

分担研究報告

呼吸性移動を伴う病変に対する VMAT 計画の臨床的評価

分担研究者 小口 正彦 がん研究会有明病院 放射線治療部

研究要旨：

遠隔転移のない手術不能肺癌は、化学療法と併用して放射線治療を行うことが多い。本研究は強度変調回転照射 VMAT を用いて、肺癌の放射線治療法の確立を目指している。本分担研究では、VMAT 計画の評価を目的としている。肺癌の VMAT では治療中の呼吸が腫瘍の線量に影響を与えることが示された。また、ガントリー回転角度がリスク臓器である肺の中・低線量域の大きさに影響があることもわかった。肺癌の VMAT では、呼吸の制御やリーフの移動、ガントリー回転角度などが治療計画の質に影響を与えることが示された。

A . 研究目的

遠隔転移のない手術不能の肺癌は、化学療法と併用して放射線治療を行うことが多い。本分担研究では、遠隔転移のない手術不能肺癌に対する VMAT 計画法の評価を目的としている。

B . 研究方法

本研究の分担研究の結果をもとに、肺癌の VMAT 計画法について検討する。

（倫理面への配慮）

VMAT の治療計画データはすべて院内の診療系ネットワークのサーバー内に保管されている。ネットワーク外に出力するデータは個人情報情報を削除した者を使用しており、倫理的な問題はない。

C . 研究結果

分担研究者の松林は、「肺癌に対する

VMAT の治療計画における呼吸回数や MLC 動作と線量変化の関係」を調べ、自由呼吸下の VMAT で、1 アーク内の呼吸回数が増えると、呼吸性移動による線量変化が小さくなることを示した。

分担研究者の上原の研究では、「マルチリーフのリーフギャップとリーフの移動速度が、呼吸で移動する腫瘍の線量に与える影響」について調べ、呼吸で移動する腫瘍の線量変化を低減させるにはリーフ開度を大きくすることが有効であることを示した。

分担研究者の小塚の研究では、「3D-CRT で治療した肺癌症例について、ガントリー角度を変えた VMAT 計画と DVH との関係」について検討し、ガントリー回転角度を制限した方が、肺の中・低線量域を小さくできる事を示した。

D . 考察

VMAT の治療計画では、一般的に 2 アーク照射の方がより良い分布を作りやすいと考えられている。その理由として、同じガントリー角度で、 コリメータの角度を変えられること、 脊髄の両側など線量を下げたい領域を挟んだ 2 領域を別々に照射できることなどがあげられる。そのため、本研究では主に 2 アークの計画を作成し比較検討した。

腫瘍の呼吸性移動により、予想通り腫瘍の線量の変動することが示された。肺の VMAT 計画では治療中の呼吸リズムの制御や呼吸停止などが必要と考えられる。肺癌の放射線治療における最も重要なリスク臓器は肺と脊髄である。脊髄と肺、縦隔の間には胸椎があるため、他疾患のように急峻な線量勾配を作る必要は必ずしも無い。一方、分担研究者の小塚の報告で、肺の中・低線量域を小さくするためには、VMAT のガントリー回転角度をある程度制限した方が良いことが示された。

2 アークの計画でもガントリーを 360°回転させると、肺の中・低線量域が大きくなるため、肺内の原発腫瘍の位置によっては、治療寝台を回転させたノンコプラナーのビームを用いることが有効かも知れない。また、治療計画装置上では、2 アークの VMAT 計画の方が良好な線量分布を作成できるが、呼吸による腫瘍の移動による線量の不安定性を考慮し

た場合には、1 アークの方が線量の変動が少なくなる可能性がある。

E . 結論

呼吸性移動の条件を変えたファントムの VMAT 計画および肺癌症例の VMAT 計画を比較検討した。治療中の呼吸移動による腫瘍の線量の変動を低減するためには、呼吸回数の制御やリーフのギャップや移動速度の調整が必要と考えられた。

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

1. 特許取得
なし
2. 実用新案登録
なし
3. その他
なし

呼吸移動を伴う胸部病変に対する強度変調回転照射の線量制約に関する研究

分担研究者 小塚 拓洋 癌研有明病院 放射線治療部

研究要旨：

現在、肺癌は日本の癌死亡原因の第 1 位である。遠隔転移のない手術不能肺癌は、化学療法と併用して放射線治療を行うことが多い。しかし、放射線治療を行った場合に、致命的な有害事象として放射線肺臓炎がおこることがある。現在の標準的照射法である三次元照射（3D-CRT）では、肺の線量が高いため放射線治療を行えない場合がある。病巣に高線量を確保しつつ、周辺の線量を低減させる技術として強度変調放射線治療（IMRT）、強度変調回転照射（VMAT）があり、肺癌にもこれらの照射法の導入が期待される。しかし、肺癌は呼吸とともに腫瘍の位置が大きく変わるため、実際の照射で腫瘍にどの程度の線量があたっているかは不明であった。本研究では、肺癌に対する VMAT を行う上での不確定要素について検討し、適切な VMAT 照射法の確立を目指している。昨年度は VMAT を行う上で必要な線量制約について検討した。本年度は実際に 3D-CRT で治療した症例に対して VMAT 計画を作成し、比較検討を行った。ガントリー回転角度をあらかじめ制限することで、肺の低線量域の線量を抑えたまま、VMAT の計画が可能であった。PTV への線量集中性を高めるため、今後さらなる工夫が必要である。

A . 研究目的

肺癌は日本の癌死亡原因の第 1 位である。現在、遠隔転移のない手術不能の肺癌は、化学療法と併用して放射線治療が行われることが多い。我が国における「がんによる死亡者の減少」のためには、肺癌に対する放射線治療成績の向上が必要であるが、肺癌の放射線治療成績は近年足踏み状態である。その原因として以下のような課題があげられる。

肺癌の放射線治療では、致命的な放射線肺臓炎をおこす場合がある。そのため、放射線治療の主な適応である 期肺癌の中には、肺の線量が高すぎるために放射線治療ができない症例が存在する。

呼吸に伴い肺内の腫瘍が大きく動くため、自由呼吸下で放射線治療を行うと照射範囲が広がる。一方で、呼吸の深さと安定度は患者間のばらつきが大きく、安易に照射野を小さくすると、腫瘍に十分放射線が照射されない可能性がある。

腫瘍と肺との境界では電子密度の差が大きく、呼吸に伴って腫瘍が移動すると体内の線量分布は大きく変化する。また、現在の治療計画装置では、肺内の線量分布を正確に計算することも困難である。

肺癌の放射線治療の成績向上のためには、従来よりも腫瘍に高線量を照射し、肺の線量を低減させる必要がある。このような腫瘍への線量集中性の向上のために、強度変調放射線治療（IMRT）や強度変調回転照射（VMAT）が利用されている。しかし、肺癌では上記課題にあげたように呼吸による腫瘍の移動が特に問題となる。

本研究では、肺癌に対し VMAT で治療を行った場合の課題を検討し、肺癌に対する適切な VMAT 治療法を確立することを目的とする。本分担研究では、ガントリーの回転角度を変更した複数の VMAT 計画を作成し、三次元照射と DVH を比較検討する。

本研究では Plan において、肺の低線量域の制約を強めても、Plan と同程度まで低減するのは困難であった。

B. 研究方法

非小細胞肺癌の 3D-CRT 治療症例に対し、VMAT の治療計画をおこなった。線量制約は昨年度の本分担研究で定めた放射線肺臓炎のカットオフ値(V5=47.8%、V10=40.2%、V20=34.9%、V30=27.4%、V40=25.1%、V50=19.9%、MLD = 20Gy)を参考に、3D-CRT の DVH よりも V20 が下がるように計画した。当院の肺癌の放射線治療の DVH について解析した大友結子の分担研究では、PTV の D50 がもっとも安定しており、目標値として PTV の D95 > 90%、D2 < 115%があげられた。本研究では 3DCRT との比較のため、3D-CRT と VMAT の PTV D50 が同程度になるように、D50=103 ~ 107%で正規化し、PTV D95 > 90%、D2 < 115%もなるべく満たすように計画した。

VMAT の計画は、3 症例でガントリー回転角度を変更して3種類ずつ作成した。Plan ではガントリーを 360° 2 回転させた。Plan 、では、肺の低線量域を減らす目的で 3D-CRT の斜入ビームの角度を参考に回転角度を制限した。VMAT のビームの概要を表 1, 2 に示す。

(倫理面への配慮)

解析症例は院内のネットワーク上の治療計画装置を用いて検討した。検討や報告書に必要な数値や画像は個人情報削除してから院内ネットワークから出力した。データの管理には十分配慮されており、倫理的な問題はない。

C. 研究結果

いずれの症例においても、Plan は PTV への線量集中度はよいが、肺の V5、V10 などの低線量域の線量が高くなった。Plan も比較的線量集中度はよく、Plan と比較すると肺の V5、V10 の線量は低減したが、3D-CRT に比べると高くなった。Plan は PTV への線量集中度は悪く PTV 外に高線量域ができたが、肺の V5、V10 は 3D-CRT よりわずかに高い程度に抑えることができた。

症例 1 のビーム配置

3DCRT	前後対向	40Gy
	ガントリー角 0, 180°	
Plan	斜入対向ブースト	20Gy
	ガントリー角 330, 150°	
Plan	360° 2 回転	40Gy
	360° 2 回転ブースト	20Gy
Plan	330-0-180° 2 回転	40Gy
	330-0-180° 2 回転	20Gy
Plan	320 ~ 15° + 140 ~ 215°	
	2 回転	40Gy
Plan	320 ~ 15° + 140 ~ 215°	
	2 回転	20Gy

