以内であった (図 1)。非呼吸同期状態と比較して、一呼吸内に照射される MU の変化による積算線量精度は、2.9 MU/cycle 以上で 1% 以内 (図 2)、ビームエネルギー不変性は 0.5% 以内 (図 3)、対称性は 0.2% 以内 (図 4) であった。同期-照射遅延時間は beam on と beam off で、それぞれ 0.07 ± 0.01 sec、および 0.06 ± 0.01 sec であった。

【考察】放射線治療装置から発生する X 線は、各ゲーティングで照射される MU 数が小さい時に影響を受けた。しかしこれらの結果はすべて AAPM TG-142 で示される許容内であり、臨床においては問題ないと考ええる。

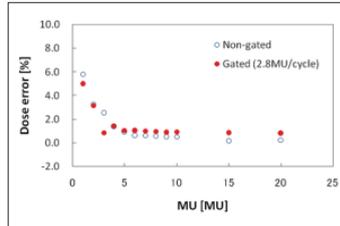


図1 線量直線性

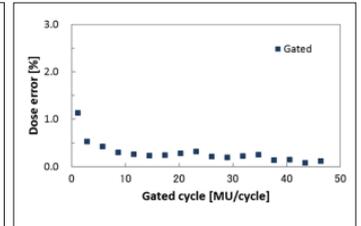


図2 出力不変性

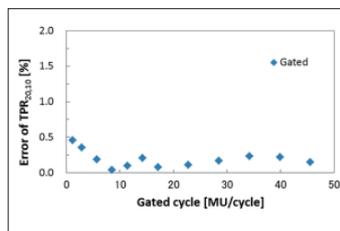


図3 エネルギー不変性

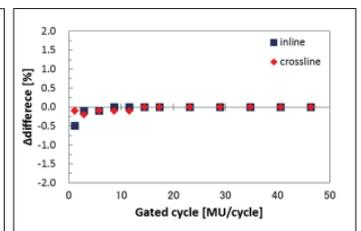


図4 線量プロファイル対称性

Beam on と beam off の同期-照射遅延時間について、実験より得られた遅延時間は amplitude で 0.8mm、時間で 0.06 sec 程度であった。それに対し EIPD の解像度が 0.392mm、VXP ファイルのサンプリングピッチが 0.033sec であり、これらの結果に対して十分な解像度とサンプリングピッチを有していない。しかし、本研究の結果は、Wendy らが RPM を用いて同期照射を行い、動体ファントムの動きを Film に投影し求めた beam on と beam off の同期-照射遅延時間、0.07-0.12sec と 0.05-0.08sec とよく一致しており、本研究で用いた手法でも、同期-照射遅延時間を求めることが可能であると考ええる。

【結論】本研究のように、5MU よりも小さなゲーティングサイクルは臨床的に重要ではないが、呼吸同期照射システムの臨床実施の前には、慎重に評価されるべきである。本研究において、呼吸同期照射システムである RPM を用いた間欠照射による X 線の線量および線量プロファイルへの影響は小さく、また同期-照射遅延時間も十分に小さいことが示された。

【参考文献】

- 1) 中口裕二ら. Real-time Position Management System を用いた呼吸同期による肺の体幹部定位放射線治療の品質保証. 日放技学誌 2012; 68(11):1519-1524.
- 2) Wendy, et al. Time delays and margins in gated radiotherapy. J Appl Clin Med Phys. 2009; 10(3): 140-154.

○杉本 渉、森 孝文、黄田 勝久、高開 広幸、山下 恭、高麗 文晶
徳島県立中央病院

【背景・目的】呼吸性移動は体内の線量分布に影響を及ぼす因子の一つである。代表的な呼吸性移動対策として呼吸性移動自体を縮小する方法および照射中の呼吸性移動を相対的に縮小する方法があり、呼吸同期照射は後者に当たる。

今回、呼吸同期照射システムの一つである Real-time Position Management System (以下 RPM) の導入に際し、基礎的検討を行ったので報告する。

【使用機器】治療装置：CLINAC iX、呼吸同期照射システム：RPM (Varian 社)、動体ファントム：Dynamic Thorax Phantom (CIRS 社)、電離箱線量計：TN30013Farmer (PTW 社)、CC13 (IBA 社)、電位計：RAMTEC Smart (東洋メディック社)、線量解析システム：DD-System (R-Tech 社)、Radiochromic film：EBT3 (ASHLAND 社)

【方法】積算線量の測定は、電離箱線量計を用い、動体ファントム内の模擬腫瘍中で、行った。呼吸波形は振幅1cmのSin波を用い、呼吸周期を2,4,6秒と変化させ実験を行った。Field sizeは5cm×5cm及び10cm×10cmに設定し、線量率300及び600 MU/minで照射を行った。さらに、同期範囲を変化させた場合(10～50%)と同期を行わなかった場合の線量直線性、再現性について検討を行った。

