

原 著

回転型強度変調法を用いた肺定位放射線治療中における
標的の軌跡解析

今江禄一¹ 篠原広行² 井野賢司¹ 岡野由香里¹
 佐々木克剛¹ 三枝茂輝¹ 白木 尚¹ 矢野敬一¹
 木田智士¹ 芳賀昭弘¹ 中川恵一¹ 大友 邦¹

¹ 東京大学医学部附属病院放射線部・科

² 首都大学東京大学院人間健康科学研究科

論文受付
2011年7月27日

論文受理
2011年11月30日

Code Nos. 431 534

緒 言

強度変調放射線治療(intensity modulated radiotherapy; IMRT)の照射法の一つである回転型強度変調放射線治療(volumetric modulated arc therapy; VMAT)はガントリの回転中にガントリ速度、照射強度、マルチリーフコリ

メータ(multi leaf collimator; MLC)やJawの位置を変化させることによってIMRTを達成可能であり、当初、原体照射と打抜き照射を組み合わせた手法^{1,2)}として提案された。VMATはstep and shootやsliding windowなどのガントリ固定の照射法で問題となるmonitor unit

Motion Analysis of Target during Stereotactic Radiotherapy of Lung Tumors Using Volumetric Modulated Arc Therapy

Toshikazu Imae,^{1*} Hiroyuki Shinohara,² Kenji Ino,¹ Yukari Okano,¹ Katsutake Sasaki,¹ Shigeki Saegusa,¹ Takashi Shiraki,¹ Keiichi Yano,¹ Satoshi Kida,¹ Akihiro Haga,¹ Keiichi Nakagawa,¹ and Kuni Ohtomo¹

¹Department of Radiology, University of Tokyo Hospital

²Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Received July 27, 2011; Revision accepted November 30, 2011

Code Nos. 431 534

Summary

Volumetric modulated arc therapy (VMAT) is a rotational intensity-modulated radiotherapy (IMRT) technique capable of acquiring projection images for cone-beam computed tomography (CBCT). Respiratory-correlated cone-beam computed tomography, namely 4D-CBCT, serves to assess the displacement of a tumor position between planning and treatment due to organ motion and respiration, and is important for more accurate radiation therapy. On the other hand, recently, a 320-detector row CT scanner, namely 4D-CT, has become available that allows axial volumetric scanning of a 16-cm-long range in a patient without table movement. The goal of our research is to establish a new method of verification during treatment in stereotactic body radiotherapy. In this study, we compare the movement of the tumor between "before treatment" using 4D-CT and "in treatment" using 4D-CBCT. Three patients (55–68 years of age) with lung tumors underwent CT scans for radiotherapy planning using 4D-CT scans to analyze the movement of the tumor before treatment. The patients were treated by VMAT while acquiring projection images. 4D-CBCT datasets were reconstructed from the projection images using in-house programs. The tumor positions in 4D-CT and 4D-CBCT were detected and the movement of the tumor between "before treatment" and "in treatment" was similar. The movement of the tumors during treatment was predictable from 4D-CT before treatment. Furthermore, 4D-CBCT clarified the tumor position during treatment and could reevaluate the actual tumor position and dose distribution. We have successfully shown the movement of the tumor between "before treatment" using 4D-CT and "in treatment" using 4D-CBCT.

Key words: motion analysis, stereotactic body radiotherapy, lung tumors, volumetric modulated arc therapy, during treatment

* Proceeding author

(MU)の増加やリーフ間の漏れ線量、照射野外線量が軽減され、高線量率の照射および治療時間の短縮が可能となる。VMATはさまざまな部位への適用が期待されており、その一つとして定位放射線治療(stereotactic radiotherapy; SRT)がある。SRTは体幹部に比較して呼吸性移動が少ない頭部を対象として実施され、1990年代には肺がん、肝臓がんなどの体幹部腫瘍にも応用された³⁾。体幹部定位放射線治療(stereotactic body radiotherapy; SBRT)は頭部と異なり、呼吸による標的の移動が治療計画時の照射範囲の拡大や治療時の標的位置精度の低下につながる。標的の形状が単純でかつリスク臓器が標的に近接しない場合、多門照射や回転照射などの従来の方法で照射可能であったが、標的が複雑な形状である場合やリスク臓器が標的に近接している場合には任意の線量分布を作成可能なIMRTの適用が望ましい。近年の情報処理の高速化に伴い、計算量が膨大となるインバースプランによる治療計画がさまざまな部位に適用可能となり、IMRTが頭部SRT⁴⁾およびSBRT⁵⁾にも適用され始めている。しかし、IMRTは照射時間が長いこと⁶⁾や標的の呼吸性移動を考慮すること⁷⁾が課題とされていた。回転型のIMRTであるVMATは治療時間の短縮と任意の線量分布の作成が実現可能^{6,8)}であり、治療時間の短縮は患者の負担軽減につながる。また、IMRTを用いて任意の線量分布が作成可能であることは正常組織への投与線量を最小限に留め、標的に目標線量を与えることが可能となり、治療効果の向上とリスクの低減が期待できる。