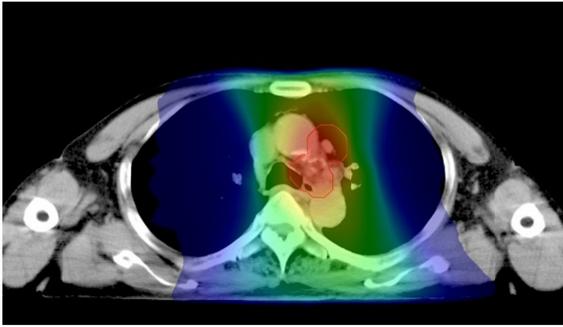
表 1

症例 2, 3 のビーム配置

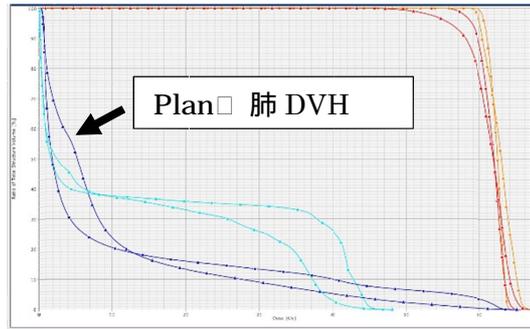
3DCRT	前後対向	40Gy
	ガントリー角 0, 180°	
Plan	斜入対向ブースト	20Gy
	ガントリー角 35, 215°	
Plan	360° 2 回転	40Gy
	360° 2 回転ブースト	20Gy
Plan	180-0-35° 2 回転	40Gy
	180-0-35° 2 回転	20Gy
Plan	165-225° + 345-45°	
	2 回転	40Gy
Plan	165-225° + 345-45°	
	2 回転	20Gy

