

Fig.2 Plan 1 による実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相の変化)

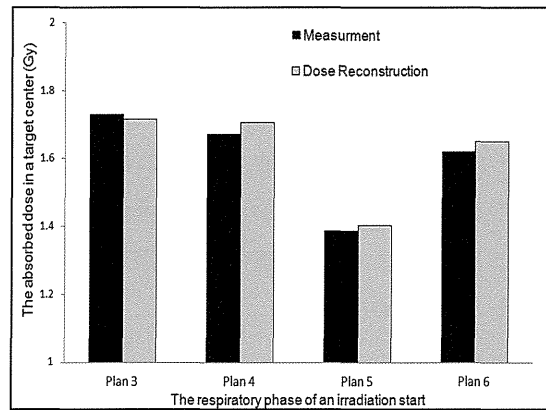


Fig.4 Plan3~6 の実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相は全て Case1)

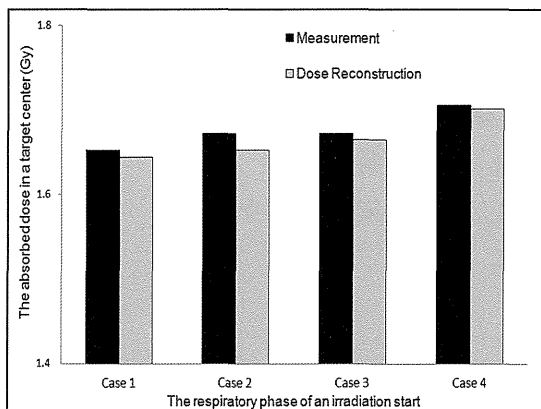


Fig.3 Plan 2 による実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相の変化)

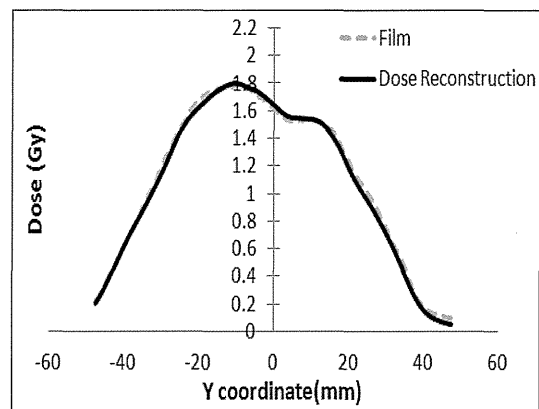


Fig.5 Plan 1 の Case4 におけるアイソセンター面での体軸(Y)方向の線量プロファイル

厚生労働科学研究費補助金（第3次対がん総合戦略研究事業）
分担研究報告書

呼吸性移動を伴う胸部病変に対する非剛体レジストレーションを用いた線量評価に関する研究

研究分担者 中島 大（公益財団法人 がん研究会 有明病院 放射線治療部）

研究要旨：

近年では肺などの比較的動きのある部位に対しても強度変調回転照射（VMAT）による治療が試みられているが、腫瘍の動きや機器動作による interplay effects により、治療毎に線量分布が変化する可能性がある。そのため、治療計画装置上で患者に対する4次元の線量分布を再現できることは、重要となってくる。これまでの研究により各呼吸位相における線量分布の再構成が可能になった。しかしながら、呼吸位相毎の線量分布を合算して評価を行う際に、CT画像の同一座標での合算ではなく各臓器の動きを考慮し、同一部位での合算をする必要がある。そのため、非剛体レジストレーション（deformable registration）の手法を用いて各呼吸位相の臓器の位置を基準となる1位相に重ね合わせ、線量合算を行うことで線量分布の評価が行えるか確認を行なった。deformable registration を用いた線量加算は模擬腫瘍の線量と±3%で一致した。

A. 研究目的

deformable registration により合算された標的体積および危険臓器の線量の評価が行えるか検討を行った。

B. 研究方法

これまでに VMAT 照射において、動きのある標的体積や危険臓器に対し位相ごとに照射された角度を割り当て線量再構成が行えることを可能

にするシステム（以下、線量再構成システム）を構築した。本研究では、このシステムと胸部動体ファントムを用いて、各呼吸位相の線量分布を取得後、理論値と deformable registration により合算した線量分布を比較した。

1) 呼吸位相画像の取得

胸部動体ファントムは肺等価ファントムの片側に 6.3cm φ の円柱上のファントム（インサートファント

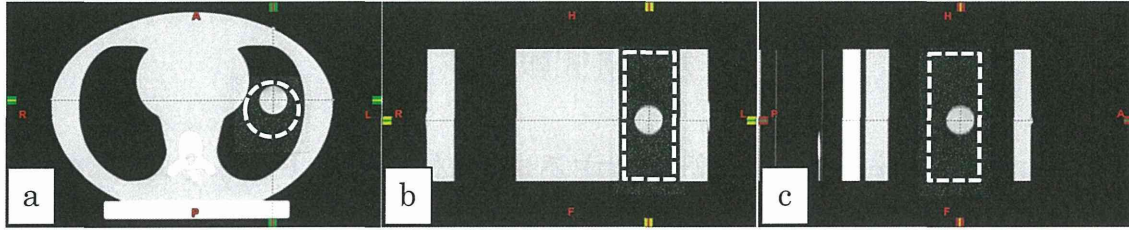


図 1.胸部動体ファントムの CT 画像

a、b、c はそれぞれ IC を通る Axial、Coronal、Sagittal 断面を示す。本研究に使用した胸部動体ファントムは、胸部を模した水等価ファントムと肺等価ファントムで構成されており、肺野内の破線で示した位置に 6.3cm φ の円柱の肺等価インサートファントムが挿入されている。インサートファントム内には直径 3cm の模擬腫瘍が配置されている。