IMRTのような急峻な線量分布を有する場合、治療直前もしくは治療中の標的や臓器の位置を治療計画時と比較、評価することが必要である。画像誘導放射線治療(image-guided radiotherapy; IGRT)を可能とする手法の一つであるcone beam computed tomography (CBCT)は標的や臓器の位置を三次元で評価する方法として有用である。治療直前に取得したCBCT画像は治療前の標的や臓器の位置を同定することが可能である一方、実際に治療している間の標的や臓器の位置を評価することが課題とされている。これまでわれわれはフーリエ位相相関法を用いた標的の検出法を開発し、治療前の320列CT画像に対して標的の軌跡解析を行った⁹⁾。また、治療中の投影画像を収集可能な回転照射法は治療中のCBCT画像を再構築可能であることから、回転照射法であるVMATを用いて前立腺に対する放射線治療中のCBCT画像を構築する試みを行い、治療中の標的や臓器の位置を評価した¹⁰⁾。特に、体幹部放射線治療では治療中に標的が治療計画時と同様に軌跡を描いているか評価することが重要であり、これは

VMATをSBRTに適用する利点の一つとして挙げられる。治療中の標的の軌跡が評価可能となれば、計画した治療が実現されているか評価することが期待できる。しかし、現状の治療前および治療中のCBCT画像では撮影時間(約2分)の平均画像(three dimension CBCT; 3D-CBCT)のみが取得可能である。Sonkeら¹¹⁾は動体ファントムや臨床例を用いて3D-CBCTに対するfour dimension CBCT(4D-CBCT)の有用性を示しており、標的が呼吸性移動を有する場合には3D-CBCTの四次元化が望ましい。一方、3D-CBCTを四次元化するためには患者の呼吸信号を直接もしくは画像から検出し、呼吸信号から呼吸位相を区分けすることが必要となる。呼吸信号の検出には外部検出器による手法やマーカの位置を評価する方法があり、患者に用いる場合には低侵襲性の手法が望まれる。

本研究の最終的な目標は治療中の4D-CBCT画像を構築することによって、治療中の臓器の位置を同定し、より正確な投与線量および線量分布を再評価することである。今回われわれは治療中の4D-CBCT画像を再構成可能なVMATを用いてSBRTを実施し、自作プログラムを用いて4D-CBCT画像の構築を行った。また、本論文では治療前に撮影した320列CT(4D-CT)画像と治療中の4D-CBCT画像から標的の位置を検出することによって、治療前および治療中の標的の軌跡を比較することを目的とした。

1. 方法

1-1 対象

Table 1に示す肺腫瘍を有する3症例を対象とした。本研究は東京大学医学部附属病院の倫理審査委員会の承認を得たうえ、被検者には説明と同意(インフォームド・コンセント)を行い、安全を考慮して撮影および治療を行った。また、説明書および同意書内には、研究に参加することは被検者本人の自由意志によるもので、被検者本人の意志でこれを断ったり、途中で中止したりしてもなんら不利益を被ることはないこと、本研究で収集されたデータおよび提供された個人情報(外部に持ち出されることや公開されることはない)に厳重に取り扱い保管すること、論文掲載や発表の際に個人の名前や個人が同定できるような情報は公表しないことを明記した。さらに、治療中の患者の体動の影響を最小限に留めるため、本研究の施行前に患者に体動を抑えることの必要性を十分に説明し、協力を仰いだ。

1-2 計画用および軌跡解析用CT画像の取得

計画用X線CT装置はAquilion LB(東芝社製)を用

Table 1 Information on patients

No.	Age (yr)	Sex	Size (mm)	Location
1	65	F	20×15	Right lower lobe, S8
2	55	M	8×6	Left lower lobe, S8/9
3	68	M	21×18	Right lower lobe, S8

いた。撮影時には stereotactic body frame (Elekta 社製) を使用し、吸引式固定具や腹部圧迫板を用いて患者を固定した。撮影条件は管電圧を 120 kV、管電流を 400 mA、視野(field of view; FOV)を LL(500 mm)、マトリクスサイズを 512×512、X 線管の回転時間を 0.5 s/回転、スライス厚は腫瘍部分では 2 mm、他の領域では 5 mm とした。呼吸性移動を有する標的に対する CT の撮影法には一定時間(4 s 以上)かけて撮影を行うスロースキャン法や外部検出器を用いて呼吸信号を検出し CT 装置と同期させて撮影を行う呼吸同期法があり、本研究では呼吸同期法を採用した。外部呼吸検出器には Fig. 1 に示す AZ-733V (安西メディカル社製) を用いて呼吸信号を取得し、CT 装置と同期させて撮影を行った。AZ-733V は検出部に圧電素子を用いており、圧電素子をベルト内に入れて患者の右心窩部に皮膚面と素子面が当たるよう装着し、患者の呼吸による運動によって圧電素子に圧力がかかることで呼吸信号を検出した。AZ-733V の出力する呼吸波形のピークを最大吸気、底(ボトム)を最大呼気として最大吸気と最大呼気のみ画像再構成を行い、治療計画装置に転送した。

治療前の標的の軌跡解析用に 320 列 CT (4D-CT) 画像を取得した。320 列 X 線 CT 装置は Aquilion ONE (東芝社製) を使用し、計画時と同様に患者を固定した。撮影条件は管電圧を 120 kV、管電流を 50 mA、撮影時間を 10 s、スライス厚を 0.5 mm、FOV を LL (500 mm)、マトリクスサイズを 512×512、X 線管の回転時間を 0.5 s/回転として撮影した。再構成に使用したデータ領域を full とし、再構成の時間間隔を 0.5 s とし再構成を行った。計画用 CT 装置は検出器の配列数が 16 列であるため検出器の幅が 320 列 CT 装置に比較して狭く、任意の呼吸位相の画像を得るためには複数回の呼吸を含む投影データから画像再構成をする必要があった。一方、320 列 CT 装置は寝台の移動なく最大 16 cm の投影データを連続的に収集可能であることから、任意の呼吸位相の画像を得ることが可能である。本研究では、より正確な標的の位置を把握するため、治療前の標的の軌跡解析には 320 列 CT 画像を用いて評価を行った。320 列 CT では同一部位を連続して撮影するため、被ばく線量の記録として CT 装置が出力する