表 2

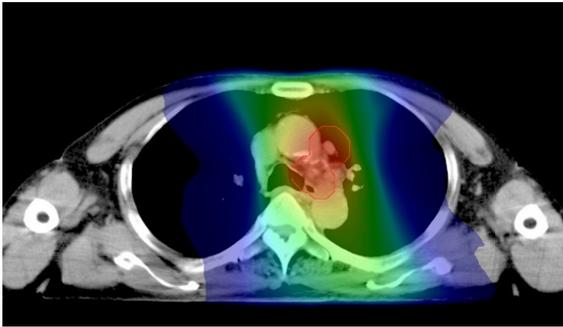
症例 1
線量分布図
VMAT Plan



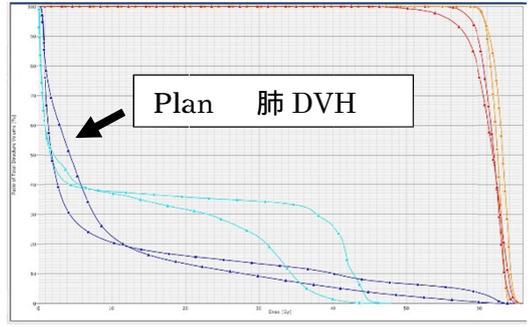
DVH
3D vs Plan



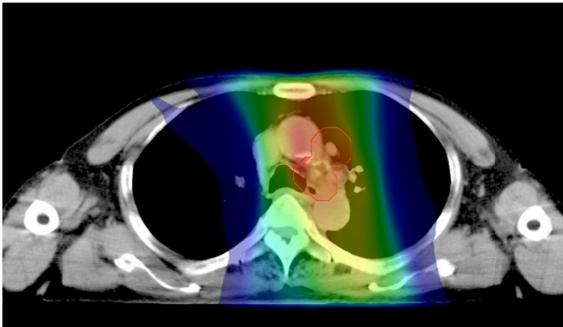
VMAT Plan



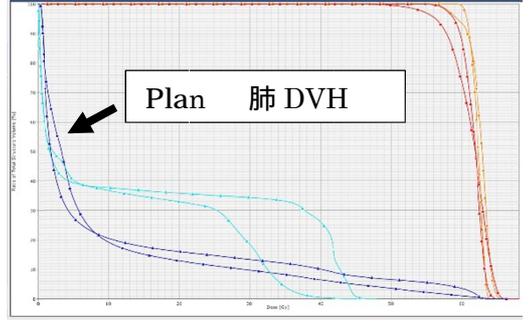
3D vs Plan



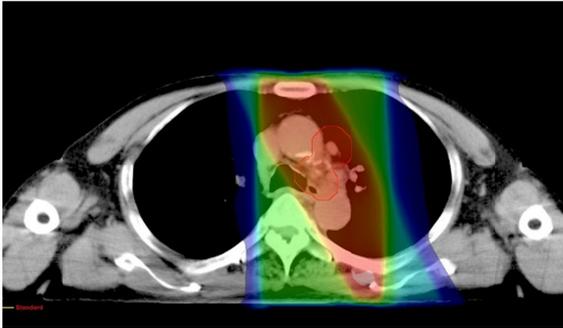
VMAT Plan



3D vs Plan



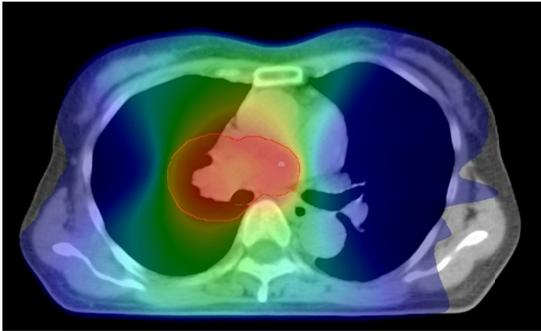
3D-CRT



凡例

- 肺
- 脊髓
- PTV
- GTV

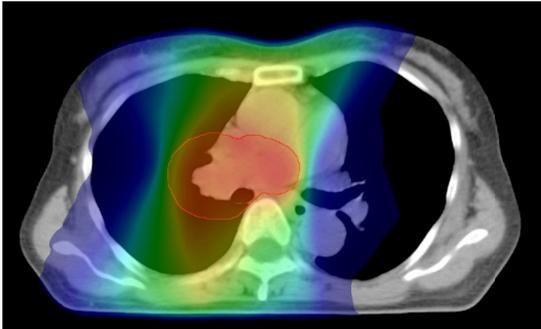
症例 2
線量分布図
VMAT Plan



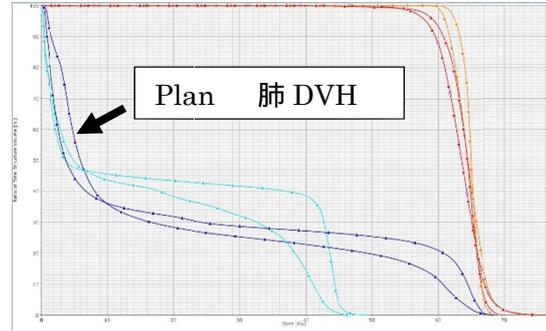
DVH
3D vs Plan



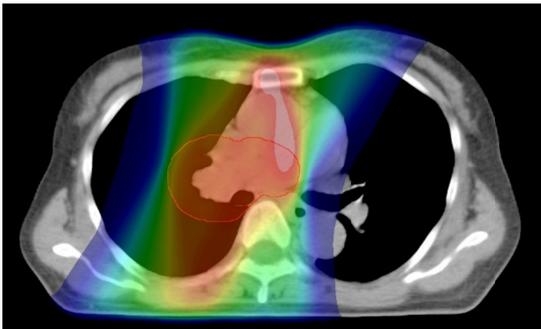
VMAT Plan



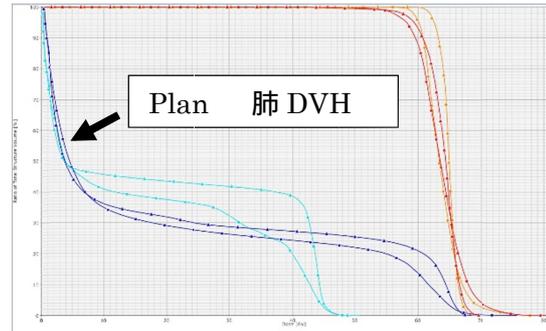
3D vs Plan



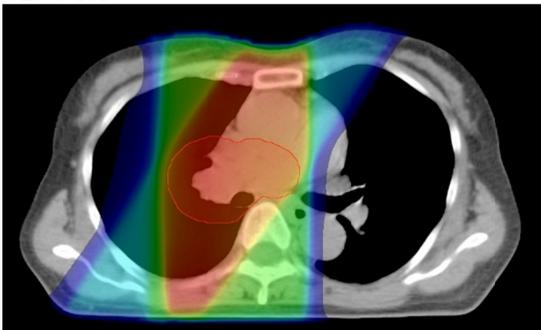
VMAT Plan



3D vs Plan



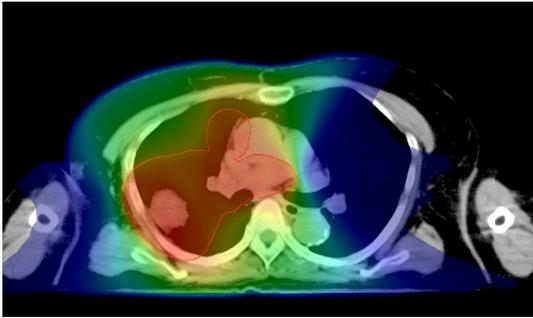
3D-CRT



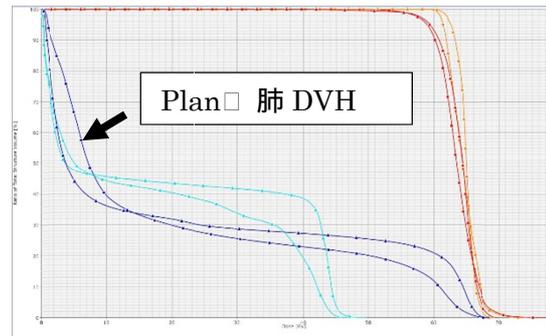
凡例

- 肺
- 脊髓
- PTV
- GTV

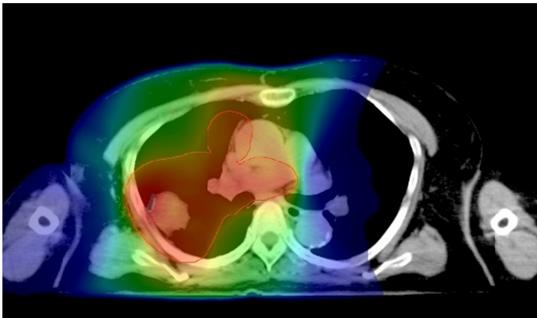
症例 3
線量分布図
VMAT Plan



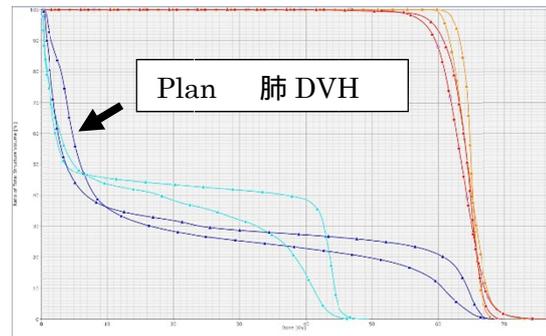
DVH
3D vs Plan



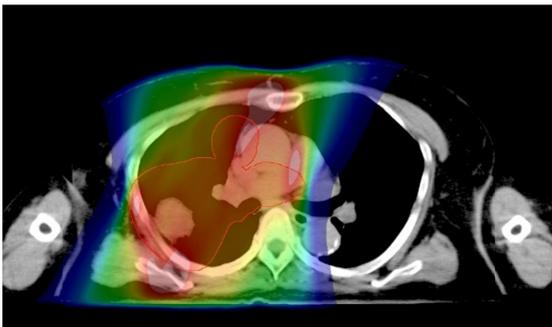
VMAT Plan



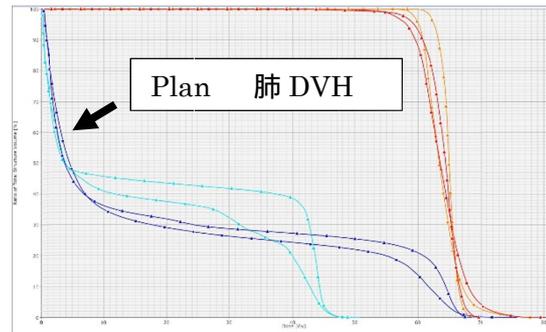
3D vs Plan



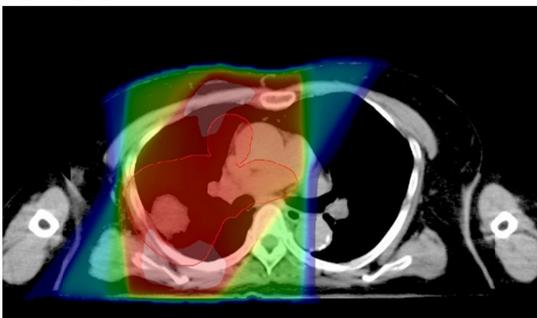
VMAT Plan



3D vs Plan



3D-CRT



凡例

- █ 肺
- █ 脊髓
- █ PTV
- █ GTV

D . 考察

肺癌の放射線治療では、致死的な放射線肺臓炎の発症を抑制するために、肺の線量をあげない努力が必要である。3D-CRT と VMAT では肺線量の DVH の形状が異なる。V20 以外の肺の線量も評価する必要がある。

プラン A は、3D-CRT に比べて PTV への線量集中性がよいが、肺の V5, V10 は増加した。一方、プラン B は、線量分布は PTV 外に広がり、3D-CRT と類似した傾向はあるが、肺の低線量域は低かった。肺癌の放射線治療を行う上でもっとも重要な有害事象は、致死的な放射線肺臓炎である。本研究では、3D-CRT を参考に回転範囲を制限した Plan A がもっとも肺の線量を抑えることができた。しかし、線量集中性の観点からは、Plan B は十分ではないため、ガントリー回転角度のさらなる検討が必要と思われる。

また、肺の中低線量域を上げることが可能になれば、肺の線量が高いために放射線治療を行うことができなかった症例に対しても、放射線治療を VMAT で行うことで治療が可能と考えられる。

E . 結論

肺癌の放射線治療において、VMAT の治療計画を作成し、3D-CRT と比較検討した。本研究では VMAT のガントリーの回転範囲を制限することで、肺の線量を高めずに、VMAT の計画を行うことができた。PTV への線量集中性を高めるためにさらなる工夫が必要である。

G . 研究発表

なし

H . 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 |

平成 25 年度 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

胸部病変に対する投与線量に関する研究

分担研究者 大友 結子 癌研有明病院 放射線治療部

研究要旨：

現在、肺癌は日本の癌死亡原因の第 1 位である。遠隔転移のない手術不能肺癌は、化学療法と併用して放射線治療を行うことが多い。しかし、肺癌の放射線治療の致命的な有害事象として放射線肺臓炎がある。放射線肺臓炎は肺の線量との関連が報告されており、三次元照射（3D-CRT）では肺の線量が高過ぎると放射線治療を行えない場合がある。病巣に高線量を保ちつつ、周辺の線量を低減させる技術として強度変調放射線治療（IMRT）、強度変調回転照射（VMAT）があり、肺癌にもこれらの照射法の導入できれば、放射線治療の抵抗拡大が期待される。本分担研究では、VMAT を行う上で最適な VMAT 治療計画を確立することを目的としている。昨年は非小細胞肺癌 3.5 年分を対象としたが、本年は 2005 年 3 月～2013 年 12 月までにがん研有明病院で治療した非小細胞肺癌、小細胞肺癌の放射線化学療法施行症例を対象とした。実際に行った治療計画で GTV、PTV 等の DVH を調べ、VMAT の最適な処方方法について検討した。

A . 研究目的

肺癌は日本の癌死亡原因の第 1 位である。現在、遠隔転移のない手術不能の肺癌は、化学療法と併用して放射線治療が行われることが多い。我が国における「がんによる死亡者の減少」のためには、肺癌に対する放射線治療成績の向上が必要であるが、肺癌の放射線治療成績は近年足踏み状態である。

本研究では、肺癌に対する放射線治療の適応拡大も含め、肺癌に対して VMAT で治療を行った場合の課題を検討し、肺癌に対する適切な VMAT 治療法を確立することを目的とする。本分担研究では 3D-CRT でのターゲットの線量を調べ、VMAT での最適な処方方法について検討する。

B . 研究方法

昨年度の本分担研究では、調査対象を 2007 年 1 月～2011 年 8 月に放射線治療を行った非小細胞肺癌に限定して調査を行った。本年度は調査対象を当院が現在のシステムに移行した 2005 年 3 月から

2013 年 12 月までに放射線化学治療を実施した症例について調査を行った。実際に放射線治療が行われた症例について、臨床病期、照射期間、処方線量、および治療計画装置より、PTV の体積、D98、D95、D50、D2、最大線量(Dmax)、平均線量(Dmean)、GTV の体積、D98、D50、D2、最大線量(Dmax) 最小線量(Dmin)、平均線量(Dmean)について評価した。PTV 体積に対する処方方法のうち、名目線量と処方線量の安定性について検討した。

（倫理面への配慮）

解析対象の臨床情報には ID 等が結びついている。そのため、診療系ネットワーク上に一次データを集積した。一次データより個人を特定できる情報を除き、解析に必要なデータのみを二次データとして出力し、解析用の PC を用いて解析した。データの管理には十分配慮されており、倫理的な問題はない。

C . 研究結果

2005年3月～2013年12月に非小細胞肺癌に対し放射線治療を実施した症例は、同時化学放射線療法(同時群)142例(A期2例、B期1例、A期75例、B期62例、4期2例)、順次化学放射線療法(順次群)96例(A期2例、B期3例、A期49例、B期41例、4期1例)であった。小細胞肺癌は同時群44症例(A期1例、A期3例、B期2例、A期26例、B期12例)、順次群48例(A期3例、B期1例、A期7例、2B期1例、A期13例、B期19例、4期4例)であった。(表1) 期症例7例の内訳は、上縦隔リンパ節近傍の頸部リンパ節転移症例が6例、同側肺転移が1例であった。

処方線量は、非小細胞肺癌の同時群で60Gy(線量増加試験で66-74Gy照射したものが10症例)、順次群66Gyであった。小細胞肺癌は同時群では1回1.5Gyの1日2回照射で総線量45Gy、順次群では1日1回照射で50-60Gyであった。

病理(非小細胞肺癌・小細胞肺癌)、化学療法(併用時期の違い(同時・順次))、線量増加試験対象症例で処方線量が異なるため、ターゲットの線量の比較は処方線量に対するパーセント表示であらわした。

GTV体積の中央値は、非小細胞肺癌では同時群で120.0cm³(18.1～642.1cm³)、順次群で79.45cm³(2.8～548.1cm³)、小細胞肺癌では同時群で115.8cm³(4.9～316.8cm³)、順次群で57.6cm³(5.3～395.5cm³)であった。PTV体積の中央値は、非小細胞肺癌では同時群で370.6cm³(11.0～1215.1cm³)、順次群で314.6cm³(90.4～1075.7cm³)、小細胞肺癌では同時群で403.0cm³(96.2～893.1cm³)、順次群で279.4cm³(47.5～641.4cm³)であった。PTVの体積は同時群の方が大きい症例が多かった。(図1、2)

表1 非小細胞肺癌、小細胞肺癌の病期分類とTNM

	非小細胞肺癌		小細胞肺癌	
	同時群	順次群	同時群	順次群
病期 A	0	0	1	3
B	0	0	0	1
A	2	2	3	7
B	1	3	2	1
A	75	49	26	13
B	62	41	12	19
	2	1	0	4
T分類 T0	5	4	1	1
T1	30	17	18	14
T2	50	41	14	14
T3	25	13	4	6
T4	32	21	7	13
N分類 N0	9	4	1	5
N1	10	9	8	11
N2	85	57	28	17
N3	38	26	7	15
M分類 M0	140	95	44	44
M1	2	1	0	4

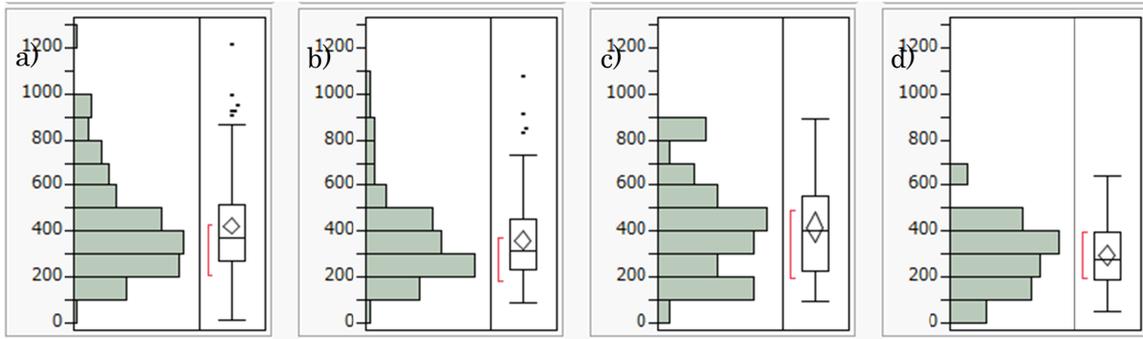


図 1 PTV の体積の分布 非小細胞肺癌の a)同時化学放射線療法群、b)順次化学放射線療法群、小細胞肺癌の c)同時化学放射線療法群、d)順次化学放射線療法群