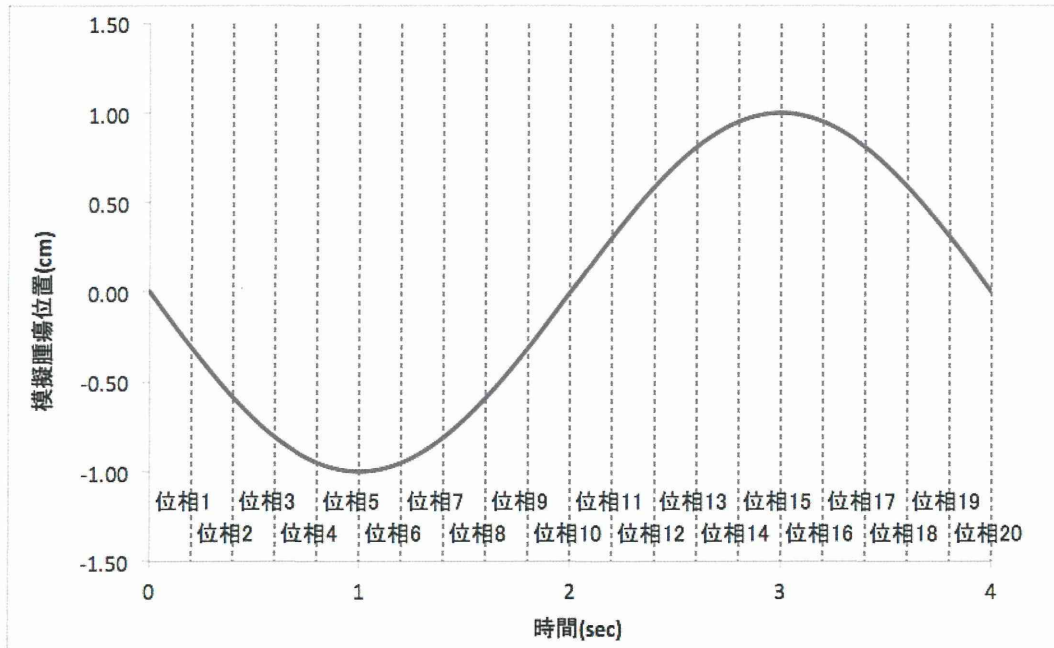


図 2. 腫瘍位置と呼吸位相の関係

模擬腫瘍が設置されたインサートファントムは 1 周期 4 秒で頭尾方向にそれぞれ 1cm 移動する。1 周期を均等に 20 分割し、それぞれの位相を位相 1 から位相 20 とした。

表 1.VMAT 計画条件

使用公称エネルギー	6MV X-ray
一回線量	2 Gy
架台角度	179° ~320°
コリメータ角度	330°
計算アルゴリズム	AAA
計算グリッド	2.5mm
CT スライス厚	2.5mm

表 2.deformable registration のアルゴリズム

変形アルゴリズム	FFD
画像の類似度の評価	相互情報量
変形	b-spline
補間	bi-linear interpolation

ム) が挿入されている。インサートファントムは肺等価ファントムで構成されており、内部に腫瘍を模した 3cm φ の水等価の球体がある。インサートファントムを移動させるトムを 1 周期 4 秒、振幅 ±1cm で直線動作させた状態で、四次元 CT (4D-CT) 装置により撮像し、20 位相に分割された CT 画像を取得した (図 1)。

2) 各呼吸相の線量分布の取得

胸部動体ファントムの模擬標的体積に対し、2Gy の線量投与を行なう 2arc の VMAT 計画を立案し、そのうちの 1arc を照射し直線加速器

ことにより呼吸の動きを模擬できる。ファントムの移動は接続した PC によりモニタリングされており、位相情報が取得できる。この胸部動体ファントムのインサートファンのデリバリーシステムコンポーネントから得られるログファイルを取得した。VMAT 計画の条件は表 1 に示す。同時に動体ファントムの呼吸位相波形を取得した。照射は図 1 の位相 1 の位置から開始した。得られたログファイルと、呼吸位相情報は線量再構成システムを使用して照射時の架台角度と腫瘍位置に対応する位相分割された 4D-CT 画像

に割り当て線量再構成を行った。

3) 線量分布の加算

本研究における線量分布の加算は、deformable registration によって各位相の CT 画像模擬腫瘍を図 1 に示す位相 1 の位置で合わせ込みをおこない、その CT 画像座標の変位量を利用して線量分布を変形させ加算した。使用した deformable registration のアルゴリズムは表 2 に示す。各位相と位相 1 の CT 画像画素値を用い相互情報量が最大になるように格子点を変形させ、形状の変形を行なうことで移動を表している。従って、位相変化による CT 値の変化の少ない部位については移動が無いと見なされてしまう。そこで本研究では均一な肺等価ファントム内を模擬腫瘍のみが移動していると想定して deformable registration を行ない線量分布の加算した (Deform)。模擬腫瘍部の線量の確認として、各位相を既知の模擬腫瘍の移動量から Rigid registration によって位相 1 の位置に合わせ込みを行ない加算した (Rigid)。また正常肺の低線量域の確認として CT 画像座標で各位相の線量分布を加算した (Sum)。

4) 線量分布の比較

3)の作業により位相 1 の位置で加算された合計 20 位相の線量分布は、

線量分布解析ソフトにより比較した。線量分布はアイソセンター(IC)を通る横断面(Ax)、矢状断面(Sag)、冠状断面(Cor)の3断面で Dose difference (DD) と gamma method(γ)にて2つの線量分布の一致度の評価をおこなった。 γ の判定基準は3%/3mmとし、DeformとRigid、DeformとSumの線量分布を比較した。それぞれの評価においてそれぞれRigidとSumの線量分布を基準とした。また、模擬腫瘍部により限定して評価を行なうために、模擬腫瘍の重心を中心とした5cm×5cmの領域でもRigidとDeformの比較をおこなった。

(倫理面への配慮)

本研究は人体に対する照射などは行わず、不均質ファントムに照射をおこなうため、とくに倫理的な配慮は不要である。

C. 研究結果

1) 模擬腫瘍に対する線量評価

Deform と Rigid の線量加算後の線量分布を図 3 に示す。 γ による評価は高い線領域に比べ低い線領域では一致度が低くなった (表 3)。DD による比較も低線量域でばらつきが大きかった。模擬腫瘍重心を中心とした 5cm×5cm の領域では

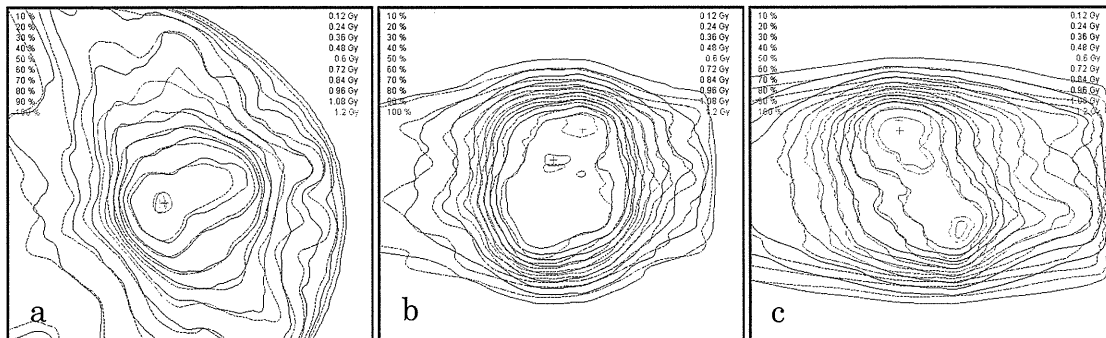


図 3. Rigid と Deform による線量加算後の線量分布

IC を通る三断面の線量分布であり、a:Axial、b:Coronal、c:Sagittal を示す。実線は Rigid、破線は Deform による線量分布を表す。最も内側の線が 1.2Gy を示し、10%ごとに等線量曲線が示されている。