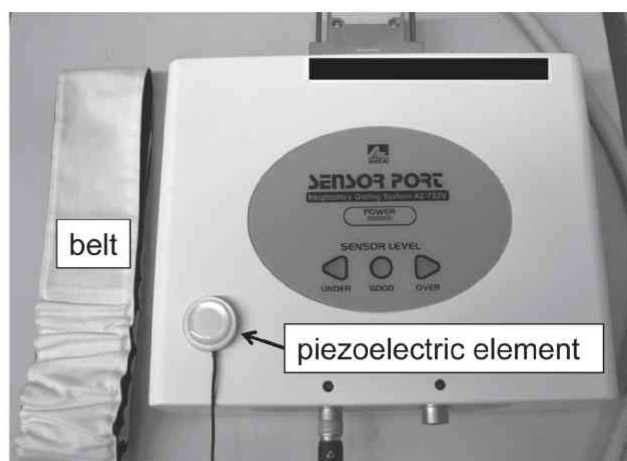


Fig. 1 External detection system of respiratory signal (AZ-733V).

CTDIvol⁶ (extended CT dose index volume) および DLP⁶ (extended dose-length product) を用いた。被ばく線量の低減のため 320 列 CT の撮影は計画用 CT と比較して線量を下げており、画質を考慮して治療計画には治療計画用 CT 画像を用いた。

1-3 VMAT を用いた SBRT と治療中の投影画像の取得

治療計画装置は Pinnacle v9.0 (Philips 社製) と ERGO++ v1.7.2 (Elekta 社製) を用いて VMAT による肺定位放射線治療の計画を行った。計画用 CT 画像から最大吸気と最大呼気の肉眼的腫瘍体積 (gross tumor volume; GTV) を作成し、内的標的体積 (internal target volume; ITV) は最大吸気と最大呼気 of GTV が含まれるように設定した。ITV にさらにマージンとして等方性に 5 mm 加えたものを計画標的体積 (planning target volume; PTV) とした。VMAT による照射は 1 回転照射で PTV の 95% を 4 回照射で 50 Gy となるように設定し、計算した。

放射線治療装置は直線加速器に kV-X 線管が搭載された Synergy (Elekta 社製) を、画像収集は Synergy に付属するシステムである X-ray Volume Imaging (XVI, ver. 4.2) を用いた。治療前には CBCT 画像を収集してアイソセンタの位置の補正を行った。治療中の CBCT 画像を得るためには治療中の投影画像を収集し、投影画像から画像再構成を行う必要があった。投影画像の取得には任意の時間の投影画像を収集可能な motion view mode を用いた。ここで、XVI システムにおいて自動的に 3D-CBCT が再構成可能な volume view mode ではなく motion view mode を用いた理由として、volume view mode ではガントリが低速もしくは逆方向に回転すると

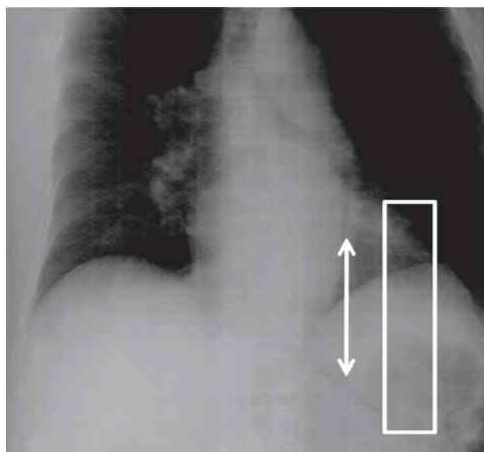


Fig. 2 Detection of a respiratory signal from projection images.

画像の収集が停止して画像再構成が不可能となることが挙げられる。Motion view mode は画像再構成を自作プログラムで行う必要があるが、投影画像が確実に収集できる利点があった。収集はフラットパネルディテクタを用い、収集条件はマトリクスサイズが 512×512、管電圧は 120 kVp、管電流は 40 mA、1 フレームあたりの撮影時間は 40 ms とし、FOV を決めるコリメータは M サイズ、体軸方向に 20 cm のものを用いた。治療用 MV-X 線と診断用 kV-X 線の同時照射は医療法上の問題点として挙げられることがあるが、当施設では厚生労働省医政局指導課から「部位を決定するための照射であればエックス線装置を、高エネルギー放射線発生装置と同時使用することは可能である。」という了承を得たうえで同時照射を実施した。

1-4 呼吸信号の取得と 4D-CBCT 画像の再構成

呼吸信号の取得は 4D-CBCT 画像の構築に必要不可欠である。本研究では正規化相互相関(zero-mean normalized cross-correlation; ZNCC)を用いて治療中の投影画像から呼吸信号の検出を行った。画像 f , g の ZNCC の値 R はマトリクスサイズが $N \times M$ 、画素の位置を i , j とした場合、次の式によって求められる。

$$R = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (f[i][j] - \bar{f})(g[i][j] - \bar{g})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (f[i][j] - \bar{f})^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (g[i][j] - \bar{g})^2}} \dots \dots \dots (1)$$