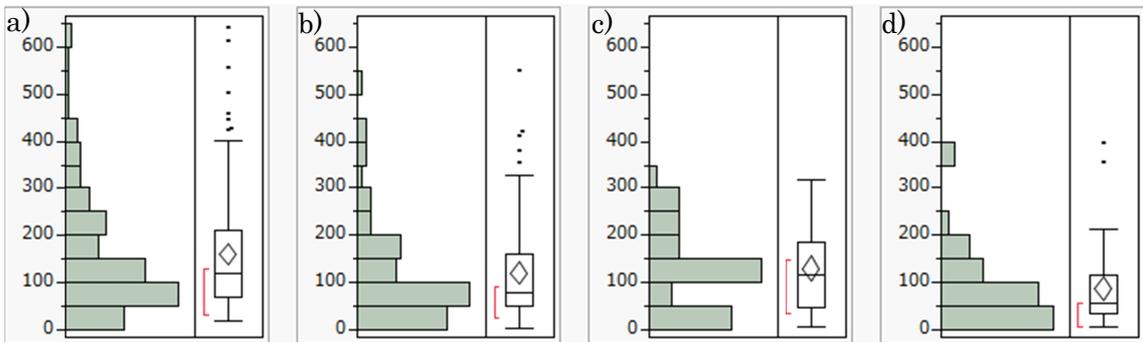


図 2 GTV の体積の分布 非小細胞肺癌の a)同時化学放射線療法群、b)順次化学放射線療法群、小細胞肺癌の c)同時化学放射線療法群、d)順次化学放射線療法群

PTV、GTV の線量は非小細胞肺癌、小細胞肺癌のそれぞれについて、同時群、順次群に分けて分布を評価したが、各群で分布に大きな差は見られなかったため、全体をまとめて評価した。(表 2)

PTV D98(平均 91.3%、標準偏差 7.7)、D95(平均 94.7%、標準偏差 5.9)、GTV D98(平均 97.0%、標準偏差 6.2)、Dmin(平均 91.0%、標準偏差 10.4)であり、標準偏差が大きかった。(図 3、4)一方、PTV D50(平均 102.6%、標準偏差 2.3)、Dmean(平均 102.1%、標準偏差 2.5)、GTV D50(平均 103.5%、標準偏差 2.7)、Dmean(平均 103.2%、標準偏差 2.8)と標準偏差が小さく、安定していた。

表 2 PTV と GTV の DVH パラメータ

	中央値 (範囲)	
PTV D98	93.7	(53.8-101.0)
PTV D95	96.2	(64.5-101.7)
PTV D50	102.6	(94.6-109.2)
PTV D2	108.4	(99.4-121.0)
PTV Dmax	111.0	(100.5-127.8)
PTV Dmean	102.2	(91.2-108.0)
GTV D98	98.2	(65.3-104.7)
GTV D50	103.3	(91.8-112.0)
GTV D2	107.8	(96.1-121.6)
GTV Dmax	109.3	(98.1-124.0)
GTV Dmin	94.9	(50.9-102.4)
GTV Dmean	103.3	(91.9-110.7)

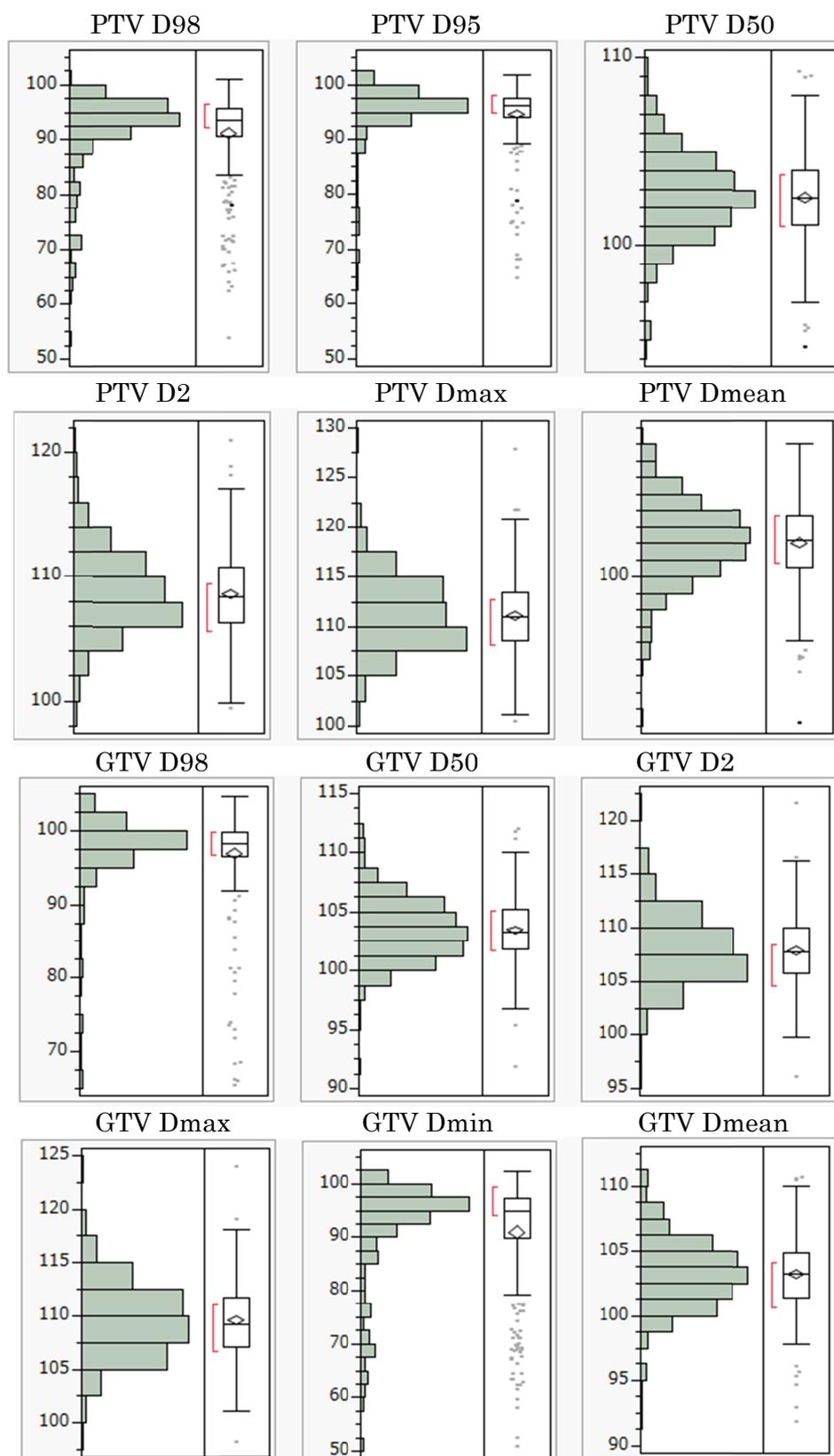


図 3 PTV、GTV の各パラメータの度数分布

D . 考察

治療前評価で肺 V20 が大きいと予測した症例に対し順次化学放射線治療を選択しているため、順次化学放射線療法群で GTV 体積、PTV 体積が大きいと予想していた。しかし、GTV、PTV の体積はむしろ同時群の方が大きかった。化学療法により腫瘍が縮小した可能性も考えられるが、原発巣や転移リンパ節の位置による照射野が拡大した可能性も考えられる。

IMRT や VMAT の治療計画では、アイソセンターのような特定の点で処方をするができない。そのため、新たな処方方法の設定が必要である。処方方法は 3D-CRT と比べて大きな線量の違いがなく安定した方法が望ましい。今回、非小細胞肺癌だけでなく小細胞肺癌も含めて解析した。PTV D98、D95 は処方線量の 60-80% しか照射されていない症例もあった。D98 処方や D95 処方は PTV に確実に線量を投与方法であるが、有害事象を押さえるために PTV に十分線量を入れられない症例もあり、肺癌の処方方法としては望ましくない。照射法と総線量が異なる症例も含めて検討したが、昨

年度の検討と同様に、PTV D50 のばらつきが最も小さく、線量も処方線量の 2-3% 高い程度で、非常に安定していた。その上で線量を一定に保つために PTV の D95>90%、D2<110~115% などの条件を加えるとよいと考えられた。

E . 結論

2005 年 3 月～2013 年 12 月に非小細胞肺癌、小細胞肺癌に対して放射線化学療法を行った 330 例について解析を行った。PTV D50 が処方線量の 102-103% が投与され、ばらつきが少なかった。肺癌の IMRT や VMAT では PTV D50 が従来の照射法と線量差が少なく、有力な候補として考えられた。

G . 研究発表

なし

H . 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

胸部病変に対する強度変調回転照射における
最適な治療計画に関する研究

研究分担者 上原 隆三（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：

呼吸移動を伴う胸部病変に対して強度変調回転照射 (Volume Modulated Arc Therapy : VMAT) を実施するにあたり、腫瘍と多分割コリメータ等の機器による Interplay effect によって、照射毎の線量や線量分布が変化すると考えられる。本研究の目的は、VMAT の治療計画において、機器動作を決定するパラメータである Leaf Motion が腫瘍への線量変化に及ぼす影響を明らかにすることである。呼吸移動を考慮した CT 画像を用いて VMAT の治療計画を行い、Leaf Motion と線量変化の関係を調べた。Leaf の移動速度と開度、さらにプランごとの Field Weight や Monitor Unit、Homogeneity Index を算出し、線量変化と Leaf の開度、Field Weight との相関性を見出し、照射前に線量変化を推定できることができた。

A. 研究目的

呼吸移動を伴う胸部病変に対して VMAT を実施するにあたり、患者の呼吸状態や MLC の動作によって腫瘍への線量に変化すると考えられる。このような線量変化を治療実施前に推定する事ができれば、治療計画時に計算パラメータを考慮し、想定外の線量変化を回避することが可能になる。

本研究の目的は、VMAT の治療計画において、機器動作を決定するパラメータである Leaf の移動速度と開度が呼吸で移動する腫瘍への線量変化に及ぼす影響を明らかにすることである。