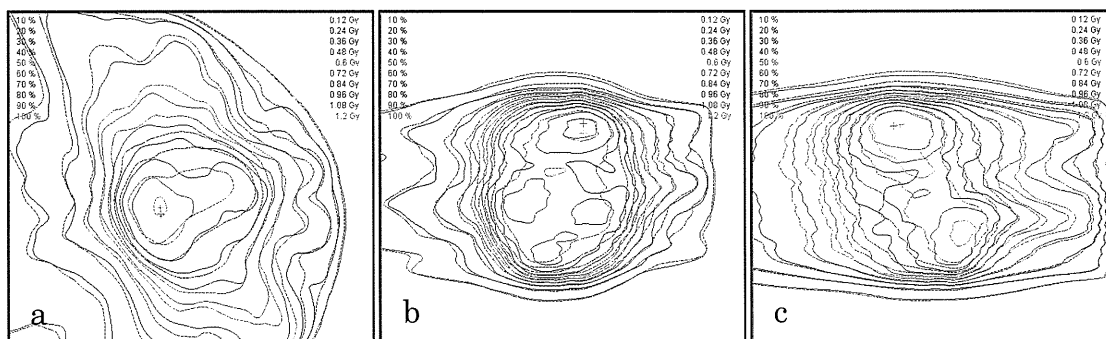


図 4. Sum と Deform による線量加算後の線量分布

IC を通る三断面の線量分布であり、a:Axial、b:Coronal、c:Sagittal を示す。実線は Sum、破線は Deform による線量分布を表す。最も内側の線が 1.2Gy を示し、10%ごとに等線量曲線が示されている。

Deform と Rigid の線量差はより縮小した(表 4)。

2) 正常肺に対する線量評価

Deform と Sum の線量加算後の線量分布を図 4 に示す。γ による評価

は高い線領域に比べ、低い線領域で一緻度が高くなり、DD による比較は高線量域でばらつきが大きかった(表 3)。

表 3. 線量分布解析結果

比較法	断面	80%線量域以上		10%~30%線領域	
		Deform	Deform	Deform	Deform
		vs.	vs.	vs.	vs.
		Rigid	Sum	Rigid	Sum
DD (%)	Ax	-1.25%±2.03%	3.18%±3.30%	0.81%±3.34%	1.32%±1.39%
	Cor	0.92%±2.84%	4.10%±4.32%	-0.69%±4.30%	1.57%±1.76%
	Sag	1.80%±3.48%	3.81%±4.87%	1.75%±6.17%	1.76%±2.00%
	average	0.65%±3.15%	3.89%±4.13%	-0.17%±4.46%	1.49%±1.66%
Y (pass 率)	Ax	85.70%	62.30%	64.80%	86.40%
	Cor	86.40%	58.50%	64.80%	86.60%
	Sag	80.90%	78.30%	49.20%	76.70%
	average	84.42%	64.37%	60.53%	83.83%

表 4. 模擬腫瘍重心を中心とした 5cm×5cm の領域での線量分布解析結果

比較法	断面	80%線量域以上
DD (%)	Ax	-1.29%±1.93%
	Cor	0.38%±2.22%
	Sag	0.61%±2.17%
Y (Pass 率)	Ax	86.4%
	Cor	94.2%
	Sag	95.5%

D. 考察

Deform と Rigid との比較で Sag 断面で一致度が低下したのは、インサートファントムが頭尾方向の移動であるのと、Sag では特に本研究で使用した線量分布に模擬腫瘍周囲 1 cm 以上

離れた位置で高い線量域が存在したため 5cm×5cm の領域では一致度が改善した。実際の患者においてはすべての組織が相対的な位置を保ったまま移動することは無く、変形を伴いながら移動をする。本研究で使用した動

体ファントムのインサート部は模擬腫瘍と肺等価ファントムとの間のみコントラスト差を生じており、**deformable registration** による模擬腫瘍位置の合わせ込みは、模擬腫瘍付近で 3%以内で一致した。一方コントラスト差の無い肺等価ファントム部は動きの無いものと捉えられていた。そのため、模擬腫瘍部では実際の移動量を移動させて加算した線量分布に一致し、模擬腫瘍から離れた肺等価部では、同一 CT 座標による線量加算に一致した。30%から 80%の線量域に関しては、比較することのできる確からしい指標が無いため、対象から外したが、より複雑な動作をするファントムあるいは臨床 CT 画像を使用して検証を行なう必要がある。

E. 結論

胸部病変に対する線量分布を評価する場合、腫瘍に対する線量評価の他、正常組織に対する線量評価も重要になる。しかしながら、腫瘍位置のみで全体の線量分布を合わせ込み加算すると、腫瘍に対しては線量評価が行えても、正常肺に対する評価に誤りが生じる可能性がある。本研究で使用した **deformable registration** により、それぞれの部位に応じた移動量で変形させ、線量分布の加算に役立つことが示唆されたが、より多様なコントラスト

や複雑な変形をするファントムあるいは臨床 CT 画像等で確認を行う必要がある。

G. 研究発表

1. 論文発表
なし
2. 学会発表
なし

H. 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
なし

厚生労働科学研究費補助金（第3次対がん総合戦略研究事業） 分担研究報告書

腫瘍位置検出システムと線量再構成システムの統合

研究分担者 伊藤 康 がん研有明病院 放射線治療部

研究要旨

近年、肺癌のように呼吸性の移動を伴う腫瘍に対しても強度変調回転照射 (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT)による治療が試みられている。しかし、強度変調を行う VMAT では、その照射野内で呼吸性の移動を伴う腫瘍に対して、実際に投与されている線量は不明である。本研究では、実際の腫瘍の動きを電子画像照合装置 (Electrical Portal Imaging Device: EPID) を用い、また機器動作をログデータから取得し、それらを考慮した線量再構成を 4-Dimensional Computed Tomography (4D-CT)画像を用いて行うことにより、実際に腫瘍へ投与された線量を治療計画装置上で確認することが可能となった。