ここで、 \bar{f} , \bar{g} は画像 f , g のそれぞれの平均値である。ZNCC は画像の輝度が変化しても安定してマッチングを行うことが可能であるといった特徴がある。

処理は、①投影画像を処理用 personal computer(PC)

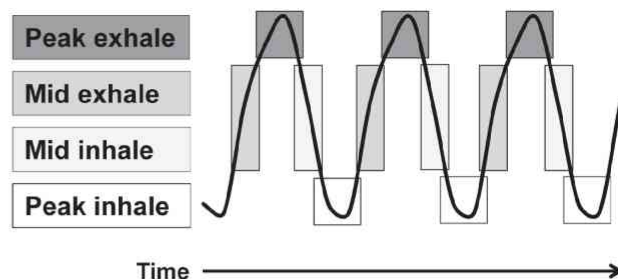


Fig. 3 Division of a respiration phase.

に転送、②投影画像間で呼吸性移動が頭尾方向に最大であると仮定し、Fig. 2 に示すような関心領域(縦 100 pixel, 横 10 pixel の矩形)について隣接する投影画像の中で ZNCC が最大となる位置を検出、③投影画像ごとに②を計算し、検出された位置から呼吸波形を作成、④呼吸位相ごとに再構成画像の構築、といった手順で行った。関心領域は横隔膜が投影画像に入っていない場合や領域内の濃淡が小さい場合でも設定可能であった。呼吸位相の分割は Fig. 3 に示すように、最大呼気(peak exhale)、呼気から吸気への間(mid inhale)、最大吸気(peak inhale)、吸気から呼気への間(mid exhale)の四つに分割し、それぞれの呼吸位相ごとに投影画像から 4D-CBCT の画像再構成を行った。画像再構成は Feldkamp, Davis, and Kress(FDK)¹²⁾ と Webb¹³⁾ の手法を基に独自にプログラムを作成し、フラットパネルディテクタのダレを補正するため、Flexmap を読み込んだ。数値計算機には quad-core Xeon 3.33 GHz プロセッサおよび graphics processing unit(GPU, NVIDIA Tesla C1060 4GB)を用い、GPU の動作には NVIDIA の compute unified device architecture(CUDA)を用いた。

1-5 治療前および治療中の標的の位置検出と軌跡解析

時間軸を有した三次元画像データ(四次元画像)の量は膨大となるため、画像内に存在する標的の位置を各位相において三次元情報から自動で検出されることが望ましい¹⁴⁾。標的の位置を検出するマッチング法には検出能が高く、三次元で位置検出が可能なフーリエ位相相関法を用いてプログラムを構築した。構築したプログラムが自動で標的の位置検出を行えなかった場合、プログラム内において平滑化の度合いや閾値を手動で調整することによって標的の位置を検出した⁹⁾。4D-CT 画像から得られた治療前の標的の軌跡と 4D-CBCT 画像から得られた治療中の標的の軌跡について、検出位置の時間変化(4D-CT)もしくは呼吸位相による変化(4D-CBCT)や三次元表示によって比較を行った。ま

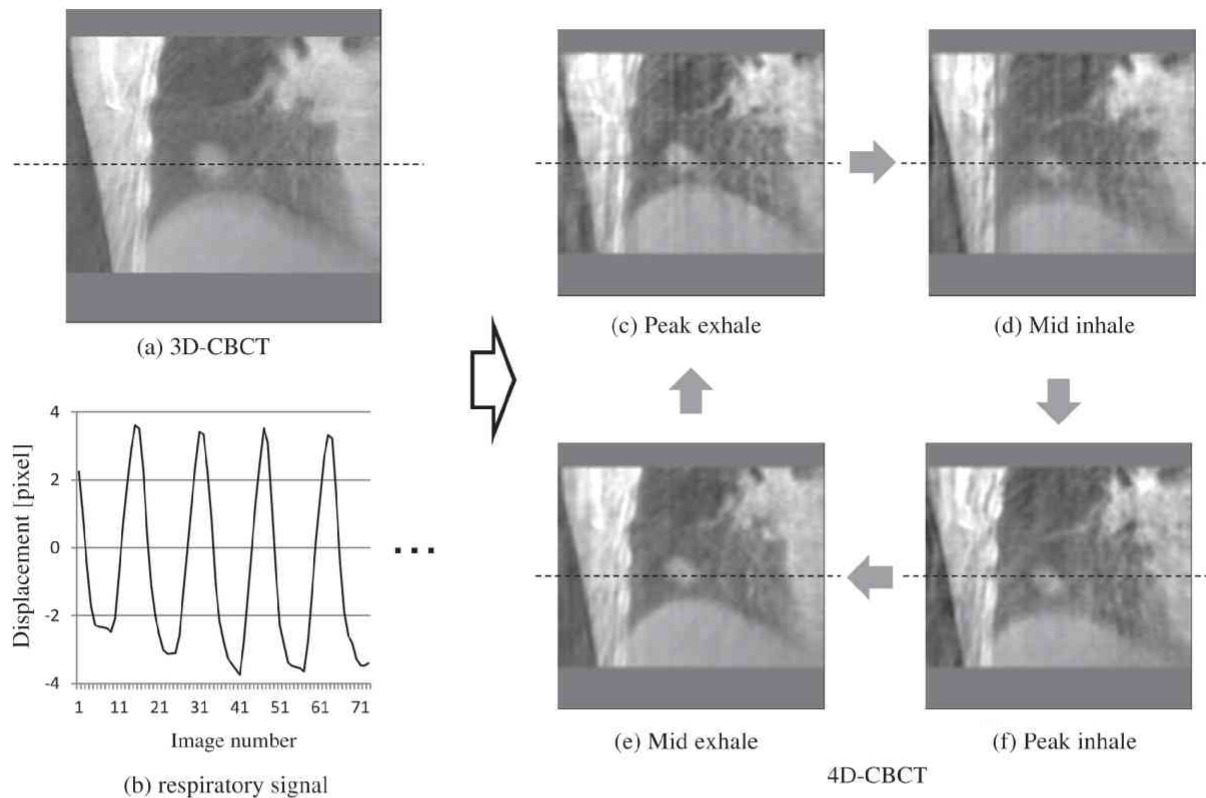


Fig. 4 Reconstruction images of 4D-CBCT.