B. 研究方法

本研究では、Varian 社製 CLINAC 21 EX 及び Eclipse (Version 10.0) を用いた。

また、CIRS 社製胸部動体ファントム (Model 008A) を用いて、ファントムの肺野内には直径 3.0cm の模擬腫瘍を使用した。治療計画用 CT の撮像は、16 列検出器 Discovery ST ELITE (General Electric Medical) を用いて取得した。CT 画像は、まず腫瘍が呼吸で移動しない場合を想定して、模擬腫瘍を動かさない状態で撮影を行った。さらに、腫瘍が呼吸で移動する場合を想定して、模擬腫瘍を振幅±5[mm]、周期 4[s]の直線軌道で動かした状態で 4 次元 CT 画像を取得した。Advantage Workstation ver.4.4 (General Electric Medical 社製) の Advantage 4D を用いて、取得した 4 次元 CT 画像から再構成画像 (Average 画像) を作成した。

<治療計画>

Average 画像上で認識できる腫瘍を臨床腫瘍体積(CTV) (=肉眼的腫瘍体積(GTV))と設定した。計画標的体積(PTV)はCTVから10 mmのMarginを設定し、リスク臓器には正常肺を設定した。1回線量は2 Gyとし、PTVのD95処方とした。

<リニアックパラメータ>

X線エネルギーは6MVを使用した。左肺の腫瘍を想定し、ガントリは320°から179°の時計回りと反時計回りの2 Arc、コリメータは30°回転させた(Fig.1)。

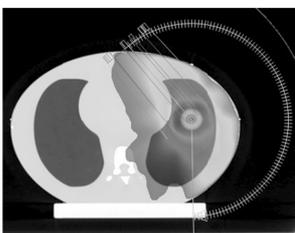


Fig.1 左肺の腫瘍を想定した2 ArcのVMATプラン

<最適化と線量計算>

PTV またはリスク臓器に対する線量制約値を任意に変更させたVMATプランを4プラン作成し、MLCのLeaf Motionのパラメータを算出し評価した。

・MLCのLeaf Motionのパラメータ

- S-ave: 平均の移動速度 [mm/sec]
- S-sd: 移動速度の標準偏差[mm/sec]
- G-ave: 平均の開度 [mm]
- G-sd: 開度の標準偏差[mm]

なお、Leaf MotionのパラメータはIn-houseソフトウェアから取得した。線量計算はAnisotropic Analytical Algorithm (AAA)法を用いて、MLCの最大移動速度は2.5 [cm/sec]、最小MLC開度は0.05 [cm]に設定した。

作成したVMATプランを95個のSub Arcに分割して、模擬腫瘍が動かない状態で撮影したCT画像を用いて線量計算を行った。本研究では、治療計画装置上で模擬腫瘍の動きを考慮するため、線量計算時に、6.0、4.0、3.0、2.0 [sec/cycle]の呼吸周期において、照射を開始する呼吸位相を0、 $\pi/2$ 、 π 、 $3\pi/2$ と変化させたときに、それぞれのSub Arcが対応する腫瘍位置座標を治療計画装置に入力した。線量計算の結果から、同一呼吸回数群ごとに腫瘍内同一部位の相対線量変化の平均値(Dmean)を算出した。

各々のVMATプラン、呼吸条件で得られたLeaf Motionのパラメータの結果から、変動係数との相関関係を求め、Leaf Motionが呼吸で移動する腫瘍への線量変化に及ぼす影響を明らかにした。解析にはSAS社製JMP9を使用した。

C. 研究結果

MLCのLeaf Motionのパラメータ(S-ave、S-sd、G-ave、G-sd)と同一呼吸回数群ごとの平均値(Dmean)間の相関係数を算出した(Table 1)。Dmeanは、Leafの移動速度(S-ave: $r = 0.111 \pm 0.267$ 、S-sd: $r = 0.011 \pm 0.260$)に比べ、Leafの開度(G-ave: $r = -0.698 \pm 0.121$ 、G-sd: $r = -0.504 \pm 0.250$)と強いまたは中程度の負の相関を示した。各々の呼吸周期において、Dmeanに対するLeafの移動速度と開度の相関には有意差が生じた(ave: $p < 0.017$ 、sd: $p < 0.028$)。また、S-ave、S-sdとG-ave、G-sdにはほとんど相関が

みられなかった(Table 2)。このことから、同一呼吸回数群ごとの平均値(Dmean)は、MLCのLeaf MotionにおけるLeafの開度(G-ave、G-sd)が影響し、負の相関を示したことから線量の変化を低減させるにはLeafの開度を広くする必要があることが示唆された。

Table 1. S-ave、S-sd、G-ave、G-sdとDmean間の相関係数

Dmean	S-ave	S-gap	G-ave	G-gap
6sec/cycle	-0.153	-0.217	-0.607	-0.770
4sec/cycle	0.401	0.270	-0.642	-0.198
3sec/cycle	0.271	0.199	-0.875	-0.631
2sec/cycle	-0.074	-0.209	-0.668	-0.418

Table 2. S-ave、S-sdとG-ave、G-sd間の相関係数

	G-ave	G-sd
S-ave	-0.407	0.061
S-sd	-0.294	0.081

D. 考察

本研究から、腫瘍内での線量の変化は、Leafの開度(G-ave、G-sd)が影響することが示唆された。そこで、Leafの開度と治療計画時の線量変化の関連性を検討するために、治療計画装置から取得できるVMATプランのパラメータと、Leafの開度の影響を評価した。

・VMATプランのパラメータ

- FW：各プランのField weight
- MU：各プランのMonutor Unit
- HI：GTV(CTV)内における線量均一性(GTV(CTV)の容積の2%をカバーする線量と容積の98%をカバーする線量から算出したHomogeneity Index = D2/D98)

腫瘍内での線量の変化に影響を及ぼすLeafの開度(G-ave、G-sd)とVMATプランのパラメータ(FW、MU)間の相関係数を算出した(Table 3)。本研究の結果において、線量の変化を低減させるにはLeafの開度を大きくする必要があり、FW、MUとG-ave、G-sdは正の相関を示したことから、FW、MUを大きくすると線量の変化を低減させることができると考えられた。しかし、2ArcのVMATプランにおいて、一方のFWを大きくすると、もう一方のFWが小さくなった(Table 4)。また、作成したVMATプランにおいて、FWとMUは強い正の相関を示した($r=0.945$)。このことから、2ArcのVMATプランにおいて、FWの差が小さいプランを作成することにより、Leafの開度を、そして、線量の変化を制御できることが示唆された。

Table 3. S-ave、S-sdとG-ave、G-sd間の相関係数

	FW	MU
G-ave	0.514	0.264
G-sd	0.738	0.605

Table 4. VMATプランのFW

	FW Arc1	FW Arc2
Plan1	0.224	0.489
Plan2	0.351	0.327
Plan3	0.368	0.349
Plan4	0.381	0.307

また、腫瘍内での線量の変化に影響を及ぼすLeafの開度(G-ave、G-sd)とGTV(CTV)内における線量均一性(HI)間の相

関係数を算出した。HI は、Leaf の開度と弱い負の相関(G-ave : $r = -0.494$ 、G-sd : $r = -0.404$)を示した。弱い相関ではあったが、このことから、HI を小さくする、つまり、GTV (CTV)内における線量均一性に優れたVMAT プランを立案することにより、Leaf の開度を、そして、線量の変化を制御できることが示唆された。

E. 結論

本研究では、機器動作を決定するパラメータである MLC の Leaf Motion が線量変化に及ぼす影響を明らかにすることができ、特に Leaf の開度が、呼吸で移動する腫瘍への線量変化に強く影響を及ぼすことが明らかになった。本研究の結果から、2Arc の VMAT プランを作成する場合は、VMAT プランのパラメータである Field weight の差を小さくする、また、Homogeneity Index を小さくする、つまり、GTV (CTV)内における線量均一性に優れたVMAT プランを立案することにより、Leaf の開度を広くすることができると考えられた。その結果、腫瘍内での線量の変化を低減でき、照射前に線量変化を推定できることができると考えられた。

F. 研究発表

上原隆三 橋本成世 伊藤康 中島大 五月女達子 北村望 大友結子 佐藤智春 小塚拓洋 小口正彦

胸部病変に対するVMATの治療計画パラメータが線量変化に及ぼす影響

日本放射線腫瘍学会 第 26 回学術大会報文集 161, (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

胸部病変に対する強度変調回転照射における

適切な線量計算パラメータに関する研究

研究分担者 松林 史泰（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

呼吸性移動を伴う胸部病変に対して強度変調回転照射 (Volumetric Modulated Arc Therapy:VMAT) を行う時は、患者の呼吸状態や多分割コリメータ (Multi Leaf Collimator:MLC) の動作によって線量変化が生じる場合がある。本研究の目的は MLC 動作や呼吸状態が線量変化に及ぼす影響を明らかにして、適切な線量計算パラメータを調査する事である。ファントムを CT 撮影して呼吸性移動を加味した状態で VMAT の治療計画を行い、呼吸回数や MLC 動作と線量変化の関係を調べた。線量変化を呼吸回数パラメータや MLC パラメータの関数として表現することができ、照射前に線量変化を推定することができた。本手法を用いることで、照射前に適切な線量計算パラメータを求める事が可能になった。

A. 研究目的

強度変調回転照射 (Volumetric Modulated Arc Therapy:VMAT) はガントリが回転しながら多分割コリメータ (Multi Leaf Collimator:MLC) の開口形状やガントリ回転速度、線量率をダイナミックに変化させる照射方法である。呼吸性移動を伴う胸部病変に対して VMAT を実施する場合は、患者の呼吸状態や MLC 動作によって投与される線量に変化が生じる場合がある。このような線量変化を治療実施前に推定する事が出来れば、線量変化を考慮した治療計画を行う事が可能になり、想定外の線量変化を回避することが可能になる。本研究の目的は、呼吸性移動を伴う胸部病変に対する VMAT において、呼吸状態や MLC 動

作が線量変化に及ぼす影響を明らかにすることにより、適切な線量計算パラメータを決定する事である。

B. 研究方法

本研究は、胸部動体模擬ファントム Model 008A (CIRS 社製) を用いて評価を実施した。ファントムの肺野内には直径 3cm の模擬腫瘍を挿入し、Discovery ST Elite (GE 横河メディカルシステムズ社製) で CT 撮影を行い、治療計画用 CT 画像を取得した。CT 撮影の際には、まず、呼吸性移動がない場合を想定し模擬腫瘍を動かさない状態で CT 撮影を行った。次いで、呼吸性移動を伴う場合を想定し、模擬腫瘍を振幅 ± 5 [mm]、周期 4 [s] の直線軌道で動かしながら 4 次元 CT 画像を取得し、後に