A. 研究目的

本研究は、肺癌のように呼吸性に伴って移動する腫瘍に対し、実際の腫瘍の動きやリニアックの機器動作を考慮した 4-Dimensional Computed Tomography (4D-CT)画像を用いた強度変調回転照射 (Volumetric Modulated Arc Therapy : VMAT)の線量再構成法の確立を目的とする。

B. 研究方法

本システムは VMAT 照射中における腫瘍の位置変化を同分担研究者である五月女の報告による電子画像照合装置 (Electrical Portal Imaging Device: EPID) を用いて検出する手法によって確定し、線量計算に反映させるものである。使用機器や線量再構成法、そして精度評価法においては、基本的に同分担研

究である強度変調回転照射における4次元に対応した線量再構成法に関する研究での動体ファントムによる検討と同様である。精度評価に用いた腫瘍の動きを Table 1 に示す。そして、腫瘍の動きを計算から求めた理論的な正弦波形より確定する手法と比較検討を行った。Varian 社製の CLINAC 21 EX 及び Eclipse(Ver.10.0, 計算アルゴリズムは AAA を使用) を使用し、また様々な呼吸状態を模擬できる CIRS 社製の胸部動体ファントム (Model 008A) を用いて検討を行った。実測では、腫瘍部分の中心線量を PTW 社製のピンポイント線量計 (0.016cm³)を用い、更に線量分布の相対評価には Kodak 社製の EDR2 を用いた。

B-1. 治療計画

本研究に用いた VMAT プランは、20

位相に分割した 4D-CT(GE 社製 Discovery PET/CT 600)画像の位相毎の平均画像を合算して体内標的体積(internal target volume: ITV)とし、計画標的体積(planning target volume: PTV)マージンとして ITV から 3 次元的に 5mm に設定した。また、リスク臓器(organ at risk: OAR)として肺、脊髄、および仮想的に食道と心臓を設定して最適化に使用した。更に脊髄には計画リスク臓器体積(planning organ at risk: RPV)として 5mm のマージンを付加した。総線量 60Gy、照射回数 30 回とし 6MV のエネルギーで 320° ~179° の 2arc プランを作成した。処方線量は PTV の 95% 体積を含む線量を 60Gy(D95 処方)に設定し、プラン最大線量を 135%以下となるようにした。また、肺においては臓器体積における 20Gy 以上照射される体積の割合を 20%以下($V_{20} \leq 20\%$)となるように作成した。

B-2. 線量再構成法

VMAT 照射時のログデータと照射中の腫瘍の位置変化を線量計算に反映させ、治療計画装置で線量分布を再計算させる方法を用いた。2arc の VMAT プランの 1arc のみを使用し、コントロールポイント数に応じた 114 門の固定多門照射に分割した。ログデータからガントリ角度、照射 MU、多分割絞り(Multi Leaf Collimator; MLC)位置、JAW 位置、コリメータ角度を用い計算を行っている。固定多門照射のプランは、in-house ソフトウェアを用いて DICOM RT Plan として作成できるようにした。

B-3. 腫瘍位置の確定(腫瘍トラッキング)

同分担研究者である五月女の手法から、5つの関心領域(Region of Interest; ROI)を設定し、EPID 画像から腫瘍位置を確定するために正規化相互相関法を用いた。また、MLC と重なって腫瘍のトラッキングが出来ない場合は、自動的に RPM 波形に切り替わるようにした。切り替えの条件を次に示す。(1) 寝台・Rail や椎体と重なるガントリ角度を事前に把握して特定のガントリ角度を設定 (2) MLC が腫瘍と重なる場合 (3) RPM 波形とトラッキングの相関係数が設定値を下回る場合である。

B-4. システムの統合

腫瘍の位置検出に用いる EPID 画像ファイルには、VMAT 照射時のガントリ角度の情報がヘッダー情報として記録されている。このガントリ角度の情報と EPID 画像から検出する腫瘍の位置、さらに実際の照射時の呼吸波形と機器動作を表わすログデータの 4 種類の情報を複合し、線量再構成に必要な DICOM RT Plan ファイルを作成する一連のシステムを構築した。

B-5. 線量計による評価

治療計画用の 20 位相に分割した 4D-CT 画像とログデータから作成した DICOM RT Plan を用いて、照射門毎に治療時の腫瘍位置と機器動作を治療計画装置上で再現させて線量計算を行い、線量計有感体積内の平均線量を合算した。計算に用いる 4D-CT 画像の呼吸位相は Varian 社製の呼吸同期制御装置(Real

Position Management; RPM) を用い求めた。Plan 1 および Plan 2 においては、照射開始時の位相を変化させて (Fig.1) 実測を行い、線量再構成で得られる計算値と比較した。それ以外の Plan においては全て照射開始位相 1 において行った。

B-6. フィルムによる評価

照射野毎に得られた線量分布を腫瘍の中心位置で座標を規格化して全てを合算し、実測(フィルム)との比較を行った。

C. 研究結果

各プランで実測した腫瘍の吸収線量と、腫瘍の位置変化を EPID で取得した画像から求めた線量再構成の計算値は、腫瘍の動きを計算から求めた理論的な正弦波形より確定する手法と同様に±2%以内で一致した(Table 2)。また、照射開始位相の違いによる腫瘍の吸収線量の変化も直線移動(Plan 1)および直線+回転移動(Plan 2)、共に実測と同様の傾向が得られた(Fig.2、3、4)。線量分布の比較においては、GAMMA 解析 (3%,3mm)による

全線量域の Pass Rate(%) によって評価を行い、全プランの平均 Pass Rate(%) は 89.6%であった(Table 3)。

D. 考察

結果より、腫瘍の動きを計算から求めた理論的な正弦波形より確定する手法と比較すると、実測との誤差において全体的に、やや本システムの精度が低い結果となった。しかし、その差は線量計による実測との比較においては平均値(絶対値)で 0.34%、また線量分布における測との比較では、Pass Rate(%)の平均で 3.3%程度であり、大きな差はないと言える。よって、本研究による線量再構成システムは、同分担研究である腫瘍の動きを理論的な正弦波形より確定する手法を用いた、強度変調回転照射における4次元に対応した線量再構成法に関する研究での動体ファントムによる検討と同等の結果が得られたと言える。本研究の線量再構成で得られた計算値と線量分布は、呼吸性に伴って移動する腫瘍に対しての実際の VMAT の照射を治療計画装置上で再現できていると言える。