線量 profile の測定には、動体ファントムを用い、coronal面にEBT3を挿入した状態でRPMによる同期照射を行った。呼吸波形は振幅1cmのSin波を用い、呼吸周期4秒、field sizeは5cm×5cmに設定し、線量率600 MU/minで照射を行った。

DD-Systemを用いて得られたfilmの頭尾方向の線量 profile を解析し、同期範囲を変化させた場合(10～50%)と同期を行わなかった場合について検討を行った。

【結果】Field size：10cm×10cmで照射した場合、同期範囲10～50%における積算線量直線性は5MU以上では±0.5%以内であった。Field size：5cm×5cmで照射した場合、10～50%の同期範囲において積算線量直線性は5MU以上では最大で0.6%程度であった。

Field size：10cm×10cmおよび5cm×5cmで照射した場合、同期範囲10～50%における積算線量再現性は0.5%以内であった。

線量 profile 評価において、RPMの同期範囲に依存して照射野辺縁部の線量 Profile 形状が変化した。

【考察】積算線量直線性および再現性は線量率や同期範囲に関わらず良好であったことより、RPMを用い

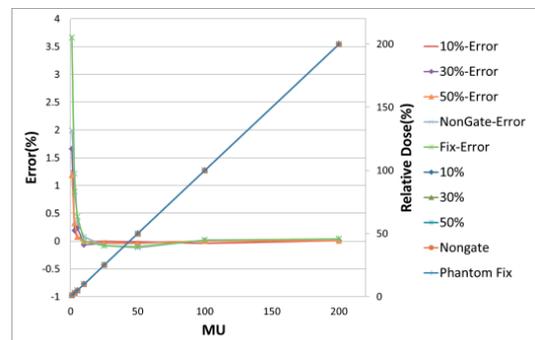


Fig.1 積算線量直線性 (Field Size : 10cm × 10cm
Dose Rate : 600MU/min, 4s/Cycle)

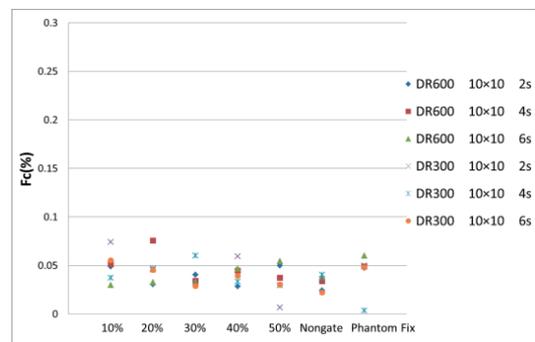


Fig.2 積算線量再現性 (Field Size : 10cm × 10cm)

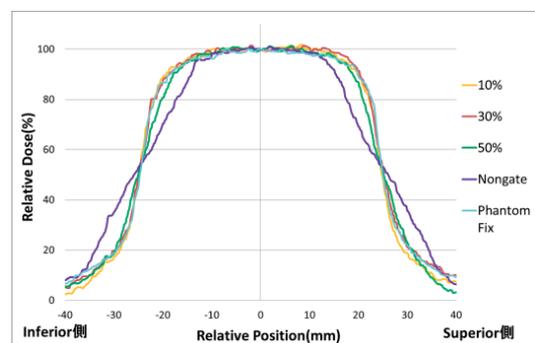


Fig.3 線量 Profile (10% vs 30% vs 50% vs
Nongate vs PhantomFix)

た間歇照射は通常の照射と同程度の精度を有していると考えられる。

また、線量 profile の形状より、同期範囲30%程度までであれば、呼吸性移動のない部位に対して照射するに近い精度で治療が可能であると考えられる。以上のことより、呼吸同期照射システムを使用した場合には、線量率600 MU/minかつ同期範囲30%程度で通常照射と同様の照射が可能であると考えられる。

【結語】RPMの応答特性は精度が高いことが示唆された。

また、治療計画の際には、同期範囲に依存した照射野辺縁の線量 Profile 形状の変化には注意が必要である。

4D dose calculation for SBRT using deformable image registration and probability density function of lung tumor

○Takehiro Shiinoki¹⁾, Shinji Kawamura²⁾, Hideki Hanazawa¹⁾, Ryuji Kanzaki²⁾, Takuya Uehara²⁾, Yuki Yuasa²⁾, Sung Chul Park¹⁾, Kai Takaki¹⁾, Shotaro Takahashi¹⁾, Keiko Shibuya¹⁾

1) Department of Therapeutic Radiology, Graduate School of Medicine, Yamaguchi University

2) Department of Radiological technology, Yamaguchi University hospital

【Introduction/Purpose】 In radiation therapy (RT), tumor motion during respiration results in significant geometric and dosimetric uncertainties in the dose delivery to the thorax. Internal target volume-based treatment planning can provide coverage of moving target, however, the effects of the respiratory motion on dose during free-breathing RT could not be reflected.