Advantage Workstation ver.4.4 (GE 横河メディカルシステムズ社製)のアプリケーションである Advantage 4D を用いて平均 CT 画像を作成した。

治療計画は Eclipse version 10(Varian Medical Systems 社製)を用いて実施した。平均 CT 画像上で認識できる腫瘍を肉眼的腫瘍体積(GTV)に設定し、臨床腫瘍体積(CTV)は GTV と同一とした。計画標的体積(PTV)は CTV から 10mm のマージンを付加して設定し、リスク臓器には正常肺を設定した。処方線量は PTV の容積の 95% をカバーする線量を 1 回 2Gy に設定した。リニアックの条件は X 線のエネルギーを 6MV、ガントリ回転が 320 度から 179 度の時計回りと反時計回りの 2 アーク、コリメータは 30 度回転とした。最適化の過程では、線量制約値を変更して 5 つの VMAT プランを作成した。最適化の条件である MLC の最大速度は 2.5[cm/sec]、最小 MLC 開度は 0.05[cm]に設定した。最適化計算後には、それぞれのプランの MLC パラメータとして平均 MLC 開度(P_{gap})と平均 MLC 速度(P_{speed})を記録した。

作成した 5 つの VMAT プランは 95 個のサブアーク照射に分割して、模擬腫瘍が動かない状態で撮影した CT 画像を用いて線量計算を実施した。線量計算時には、照射を開始する呼吸位相を 0[rad], $\pi/2$ [rad], [rad], $3\pi/2$ [rad]の 4 パターンを想定し、1 アーク中の呼吸回数パラメータ(P_{freq})を 7.52 回から 30.08 回まで変化させたときの、それぞれのサブアークに対応する腫瘍位置座標を変化させることによって模擬腫瘍の動きを考慮した。なお、線量計算は Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

法を用いて実施した。

線量計算の結果から、同一呼吸回数群ごとに腫瘍内同一部位の相対線量変化の平均値(Mean)と最大値(Max)を算出した。また、分担研究者(上原隆三)のデータと本データをまとめて、重回帰分析を行い、線量計算パラメータから相対線量変化の平均値を推定する計算式を求めた。

C. 研究結果

作成した 5 つのプランの P_{gap} と P_{speed} を Fig. 1 に示す。 P_{gap} は 16.9[mm] から 27.3[mm]まで、 P_{speed} は 3.45[mm/sec]から 6.15[mm/sec]までの VMAT プランが作成された。Fig. 2 には、 P_{freq} を変化させたときの Mean の変化を示す。同様に Max の変化を Fig. 3 に示す。呼吸回数が増えると、相対線量変化が小さくなる結果になった。得られたデータを用いて、線量計算パラメータの重回帰分析を実施して得られた回帰式を 1)に示す。

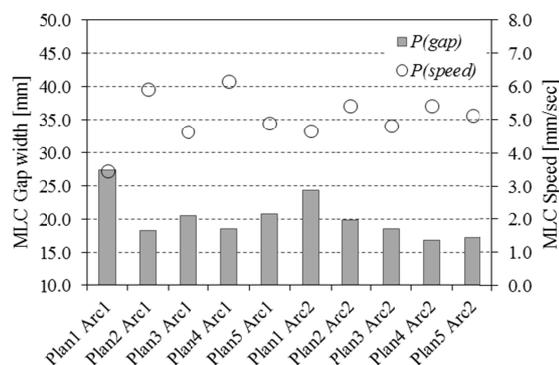


Fig. 1 作成したプランの P_{gap} と P_{speed}

$$Mean[\%] = 1.64 \times 10^4 - 1.88 \times 10^{-2} \times P_{gap} - 1.64 \times 10^4 \times P_{freq}^{(7.17 \times 10^{-5})} \quad 1)$$

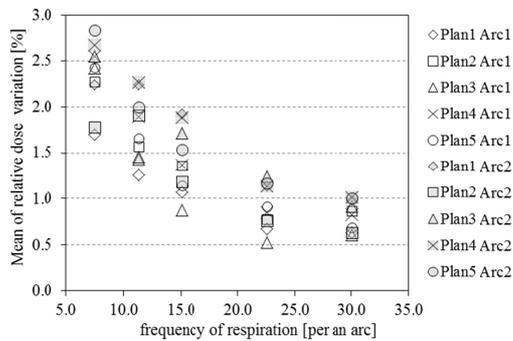


Fig. 2 P_{freq} を変化させたときの Mean の変化

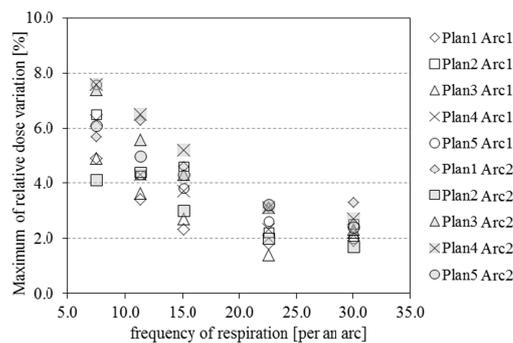


Fig. 3 P_{freq} を変化させたときの Max の変化

得られた回帰式を用いて、 P_{gap} , P_{freq} と相対線量変化平均値の関係を算出した結果を Fig. 4 に示す。

D. 考察

呼吸回数が増えると、相対線量変化は小さくなる結果となった。理由として、腫瘍の呼吸性移動と MLC の動きに起因する interplay 効果が関係していると考えられる。interplay 効果は、一般的に行われる 30 回程度の分割照射では、平均効果によってその影響は小さくなるという報告がある。今回のような VMAT の 1 アークという期間で考えると、呼吸回数が増えることによって平均効果が顕著になり、相対線量変化が小さくなったと考えられる。呼吸回数を 30.08 回に設定した場合では、Max が 3% 程度となり、適切な呼吸回数を設定することによって、想定外の相対線量変化を回避しつつ、線量変化の低減が可能であることが示唆された。呼吸回数は照射時間によって変化する。VMAT では、線量率の上限値を変更することによって照射時間の調節が可能であるため、適切な呼吸回数を得られるように線量率上限値を変更するのが実務上での対応だと考える。

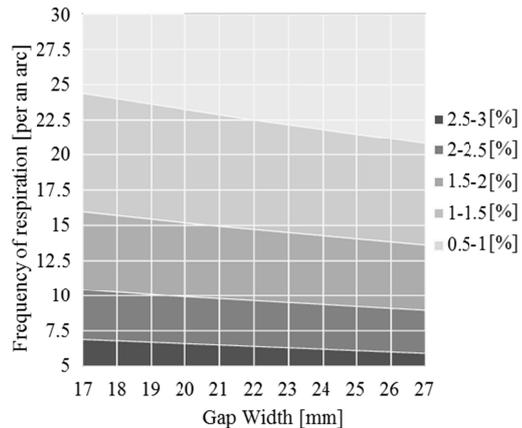


Fig. 4 回帰式から算出した P_{gap} , P_{freq} と相対線量変化平均値の関係

とによって、想定外の相対線量変化を回避しつつ、線量変化の低減が可能であることが示唆された。呼吸回数は照射時間によって変化する。VMAT では、線量率の上限値を変更することによって照射時間の調節が可能であるため、適切な呼吸回数を得られるように線量率上限値を変更するのが実務上での対応だと考える。

VMAT の治療計画を行う際には、呼吸回数以外の線量変化に及ぼす影響も考慮に入れる必要がある。本研究では MLC の平均開度と呼吸回数の重回帰分析を行うことによって、複数のパラメータの関係性を明らかにすることができた。呼吸回数は患者に起因するパラメータであり、呼吸状態によっては適切な呼吸回数の達成が不可能である。また、患者の全身状態によって、照射時間の冗長を避けなければならない場合がある。このような場合は、本研究で得られた回帰式から、適切な MLC パラメータが得られるような治療計画を実施することで、線量変化の低減が達成できると考える。治療計画における最適化計算の過程において、呼吸回数や MLC の平均開度を考慮することによって、呼吸性移動に対して強い治療

計画が実施可能になると考える。

今回は呼吸回数と MLC の平均開度をパラメータとしたが、その他にも相対線量変化に関するパラメータが存在する可能性がある。その点で、本研究で得られた回帰式は全ての対象に適用できるとは限らない。また、上腹部や胸郭外に存在する乳腺などの呼吸性移動を伴う他部位の照射の際も、本回帰式がそのまま適用できるとは限らない。しかし、より複数のパラメータを用いて重回帰分析を実施することで他のパラメータを考慮に入れることは可能である。また、本研究と同様の手法を適用することで相対線量変化の平均値だけでなく、最大値を求める回帰式の導出や他部位への照射の評価も可能だと考える。

E．結論

呼吸性移動を伴う胸部病変に対する VMAT において、線量変化に及ぼす影響因子を明らかにした。呼吸回数が多くなると線量変化が小さくなることがわかった。呼吸回数パラメータや MLC パラメータを用いて、線量変化を推定する式を導出できた。この推定式を利用することで、想定外の線量変化の回避や線量変化の低減が可能な線量計算パラメータの導出が可能になった。

F．研究発表

なし

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 4次元に対応した線量再構成法に関する研究
：動体ファントムによる検討

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、Retrospective に実際の腫瘍の動きや機器動作を考慮し、4-Dimensional Computed Tomography (4D-CT)画像を用いて線量再構成を行うことにより、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。今年度は、前年度の改善項目であったフィルムの黒化度を線量に変換する際の精度を向上させ、更に腫瘍の動きに変化を加えた線量再構成の精度について検討を行った。

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

使用機器や線量再構成法については前年度と同様であるが、腫瘍の動きに数種類の変化を加え検討を行った。直線的な移動を 4 種類そして 3 次元的な移動を 2 種類、計 6 種類の移動について行った (Table 1)。Varian 社製の CLINAC 21 EX 及び Eclipse (Ver.10.0, 計算アルゴリ

スムは 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のマーヅンを付加した。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(V20 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を使用し、治療計画装置で線量分布を再計算させる方法を用いた。VMAT 照射中における腫瘍の位置変化を計算から求めた理論的な正弦波形より確定し、線量計算に反映させた。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、多分割絞リ (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. 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 Real-time Position Management (RPM)を用いて求めた。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 Case 1 において行った。