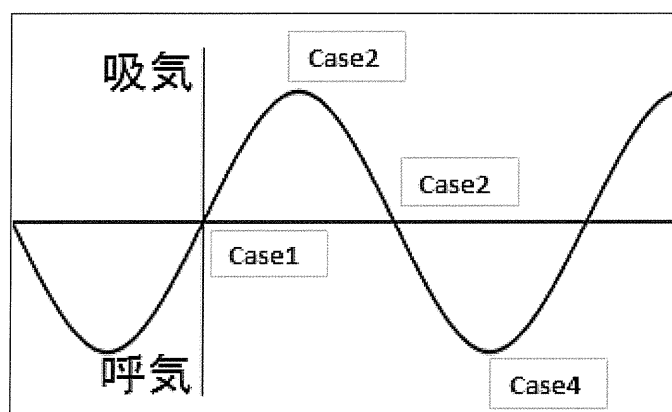


Fig.1 照射開始時の位相

Table 1 腫瘍の動きと照射開始位相

Plan Name	腫瘍の移動方向	照射開始位相			
		Theoretical Value 線量計	Theoretical Value Film	EPID 線量計	EPID Film
Plan 1	頭尾方向(1周期4秒 振幅±10mm)	4位相	Case 1 Case 4	Case 1 Case 4	Case 1 Case 4
Plan 2	頭尾方向(1周期4秒 振幅±10mm) + 回転(±15°)	4位相	Case 1 Case 4	Case 1 Case 4	Case 1 Case 4
Plan 3	頭尾方向(1周期4秒 振幅±2mm)	Case 1	Case 1	Case 1	Case 1
Plan 4	頭尾方向(1周期3秒 振幅±10mm)	Case 1	Case 1	Case 1	Case 1
Plan 5	頭尾方向(1周期6秒 振幅±10mm)	Case 1	Case 1	Case 1	Case 1
Plan 6	頭尾方向(1周期4秒 振幅±10mm) + 回転(±5°)	Case 1	Case 1	Case 1	—————

Table 2 実測の線量と線量再構成による計算値との誤差

Plan Name	Plan 1				Plan 2				Plan 3	Plan 4	Plan 5	Plan 6	平均 (絶対値)
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4					
Theoretical Value	-0.71	-1.32	0.28	-0.11	-0.56	-1.16	-0.39	-0.32	-0.80	1.99	1.07	1.81	0.09 (0.93)
実測との誤差(%) EPID	-1.34	——	——	-0.55	1.37	——	——	1.32	-1.21	0.79	-1.75	1.81	0.06 (1.27)

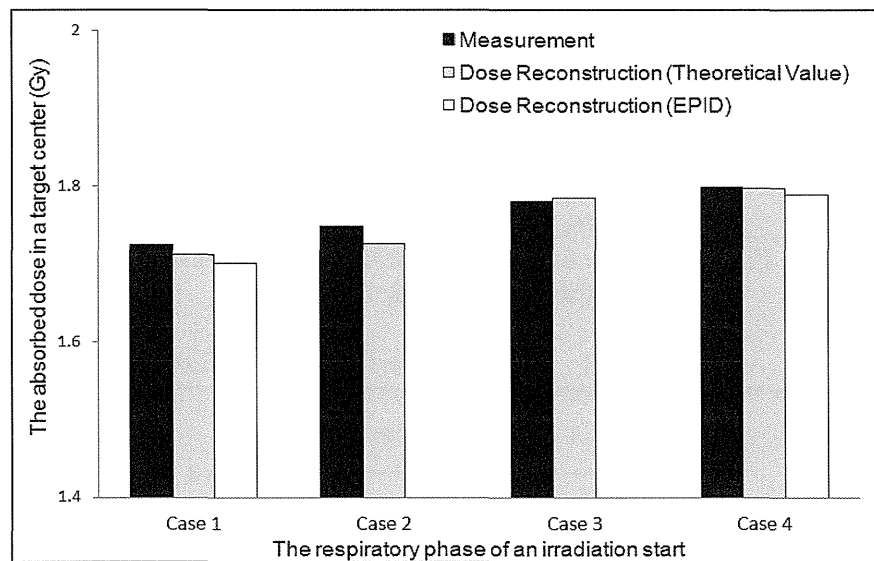


Fig.2 Plan 1 による実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相の変化)

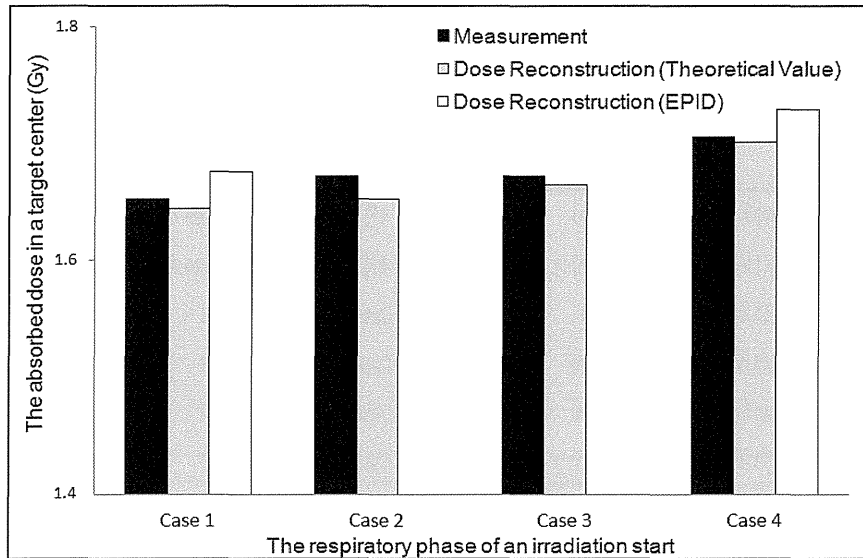


Fig.3 Plan 2 による実測と線量再構成による線量の比較 (照射開始時の位相の変化)