た、4D-CTと4D-CBCTの3軸方向における標的の移動量の最大値と最大吸気-最大呼気間距離を比較した。ここで、4D-CTにおける最大吸気と最大呼気は4D-CT画像上で観察される呼吸性移動から、4D-CBCTにおける最大吸気と最大呼気は投影画像内の関心領域の移動量から判断した。

2. 結果

2-1 計画用および軌跡解析用 CT 画像の取得

同意した患者に対し、計画用および軌跡解析用に320列X線CTを施行した。計画用CTの撮影時には外部検出器を用いて呼吸信号を検出し、CT装置と同期させることによって任意の呼吸位相の画像を取得可能であった。また、320列X線CT装置では寝台の移動なく16cmを撮影可能であり、患者の呼吸が一定でなくとも標的部位の撮影が可能であった。320列X線CT装置が出力するCTDIvol[®]は55.4 mGy、DLP[®]は885.9 mGy·cmであった。このときの皮膚表面の実効線量は(DLP[®]×0.017)15.1 mSvと評価した。

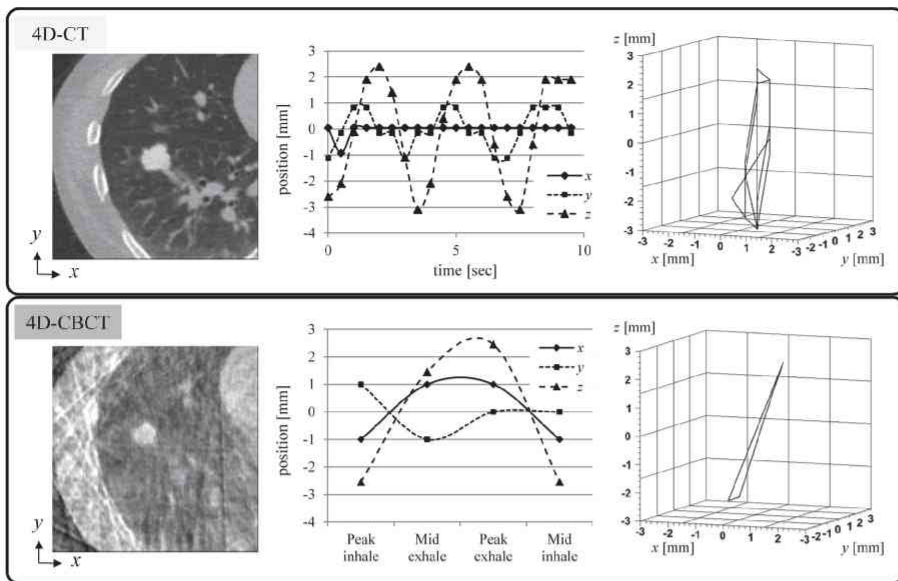
2-2 VMAT を用いた SBRT と治療中の CBCT 画像の取得

計画用CTでは呼吸同期法による撮影後、再構成す

る呼吸位相を最大吸気と最大呼気に指定し、画像再構成を行った。再構成画像を治療計画装置に転送し、最大吸気と最大呼気の画像からITVおよびPTVを決定した。症例1~3のPTV内の最大線量はそれぞれ5185, 5693, 5531 cGyとなった。VMATは治療中にkV-X線管から撮影が可能であり、XVIを用いた放射線治療中の症例1~3の投影画像数はそれぞれ945, 1683, 1671枚であり、投影画像数は治療時間に依存した。投影画像からZNCCを用いて呼吸信号を検出し、呼吸信号を四つの呼吸位相に分割することによって4D-CBCT画像を構築した。Fig. 4(a), (b)に症例1の治療中の3D-CBCT画像と呼吸信号を、Fig. 4(c)~(f)に再構成した4D-CBCT画像を示す。Fig. 4(c)~(f)から呼吸位相によって腫瘍の位置が変化していることが確認できた。一方、4D-CBCT画像は3D-CBCT画像と比べて画質が低下していた。