B-4. フィルムによる評価

照射門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。また、前年度の検討課題として挙げたフィルム中心部分における腫瘍周辺と腫瘍部分の材質の違い、更に腫瘍の形状から黒化度を線量に変換する際の精度について以下のような対策を行った。黒化度を線量に変換する際の変換テーブルの作成において実際に使用するファントム、つまり中心部分に腫瘍が入ったファントムで線量変換用のフィルムを照射し、それをスキャナーで読み取りデジタル画像にした際の、画素一つ一つに黒化度線量変換テーブルを与えることにより、腫瘍周辺と腫瘍部分の材質の違い、及び腫瘍の形状に対応させた。

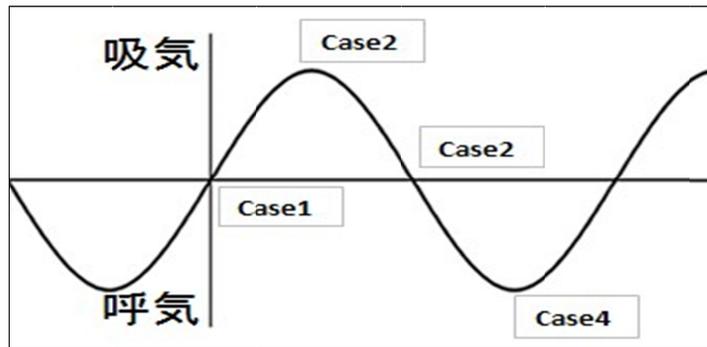


Fig.1 照射開始時の位相

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	
		線量計	Film
Plan 1	頭尾方向(1周期4秒 振幅±10mm)	4位相	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
Plan 3	頭尾方向(1周期4秒 振幅±2mm)	Case 1	Case 1
Plan 4	頭尾方向(1周期3秒 振幅±10mm)	Case 1	Case 1
Plan 5	頭尾方向(1周期6秒 振幅±10mm)	Case 1	Case 1
Plan 6	頭尾方向(1周期4秒 振幅±10mm) + 回転(±5°)	Case 1	—————

C. 研究結果

各プランで実測した腫瘍の吸収線量と、線量再構成で得られた計算値は±2%以内で一致し(Table 2)、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)、とも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)による全線量域での Pass Rate(%) によって評価を行い、全プラン(Plan 1 と Plan 2 においては、最も吸収線量に差が生じた照射開始位相 Case 1 と Case 4 の2種類で評価した)の平均 Pass Rate(%)は 92.9%で Plan 2 の Case 4 以外は全てのプランにおいて 90%以上の Pass Rate(%)となっ

た(Table 3)。また、前年度の報告において、検討課題として挙げたフィルム中心部分における線量への変換精度は改善され、線量プロファイルにおいても中心部分での差は生じられなかった。1例として Plan 1 の Case 4 における線量プロファイルを Fig.5 に示す。

D. 考察

前年度の検討に加え、腫瘍の動きを更に変化させて本研究の線量再構成法の精度を検討した。結果より、前年度と同じく特に計算値は実測と良い一致を示しており、また中心部分のフィルム黒化度と線量の変換を改善することにより、線量分布の再現においても精度を向上させる

ことができた。線量計による評価において、実測した腫瘍の吸収線量と、線量再構成で得られた計算値の一致が、前年度の±3%から±2%に向上したのは、前年度のシステムから細かな不具合修正を行ったことにより、数値の取り扱い精度が向上したためである。

E. 結論

本研究の手法により、機器動作と腫瘍動作を再現した VMAT の線量再構成を前年度より更に精度良く行うことができた。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

Table 2 実測の線量と線量再構成に計算値との誤差

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					
実測との誤差(%)	-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)

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(%)	91.5	94.5	90.5	88.5	91.4	98.1	95.9	92.9

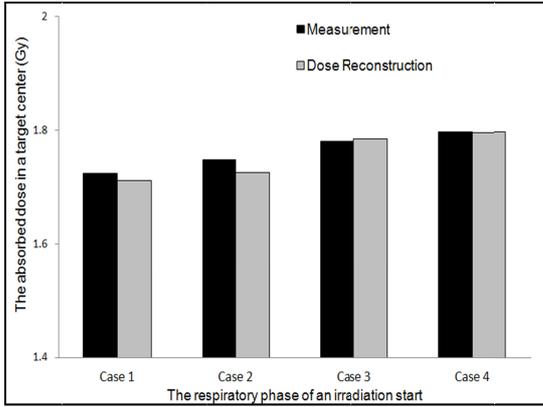


Fig.2 Plan 1 による実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相の変化)

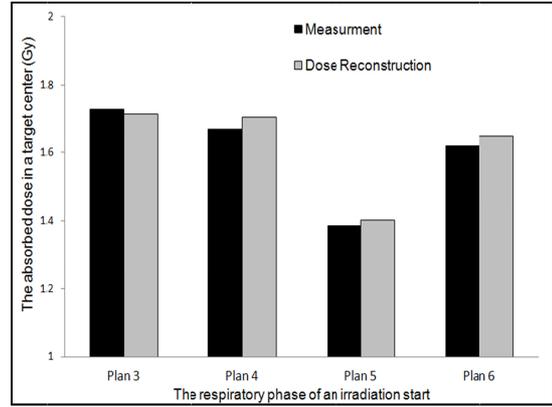


Fig.4 Plan3 ~ 6 の実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相は全て Case1)

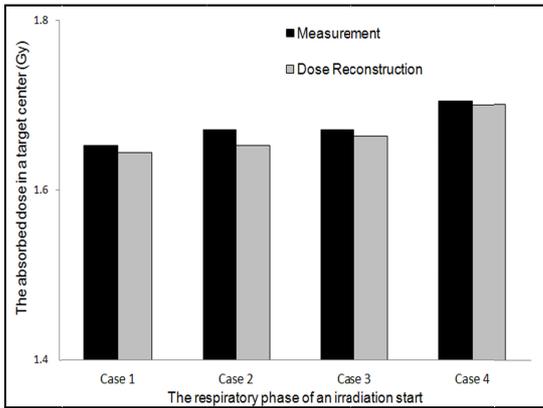


Fig.3 Plan 2 による実測と線量再構成による線量の比較
(照射開始時の位相の変化)

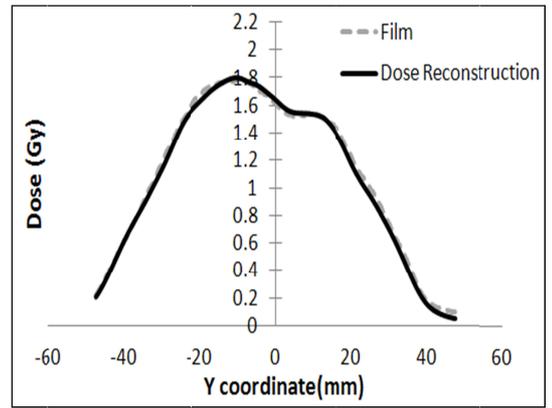


Fig.5 Plan 1 の Case4 におけるアイソセンター面での体軸(Y)方向の線量プロファイル

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な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 の円柱上のファントム（インサートファント

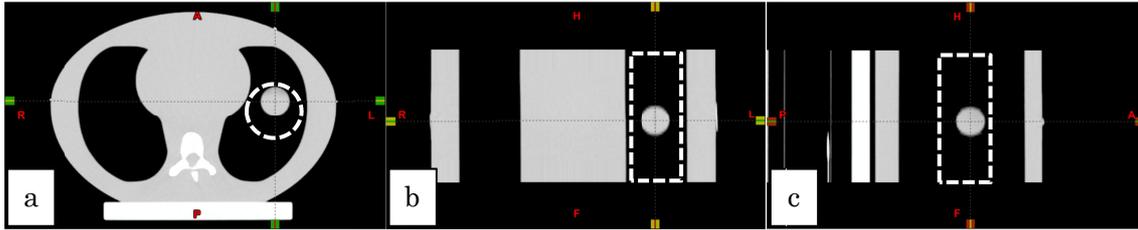


図 1.胸部動体ファントムの CT 画像

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 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。

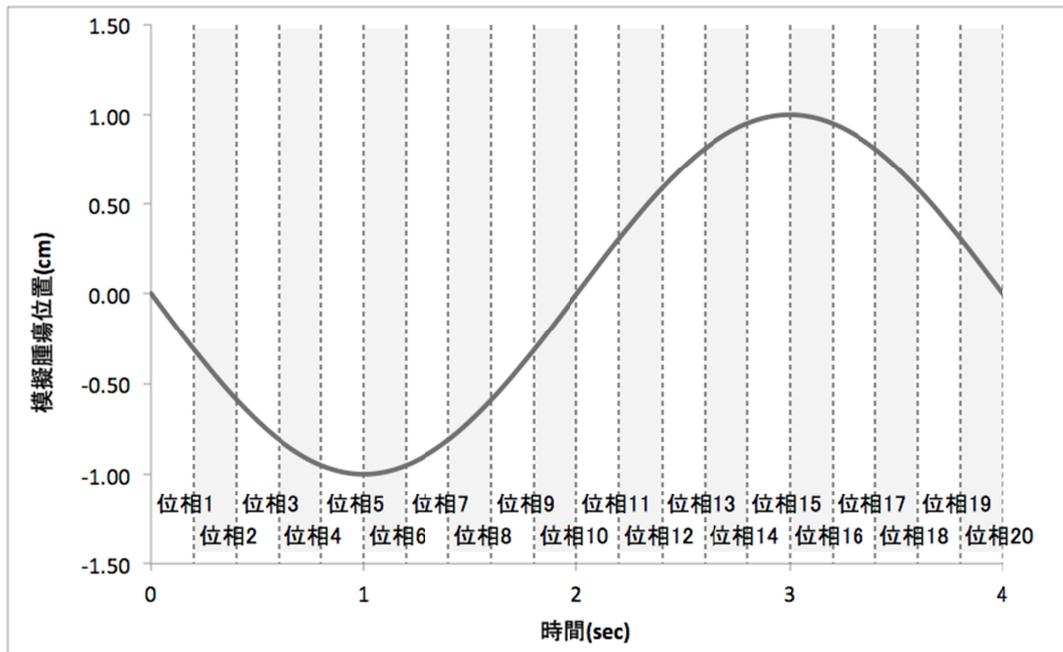


図 2. 腫瘍位置と呼吸位相の関係

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 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ことトムを 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の