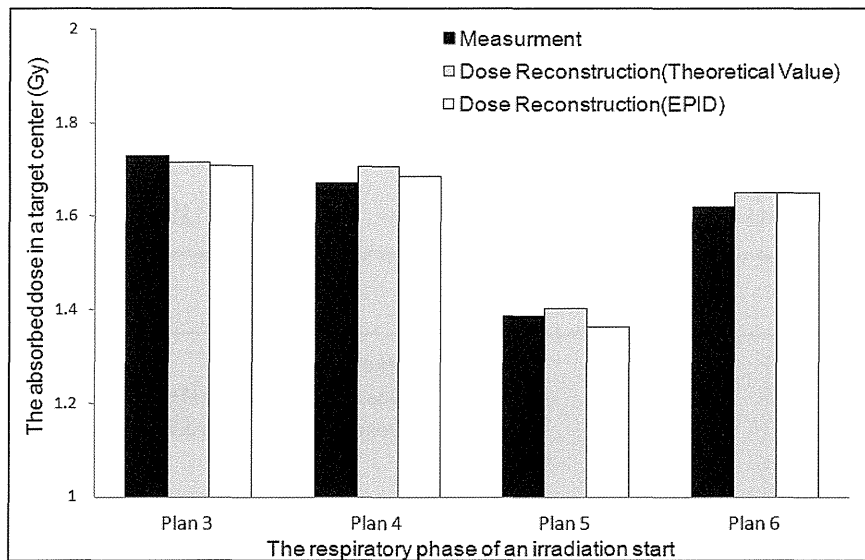


Fig.4 Plan3~6 の実測と線量再構成による線量の比較 (照射開始時の位相は全て Case1)

Table 3 GAMMA 解析による Pass Rate

Plan Name	Plan 1		Plan 2		Plan 3	Plan 4	Plan 5	平均	
	Case 1	Case 4	Case 1	Case 4					
GAMMA PassRate(%)	Theoretical Value	91.5	94.5	90.5	88.5	91.4	98.1	95.9	92.9
	EPID	92.3	89.5	82.0	86.8	91.8	87.7	97.0	89.6

E. 結論

本研究の手法により、実際の機器動作と腫瘍動作を再現した VMAT の線量再構成を行うことができた。これにより今まで把握することが出来なかった呼吸に伴って移動する腫瘍と正常組織の線量を推測することが可能となった。

F. 研究発表

1, Y.Ito, M.Hashimoto, S.Saotome, M.Nakajima, Y.Otomo, N.Kitamura, R.Uehara, T.Kozuka, M.Oguchi;
Dose reconstruction in considering of respiratory motion of the target using 4D-CT in VMAT

International Journal of Radiation Oncology * Biology * Physics Vol. 87, Issue 2, Supplement, Page S721

2, 伊藤康 橋本成世 中島大 五月女達子 大友結子 北村望 上原隆三 佐藤智春 小塚拓洋 小口正彦
呼吸性移動を伴う胸部病変への VMAT に関する研究
日本放射線腫瘍学会第 26 回学術大会報文集 266, (2013)

G. 知的財産権の出願・登録状況

- 1, 特許取得：なし
- 2, 実用新案登録：なし
- 3, その他：なし

厚生労働科学研究費補助金（第3次対がん総合戦略研究事業）

分担研究報告書

呼吸移動を考慮した線量再構成における 計算精度に関する研究

研究分担者 北村 望 公益財団法人がん研究会有明病院 放射線治療部

研究要旨

近年、主に呼吸に伴って動く胸部腫瘍に対する放射線治療においても強度変調回転照射（VMAT）が行われつつあり、線量集中性の向上や、照射時間の短縮が期待できるようになってきた。VMAT の治療計画に四次元 Computed Tomography（4DCT）画像を用いて呼吸周期と腫瘍の位置関係を把握することで、より適切な照射範囲を決定することができる。しかし VMAT の場合、実際にどのくらいの線量が投与されているかは不明である。本研究では、4DCT 画像を用いて線量再構成を行う際の 4DCT 画像の位相分割数と線量再構成の精度の関係を調べた。

A. 研究目的

近年、動きを伴う胸部腫瘍に対する放射線治療においても VMAT が行われつつある。呼吸に伴って動く胸部腫瘍に対する放射線治療を行う場合、4DCT 画像を治療計画に用いることにより、呼吸性移動を把握しやすくなる。4DCT 画像は位相ごとに 20 分割を最大として任意の位相数に分割することができる。また、当院で使用している放射線治療計画装置 Eclipse ver.10.0.28（VARIAN 社製）では、位相ごとの 3DCT 画像を作成し、それぞれの 3D 画像で線量計算を行うことにより、呼吸位相ごとの線量分布を得ることができる。

しかし、VMAT のような回転照射の場合、腫瘍の位置と照射方向の関係が異なると、得られる線量分布にも差が生じる。位相分割数が少ないと、それだけ実際の腫瘍の動きを再現できていないことになるため、腫瘍線量を適切に再現できない可能性がある。反対に位相分割を多くした場合の問題点は大きく 2 点ある。一つは、データ量が多くなること。もう一つは、位相ごとに腫瘍やリスク臓器などの輪郭を入力する手間が増えることである。

今回の研究では、肺腫瘍を模擬した胸部動体ファントムである Dynamic Thorax Phantom（CIRS 社製）を用い、位相分割数の違いによる線量再構

成の精度を調べることを目的とした。

B.研究方法

胸部動体ファントムに PinPoint 3D chamber TN31016 (PTW 社製) (以下ピンポイント線量計) を挿入することができる直径 30 mm の模擬腫瘍を挿入し、4DCT 撮影を行った。腫瘍の動きは頭尾方向にそれぞれ 10 mm、周期 4 sec の三角波とし、スライス厚 2.5 mm で胸部動体ファントムを撮像した。Advantage Workstation (GE Healthcare 社製) にて呼吸周期を 20, 10, 5, 4, 2 分割とし、画像を放射線治療計画装置に転送した。

また、撮影により取得した全ての画像を用いて、AIP (average intensity projection) 画像を作成し放射線治療計画装置に転送した。AIP 画像を用い、腫瘍の動きを全周期でカバーする照射計画を 3 プラン立案した。AIP 画像にて模擬腫瘍を囲み、全周 5mm のマージンをつけて Planning Target Volume (PTV) を作成した。計画は PTV の 95% の体積に 2 Gy 処方とした。架台角度が 320° から 179° に回転する 1arc の VMAT 計画とした。これらの計画は 114 個のコントロールポイント (以下 CP) から成る。コントロールポイントとは、VMAT 照射中の線量制御点のことである。X 線エネルギーは 6MV、Multi Leaf Collimator

(MLC) の幅は 5mm であった。線量計算アルゴリズムには、Analytical Anisotropic Algorithm を使用し、計算グリッドサイズは 2.5mm とした。

CP を位相分割数で等分に分け、各位相の 3DCT 画像で等分に分けた CP ごとの照射野で線量分布を作成した。このとき、アイソセンターは最大呼気時の腫瘍中心とした。