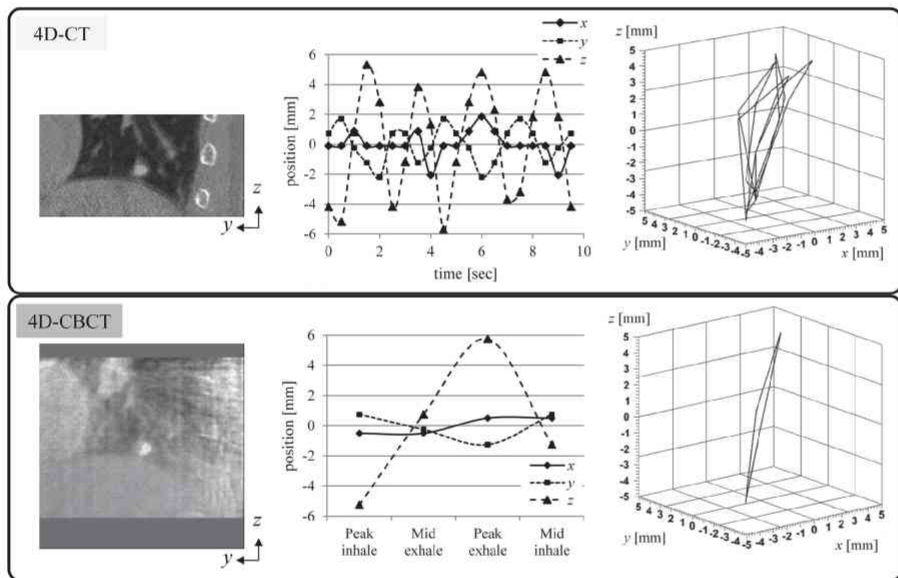
2-3 治療前および治療中の標的の軌跡解析

Fig. 5に症例1(標的位置:右肺下葉S8)、Fig. 6に症例2(左肺下葉S8/9)、Fig. 7に症例3(右肺下葉S8)の解析結果を示す。各図の上段は4D-CTを、下段は4D-CBCTを示し、左列の画像は4D-CTと4D-CBCTの同じ断面像における標的の検出結果を、中央のグラフ



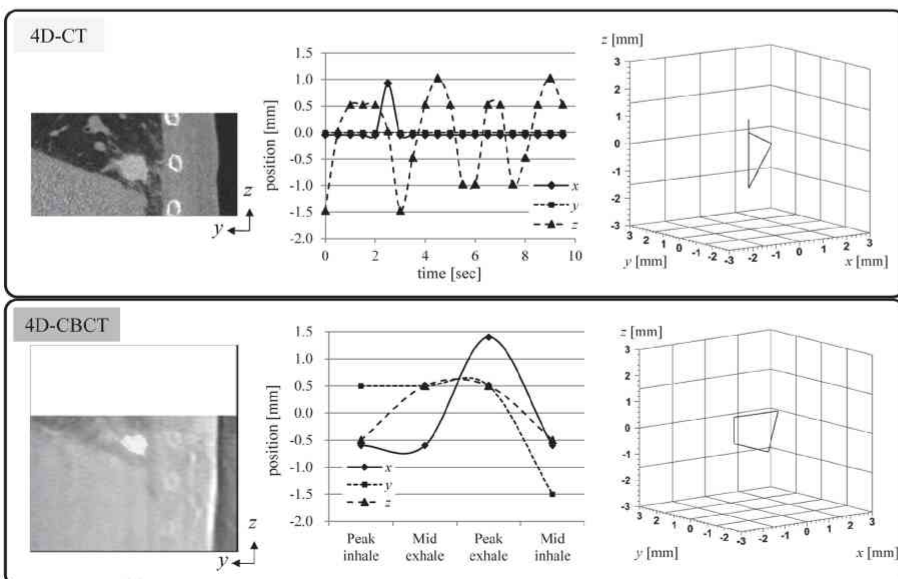
a	b	c
d	e	f

Fig. 5 Results of patient no.1 (Right lower lobe).
 (a) Detection of target in axial image of 4D-CT
 (b) Dynamics of target position in 4D-CT datasets
 (c) Three dimensional movement of target in 4D-CT datasets
 (d) Detection of target in axial image of 4D-CBCT
 (e) Dynamics of target position in 4D-CBCT datasets
 (f) Three dimensional movement of target in 4D-CBCT datasets



a	b	c
d	e	f

Fig. 6 Results of patient no. 2 (Left lower lobe).
 (a) Detection of target in sagittal image of 4D-CT
 (b) Dynamics of target position in 4D-CT datasets
 (c) Three dimensional movement of target in 4D-CT datasets
 (d) Detection of target in sagittal image of 4D-CBCT
 (e) Dynamics of target position in 4D-CBCT datasets
 (f) Three dimensional movement of target in 4D-CBCT datasets



a	b	c
d	e	f

Fig. 7 Results of patient no. 3 (Right lower lobe).
 (a) Detection of target in sagittal image of 4D-CT
 (b) Dynamics of target position in 4D-CT datasets
 (c) Three dimensional movement of target in 4D-CT datasets
 (d) Detection of target in sagittal image of 4D-CBCT
 (e) Dynamics of target position in 4D-CBCT datasets
 (f) Three dimensional movement of target in 4D-CBCT datasets

Table 2 Comparison of maximum movement for each axis and peak inhale-peak exhale distance

No.	Maximum movement (mm)			Peak inhale- Peak exhale (mm)
	x	y	z	
1	1.0*	2.0*	5.5*	5.5*
	2.0**	2.0**	5.0**	5.5**
2	3.9*	3.9*	11.0*	11.4*
	1.0**	2.0**	11.0**	11.2**
3	1.0*	0.0*	2.5*	2.5*
	2.0**	2.0**	3.0**	2.2**

*: 4D-CT, **: 4D-CBCT

は標的の検出位置の時間変化(4D-CT)もしくは呼吸位相による変化(4D-CBCT)を示し、右列は標的の検出結果の三次元表示である。ここで、x軸は患者の左右方向、y軸は腹背方向、z軸は頭尾方向を示し、三次元表示にはroot¹⁵⁾を用いた。4D-CTの空間分解能は、x、y軸方向が0.98 mm/pixel、z軸方向が0.5 mm/pixelであり、4D-CBCTの空間分解能は、x、y、z軸方向が1.0 mm/pixelであった。4D-CTの標的の位置検出は全症例において自動で標的の位置検出が可能であったが、4D-CT画像に比べて画質の低い4D-CBCT画像では標的の位置検出が困難な場合があり、手動で標的の位置検出を行った。