The purposes of this study were to develop four-dimensional (4D) dose calculation method for stereotactic body RT (SBRT) using end-inhalation (EI)/end-exhalation (EE) CTs and probability density function (PDF) of the lung tumor motion and to compare the three-dimensional (3D) dose calculation.

【Methods/Materials】 A patient having fiducial markers closely implanted to the lung tumor was enrolled in this study. For treatment planning, the whole lung was scanned under an EE/EI breath hold condition with 3.0 mm thickness using a 4-slice CT scanner. Delineation and treatment planning were performed on the EE image and 3D dose was calculated at EE and EI CTs from static treatment plan using Acuros XB (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). First, deformable image registration (DIR) was performed between EE and EI CTs and a deformable vector field (DVF) was acquired. Deformed dose on the EE CT was calculated by deforming the 3D dose calculated on the EI CT with DVF. Second, the fiducial marker motions closely implanted to the lung tumor were measured by real-time tumor-tracking system for about 60s

and PDF of lung tumor motion was calculated (Fig.1). Finally, the 4D(-) and 4D(+) doses were calculated to accumulate deformed dose on the EE CT with PDF and no PDF. The dosimetric parameters, dose differences were compared between the 3D, 4D(-) and 4D (+) doses.

【Results】 The dosimetric parameters of the target volume and organ at risk from the 3D, 4D(-) and 4D(+) were compared. There was no difference between D99, and D1 of gross tumor volume. The V5 from the 4D(-) and 4D(+) dose for lung on the affected side were 4.0% and 2.2 % lower than that from the 3D dose, respectively. The V20 from the 4D(-) and 4D(+) dose for lung on the affected side were 0.8% and 0.3% lower than that from 3D dose, respectively. The pass ratios of dose differences between the 3D, 4D(-) and 4D(+) were 97.2 %, 98.4% in coronal and 90.6% and 94.1% in sagittal plane, respectively (Fig.2).

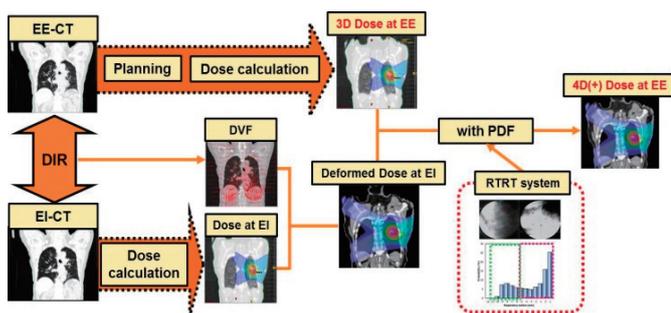


Fig.1 Schema of proposed 4D(+) dose calculation method

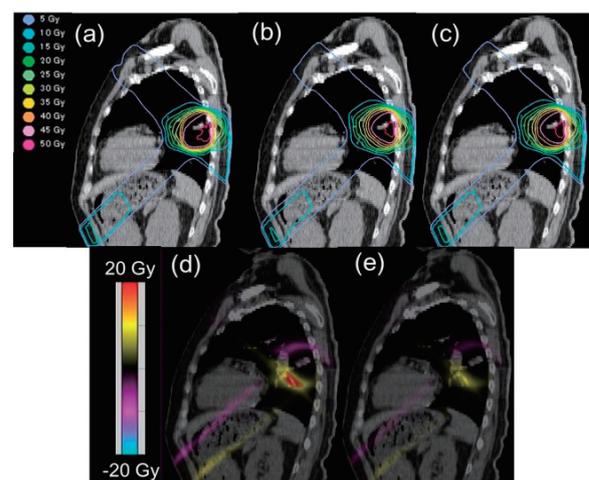


Fig.2 Dose distribution of (a)3D, (b)4D(-) and (c)4D(+) dose calculation and dose distribution differences (d)3D-4D(-) and (e)3D-4D(+) in sagittal plane.

【Conclusion】 We have demonstrated the feasibility of proposed four dimensional dose calculation using DIR between EE and EI CTs and PDF of lung tumor motion. Treatment planning using the 4D(+) dose with a more realistic model to account for respiratory motion might provide dose delivered to the target and organs at risk more efficiently.