立案した治療計画の線量を Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) 形式で出力 (RTDose) し、In-house program を用いて模擬腫瘍の座標が基準位相と同一になる位置にて線量を合算した。

位相分割数が 20 の場合と各位相分割数の模擬腫瘍内の画素値の差分を、画像処理ソフトウェア Image J (Wayne Rasband National Institutes of Health, USA) にて算出した。画素値から線量に変換し、20 位相分割に対する線量差の割合を求めた。

C.研究結果

20 位相分割の CT 画像で線量再構成した RT-Dose と、ある位相分割数の CT 画像で線量再構成した RT-Dose の画素値の差分を線量に変換したものを D_{sub} [Gy] とする。20 位相分割の場合の画素値を線量に変換したものを D_{base} [Gy] とする。 D_{base} に対する D_{sub} の割合を位相分割数の関係を図 1

に示す。

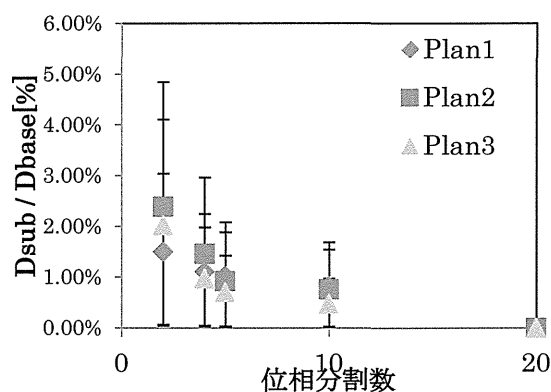


図 1. D_{sub}/D_{base} と位相分割数の関係

位相分割数が 4 以上のとき、全てのプランにおいて、模擬腫瘍内の 95%で D_{sub}/D_{base} が 3%以内に収まった。このときの位相当りの模擬腫瘍の動きは、5 mm であった。

D. 考察

結果より、位相分割数が少なくなる程、模擬腫瘍内の 95%の D_{sub}/D_{base} の範囲が広がっていた。このことから、位相分割数が少なくなる程、線量再構成精度が下がると言える。

平成 24 年度研究報告では、模擬腫瘍の動きを正弦波とし、位相分割数による模擬腫瘍の線量変化をピンポイント線量計の空洞内平均線量より求め、10 位相分割以上のときに 3%以内で線量再構成を行えるとの報告を行った。本年度の研究では模擬腫瘍の動きを三角波としたため位相当りの模

擬腫瘍移動量が等しく、かつ模擬腫瘍体積全体での評価を行ったため、より精度の高い結果が得られたと考える。

本研究は、MLC 幅やスライス厚、計算グリッドサイズは固定で検討を行った。 D_{base} に対する D_{sub} の変化は MLC 幅、計算グリッドサイズ、スライス幅などの影響を受けると考えられる。これらの条件を考慮することで、より一般化した結果を得ることができると考える。

E. 結論

位相分割数を少なくするほど、線量再構成の精度が低下した。信頼限界を 95%とした場合、位相分割数を 4 以上（位相当りの模擬腫瘍の動きは 5mm 以下）としたときに 3%の誤差で線量再構成を行えた。

F. 研究発表

北村望、橋本成世、伊藤康、中島大、五月女達子、小口正彦、佐藤智春.”呼吸移動を考慮した線量再構成における 4DCT の位相分割数が計算精度に与える影響” 第 41 回日本放射線技術学会秋季学術大会 福岡市 口頭発表 2013/10/17-19

G. 知的財産権の出願、登録状況

なし

厚生労働科学研究費補助金（第3次対がん総合戦略研究事業）
分担研究報告書

強度変調回転照射における腫瘍位置の検出に関する研究

研究分担者 五月女 達子 がん研究会有明病院 放射線治療部

研究要旨：

近年、肺などの呼吸性移動のある胸部病変などにも強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT）が使われ始め、線量集中性の向上や照射時間の短縮化が可能となった。しかし、VMATでは呼吸の状態によって線量分布が変化することが予測され、治療中の腫瘍位置を把握することの重要性が高まっている。そこで本研究では、VMAT照射中に電子画像照合装置（Electrical Portal Imaging Device; EPID）を用いた腫瘍位置の取得方法の開発を目的とした。前年度は正規化相互相関法で腫瘍位置を取得できる関心領域（Region of Interest; ROI）の設定条件、またVMATに応用した場合の問題点とその対処法について検討した。今年度は、ROIを複数設定して情報量を増やして検討し、さらに腫瘍位置が寝台や多分割絞り（Multi-Leaf Collimator; MLC）などで追跡不能になった際に呼吸同期制御装置（Real Position Management; RPM）の波形に自動的に切り替わるようにした。こうすることで、呼吸性移動の伴う部位での強度変調回転照射中の腫瘍位置を得ることができるようになった。ファントム実験では、固定照射、回転照射、VMATにおいても追従できおり、臨床患者においても応用可能であった。

A. 研究目的

本研究の目的は、呼吸に伴って動く腫瘍に対して、強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT）中の腫瘍位置を追跡する方法を開発し、精度評価を行うことである。照射中に撮像した電子画像照合装置（Electrical Portal Imaging Device; EPID）画像から正規化相互相関を用いて腫瘍をトラッキングし、腫瘍位置を求めた。

B. 研究方法

前年度に引き続き、ファントムを使用しVMATプランで腫瘍位置を求めた。その際に生じる問題点を解決するために、以下の手順で進めて行った。

前年度同様に胸部動体ファントム

（008A:CIRS 社）を用いて4DCT（Discovery PET/CT:GE 社）を撮像し、VMATプランを直線加速装置（Clinac21EX:Varian 社）で照射し、それぞれで得られたEPID（aS1000）画像から腫瘍位置を求めた。ファントム腫瘍サイズは3cmを使用した。VMAT照射では関心領域（Region of Interest; ROI）サイズは10 pixel×20 pixel（1pixel=0.784×0.784 mm²）を使用した。照射条件は次に示す通りである。胸部動体ファントムのVMATプランは、1Arc（320°～179°）、照射野6×7 cm²、349MUであった。また、回転照射や線量率の変動によるアーチファクトを減らすために、画像処理も行った。画像処理はFig.1の座標系に基づいて、照射野内のX軸上のpixelごとに、個々の画素値を規格化した。