Table 2に4D-CTと4D-CBCTの3軸方向における標的の移動量の最大値と最大吸気-最大呼気間距離を示す。3軸方向の移動量の最大値について、4D-CTと4D-CBCTでは最大2.9 mmの差が見られたが、最大でも3 mm以下であった。また、症例1~3の4D-CT画像の最大吸気-最大呼気の移動量は5.5、11.4、2.5 mm、4D-CBCTでは5.5、11.2、2.2 mmであった。最大吸気と最大呼気の位置の変化量は、4D-CTと4D-CBCTでは4D-CBCTがやや小さくなる傾向があったが、同程度であった。

3. 考察

本研究では治療中に投影画像を収集可能なVMATをSBRTに適用し、治療中の投影画像から呼吸信号を検出、分割することによって4D-CBCT画像を再構成できた。ZNCCアルゴリズムは外部の検出器やマーカの埋め込み、横隔膜を検知する必要もなく低侵襲で呼吸信号を検出可能だった。これまでの3D-CBCT画像が約2分間の平均画像であったのに対し、再構成された4D-CBCT画像は呼吸位相ごとの三次元画像であり、呼吸位相に依存した標的の動きが確認できた。一方で、4D-CBCT画像は3D-CBCT画像と比較して画質が低

かった。3D-CBCT画像はすべての投影画像を用いて再構成を行うのに対して、4D-CBCT画像は分割した呼吸位相ごとに再構成を行うため、画像再構成に使用する投影画像は位相の分割数に反比例して減少する。このように4D-CBCT画像に使用する投影画像数が3D-CBCT画像と比べて少ないため、4D-CBCT画像が3D-CBCT画像と比較して画質が低下した。

対象の3症例の4D-CT画像において、フーリエ位相関法を用いた位置検出プログラムは標的の位置を三次元、かつ、自動で検出できた[Fig. 5~7の(a)]。また、4D-CTは再構成した時間間隔(0.5 s間隔)で標的の位置を検出可能であり、Fig. 5~7の(b)で示すように標的の位置の時間変化を表すことによって、撮影中の呼吸間隔や深さが一定であるか評価可能であった。Fig. 5~7の(c)に示した位置検出結果の三次元表示では標的の軌跡が三次元で明瞭に把握できた。また、呼吸による標的の軌跡は同一被検者でもまったく同じ軌跡を描くとはいえず、吸気と呼気によって標的の軌跡が異なるヒステリシスを示した。呼吸による肺腫瘍の動きの特徴として、呼吸の度合いによって軌跡が変化することや標的がヒステリシスを描くことが挙げられ¹⁹⁾、4D-CT画像をもとにした標的の軌跡解析は呼吸による標的の動きを把握するのに有用であった。

4D-CBCT画像において位置検出プログラムによる標的の位置の検出が自動で困難な場合があり、一部は手動で位置を修正した。Fig. 5~7の(c)に示すように治療中の標的の位置が呼吸位相に依存して変化することが確認できた。一方、VMATによる治療は通常2~3分程で施行されるため、治療中の投影画像から再構成される4D-CBCT画像は各呼吸位相における治療中の平均画像となる。このことから、4D-CBCT画像から検出された治療中の標的の位置は各呼吸位相の平均位置であり、治療中の呼吸間隔や深さが一定であるか評価不可能であるといえた。Fig. 5~7の(f)に示した三次元表

示において、4D-CTによる解析と同様にヒステリシスを示した。このことから、治療中も治療前と同様に呼吸によって標的の位置が変化し、かつ、ヒステリシスを描くことが確認できた。また、本研究では4D-CBCT画像は四つの呼吸位相に分割して再構成を行ったが、より多くの呼吸位相に分割し再構成を行うことも可能であった。しかし、呼吸位相をより多くの位相に分割して再構成を行うことは再構成に用いるデータ数の減少をきたし、再構成される画像の画質低下につながるといえた。

症例1, 2では症例3に比べて標的の移動量の最大値は体軸方向に大きく動く傾向があった。これは、横隔膜の頭尾方向の動きの影響を受けたものと考えられた。一方、対象の3症例はすべて下葉の腫瘍であったが、標的の存在部位によって呼吸による標的の動きが異なった。最大吸気-最大呼気間の標的の移動量は4D-CTと4D-CBCTでは4D-CBCTがやや小さくなる傾向があったが、同程度であった。また、位置の検出結果は対象画像の空間分解能に依存する⁹⁾ため、空間分解能を下回る標的の移動には不向きであるが、本研究で用いた画像の空間分解能は最大で1.0 mm/pixelであることから、標的の位置を評価するうえでは問題ないと考えた。

治療中の臓器の位置情報から正確な投与線量や線量分布を再評価するには、アイソセンタに対する位置の絶対評価が必要である。CBCTのアイソセンタと治療ビームのアイソセンタは定期的にLutzテストを行い1 mm以下の精度に保っている。本研究では、治療前のCBCT画像と治療計画用CT画像のアイソセンタの位置の補正を行うことによって、計画用CT上のアイソセンタ

と実際の治療のアイソセンタが合致した状況を構築可能であった。以上から、治療中のCBCTのアイソセンタも1 mm以下で合致しているため、アイソセンタに対する標的の移動量の絶対値であるFig. 5~7の数値を用いて正確な投与線量や線量分布の評価が可能になると考えた。

4. 結 語

本研究では治療中の投影画像を収集可能なVMATをSBRTに適用し、治療中の投影画像から呼吸信号を検出、分割することによって4D-CBCT画像を再構成し、4D-CBCT画像内の標的が治療前の4D-CT画像内の標的と同様の呼吸性移動を有するか評価した。最大吸気-最大呼気間の標的の移動量は4D-CTと4D-CBCTでは4D-CBCTがやや小さくなる傾向があったが、同程度であった。4D-CBCTは治療中の標的の軌跡を検出可能であり、治療中の臓器の位置情報から正確な投与線量や線量分布を再評価することが可能となった。

謝 辞

研究を進めるにあたり、日頃からご指導をいただいている当院放射線部・科諸氏にこの場を借りて深謝いたします。

なお、本論文の要旨は、2011年5月日本放射線技術学会第67回総合学術大会(WEB開催)において発表した。また、本研究は文部科学省科学研究費補助金若手研究(B)(No.22791177)の援助による。

参考文献

- 1) Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995; 40(9): 1435-1449.
- 2) Takahashi S. Conformation radiotherapy. Rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1965; Suppl: 242.
- 3) Lax I, Blomgren H, Näslund I, et al. Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. Methodological aspects. *Acta Oncol* 1994; 33(6): 677-683.
- 4) Cardinale RM, Benedict SH, Wu Q, et al. A comparison of three stereotactic radiotherapy techniques; ARCS vs. noncoplanar fixed fields vs. intensity modulation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 42(2): 431-436.
- 5) Videtic GM, Stephans K, Reddy C, et al. Intensity-modulated radiotherapy-based stereotactic body radiotherapy for medically inoperable early-stage lung cancer: excellent local control. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 77(2): 344-349.
- 6) Popescu CC, Olivetto IA, Beckham WA, et al. Volumetric modulated arc therapy improves dosimetry and reduces treatment time compared to conventional intensity-modulated radiotherapy for locoregional radiotherapy of left-sided breast cancer and internal mammary nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 76(1): 287-295.
- 7) Mori S, Endo M, Komatsu S, et al. Four-dimensional measurement of lung tumor displacement using 256-multi-slice CT-scanner. *Lung Cancer* 2007; 56(1): 59-67.
- 8) Wu QJ, Yoo S, Kirkpatrick JP, et al. Volumetric arc intensity-modulated therapy for spine body radiotherapy: comparison with static intensity-modulated treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 75(5): 1596-1604.
- 9) 今江禄一, 芳賀昭弘, 中川恵一, 他. 320列CT装置を用いた肺定位放射線治療における標的の軌跡解析. *日放技学誌* 2011; 67(3): 202-211.
- 10) Nakagawa K, Haga A, Shiraishi K, et al. First clinical cone-beam CT imaging during volumetric modulated arc therapy. *Radiation Oncol* 2009; 90(3): 422-423.
- 11) Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, et al. Respiratory correlated cone beam CT. *Med Phys* 2005; 32(4): 1176-1186.

- 12) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am 1984; A16: 612-619.
- 13) Webb S. A modified convolution reconstruction technique for divergent beams. Phys Med Biol 1982; 27: 419-423.
- 14) 今江禄一, 芳賀昭弘, 尾上剛士, 他. 320 列 CT を用いた動体ファントムの軌跡解析に関する研究. 日放技東京部会誌 2010; 116: 91-96.
- 15) The ROOT team. <http://root.cern.ch/drupal/>

図表の説明

- Fig. 1 外部呼吸検出器 AZ-733V(安西メディカル社製)
- Fig. 2 投影画像からの呼吸信号の検出
- Fig. 3 呼吸位相の分割
- Fig. 4 4D-CBCT 画像の再構成
- Fig. 5 解析結果(症例 1: 右肺下葉)
 (a) 4D-CT における標的の検出(横断像)
 (b) 4D-CT における時間に対する標的の位置の変化
 (c) 4D-CT における標的の位置の三次元表示
 (d) 4D-CBCT における標的の検出(横断像)
 (e) 4D-CBCT における呼吸位相に対する標的の位置の変化
 (f) 4D-CBCT における標的の位置の三次元表示
- Fig. 6 解析結果(症例 2: 左肺下葉)
 (a) 4D-CT における標的の検出(矢状断像)
 (b) 4D-CT における時間に対する標的の位置の変化
 (c) 4D-CT における標的の位置の三次元表示
 (d) 4D-CBCT における標的の検出(矢状断像)
 (e) 4D-CBCT における呼吸位相に対する標的の位置の変化
 (f) 4D-CBCT における標的の位置の三次元表示
- Fig. 7 解析結果(症例 3: 右肺下葉)
 (a) 4D-CT における標的の検出(矢状断像)
 (b) 4D-CT における時間に対する標的の位置の変化
 (c) 4D-CT における標的の位置の三次元表示
 (d) 4D-CBCT における標的の検出(矢状断像)
 (e) 4D-CBCT における呼吸位相に対する標的の位置の変化
 (f) 4D-CBCT における標的の位置の三次元表示

Table 1 対象患者

Table 2 4D-CT と 4D-CBCT における 3 軸方向の最大値と最大吸気 - 最大呼気間距離の比較

問合せ先

〒 113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1

東京大学医学部附属病院放射線部 今江禄一