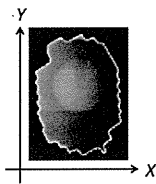


Fig. 1 画像の座標系は左下を原点とし、右方向に X 軸、上方方向に Y 軸となる。

腫瘍のトラッキング

EPID 画像から腫瘍位置を検出するために、正規化相互相関を用いた。EPID 画像の腫瘍辺縁に ROI を設定し、連続する 2 枚の投影画像において相関値の最も近いところに ROI が移動する。このようにトラッキングすることで腫瘍位置の変化を求めた。トラッキングには in-house ソフトを使用した。腫瘍位置変動と呼吸同期制御装置 (Real Position Management; RPM) の呼吸波形を比較し、実際の腫瘍位置とトラッキングによる腫瘍位置の相関を求めた。

i) トラッキングと RPM の切り替えの自動化

VMAT プランに応用した場合、線量率の変化や MLC と腫瘍が重なる部位でのトラッキング不能、回転照射による腫瘍との骨格、寝台とそれに付属する movable structural rail (Rail) との重なりが問題となることを前年度に報告した。そのため、MLC と重なっている区間と重なっていない区間に分け、分割してトラッキングを行い、腫瘍位置情報を取得した。MLC が重なってしまっている区間は RPM 波形を用いて、腹壁の移動距離から推定する腫瘍移動量を ROI に置き換えた。今年度は in-house ソフトを改良し、次の項目に該当する場合

には RPM 波形に自動的に切り替わるようにした。(1) 寝台・Rail や椎体と重なるガントリ角度を事前に把握して特定のガントリ角度を設定、(2) MLC が腫瘍と重なる場合、(3) 正規化相互相関で求めた相関値が閾値を下回った場合。上記 (3) での適した相関値を知るために、相関値の閾値を求めた。その際に使用したファントムデータは振幅 1cm・呼吸周期 4 秒の Sin 波形を使用した。上記の設定で相関値を 0.80~1.00 (0.01 間隔) に変えた時の EPID 画像が利用される割合と RPM との差をそれぞれ求めた。これらのバランスが一番よい閾値を求めた結果 0.84 であった。腫瘍トラッキングには相関値 0.84 を設定し、それより相関値が下回る場合には RPM 波形に切り替わる設定にした。

ii) ROI の複数設置

情報量を増やすために ROI を 5 つ設定し、それぞれの ROI から得られる変動量を平均化して腫瘍の平均変動量とした。ROI 1 つ場合と比較した。

iii) 呼吸波形の違い

呼吸波形が異なった場合でも、トラッキングが可能であるかを確認するために上記①振幅 1 cm・呼吸周期 4 秒の Sin 波形の他に 3 種類の呼吸波形を用いた。②振幅 1 cm・呼吸周期 3 秒の Sin 波、③振幅 0.5 cm・呼吸周期 4 秒の Sin 波形、④振幅 0.2 cm・呼吸周期 4 秒の Sin 波形。ファントムによる呼吸の動きは再現性があるため、この Sin 波を呼 RPM の呼吸波形として用いた。

iv) 臨床への応用

臨床データには、固定照射で肺野に照射を行っている患者の治療中の EPID 画像を用いた。RPM を用いて照射時の患者呼吸波形も得た。まずは最初に固定照射での患者データでトラッキング精度を求めた。呼吸性移動の少ない部位に腫瘍がある患者①と呼吸性移動の大きい横隔膜付近に腫瘍がある患者②の2例行った。次に、今回患者より得られた画像の MLC は固定のため、ファントムで使用した MLC 情報を重ね合わせた画像も作成し、患者②の仮想 VMAT 画像としてトラッキングを行った。

治験審査委員会 (IRB) 承認

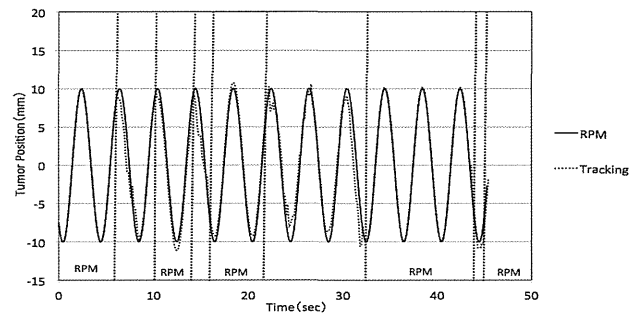
臨床データを使用するにあたり、がん研有明病院の IRB へ申請し承認を得た。本研究において得た患者データは、個人が特定されないよう個人情報に対して処理を行っている。

C. 研究結果

i) トラッキングと RPM の切り替えの自動化

腫瘍のトラッキングの際に、自動的に RPM 波形に切り替わるよう in-house ソフトを改良した結果を Fig.2 に示す。自動化したソフトを使用して3パターンの呼吸波形をトラッキングした結果、平均するとトラッキングと RPM 波形との差は 1.36 ± 0.95 mm であり、手動で行った場合と比較しても大きな相違は見られなかった。

a)



b)

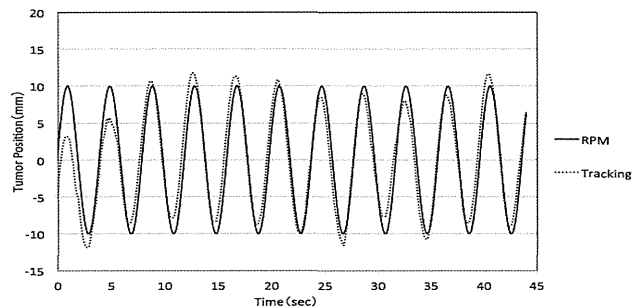


Fig. 2 RPM 波形の切り替わりを自動化させた結果。呼吸波形：振幅 10 mm, 周期 4 sec のもので比較 a) 前年度の手動での呼吸波形、b) 自動化の呼吸波形。(注：照射開始位相が異なる)トラッキングと RPM 波形との差は 1.97 ± 1.54 mm だった

ii) ROI の複数設置

VMAT プランにおいては、ROI を複数設置することで移動情報を多く得られ、より正確な腫瘍位置を同定できた。1つの ROI を設定した場合のトラッキングの波形 Fig.3 (a) と5つの ROI を設置した場合の変動値の平均をとって作成したトラッキングの波形 Fig.3 (b) を示す。1つの ROI の場合 RPM に切り替わる割合は全体の 45~64% で、5つの ROI を合算したものは 31% であった。ROI1 の場合のトラッキングと RPM 波形との差は 1.35 ± 0.97 mm であったが、5つの ROI の平均変動値を用いた場合のトラッキングと RPM 波形との差は 1.10 ± 0.70 mm となり腫瘍位置決定精度も向上した。