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トム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()にて 2 つの線量分布の一致度の評価をおこなった。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を行わず、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。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

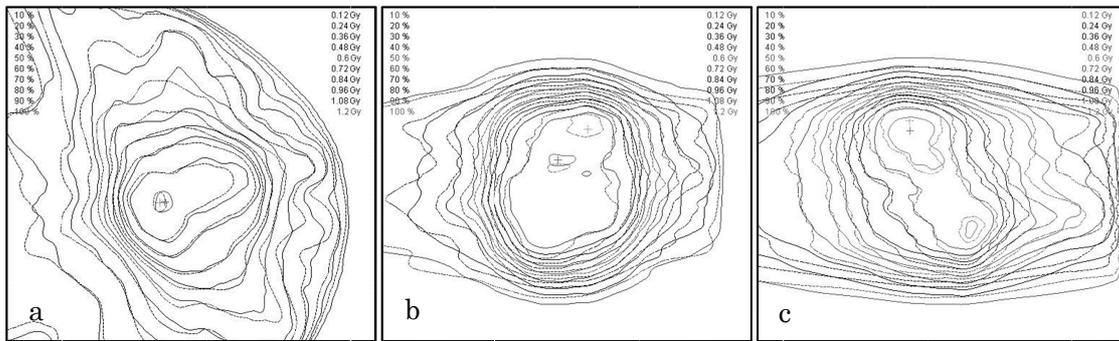


図 3. Rigid と Deform による線量加算後の線量分布

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。

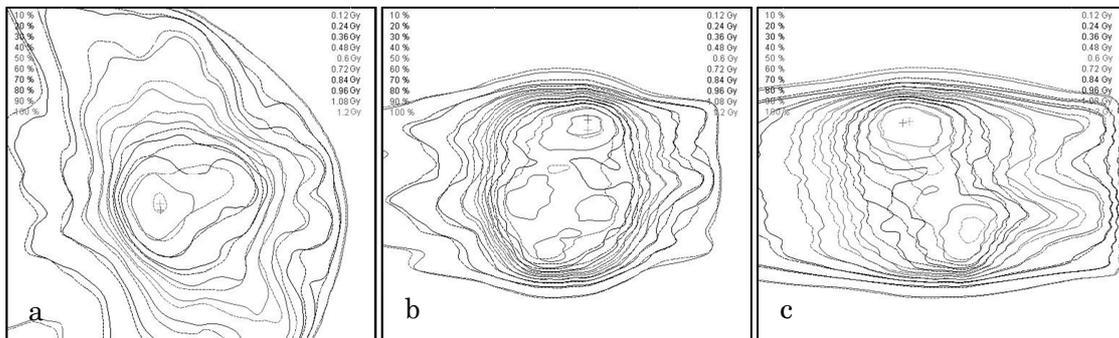


図 4. Sum と Deform による線量加算後の線量分布

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。 による評価

は高い線領域に比べ、低い線領域で一致度が高くなり、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 vs. Rigid	Deform vs. Sum	Deform vs. Rigid	Deform vs. 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っ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。本研究で使った動

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

4. 論文発表
なし
5. 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(V20 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 $\pm 2\%$ 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。

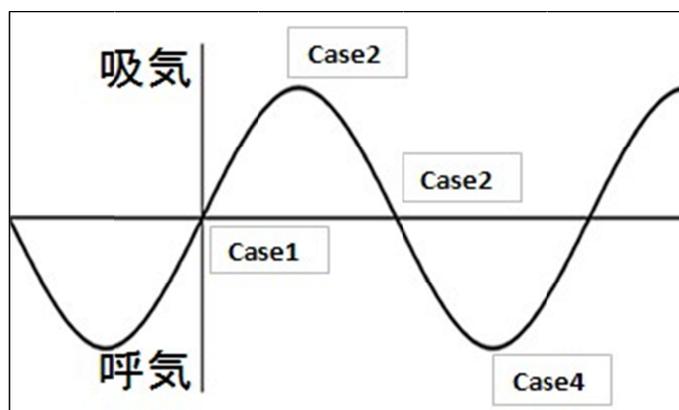


Fig.1 照射開始時の位相

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)
EPID	-1.34	—	—	-0.55	1.37	—	—	1.32	-1.21	0.79	-1.75	1.81	0.06 (1.27)

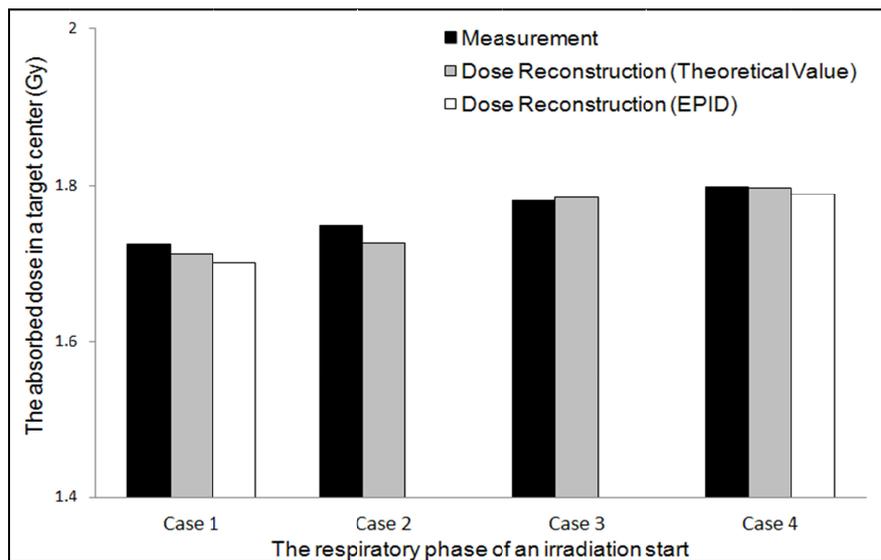


Fig.2 Plan 1 による実測と線量再構成による線量の比較 (照射開始時の位相の変化)

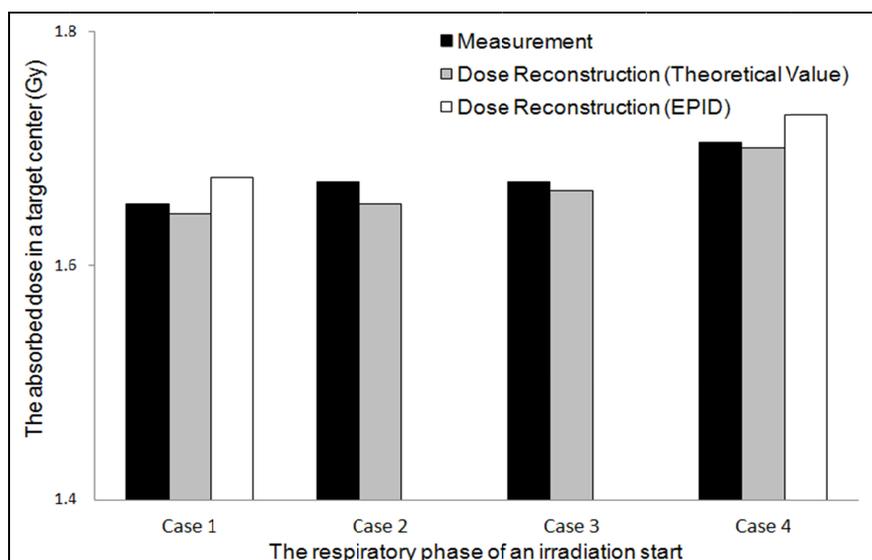


Fig.3 Plan 2 による実測と線量再構成による線量の比較 (照射開始時の位相の変化)

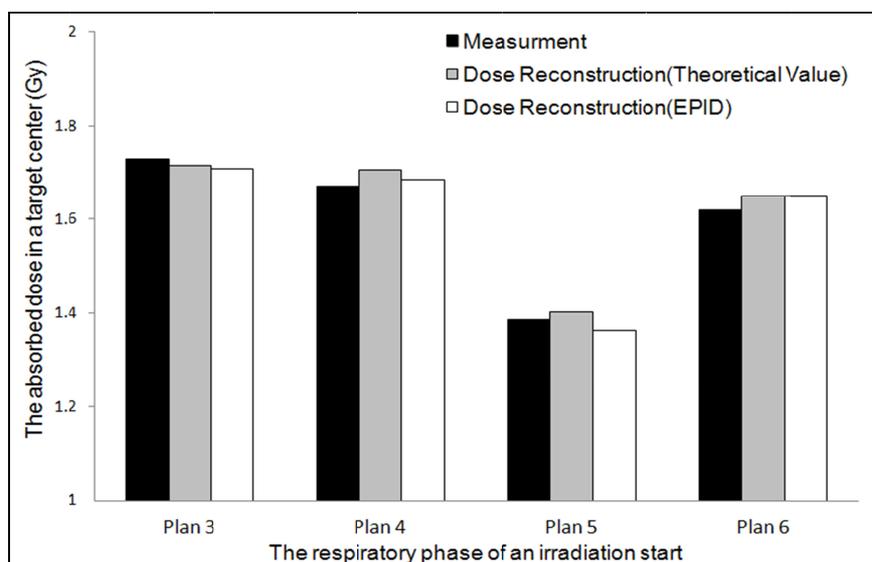


Fig.4 Plan3~6 の実測と線量再構成による線量の比較 (照射開始時の位相は全て Case1)

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。

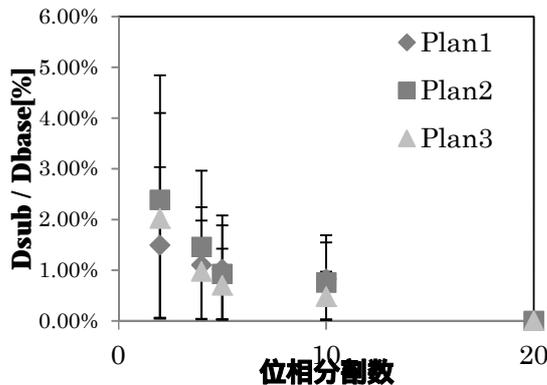


図 1. $D_{\text{sub}}/D_{\text{base}}$ と位相分割数の関係

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 $D_{\text{sub}}/D_{\text{base}}$ 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 $D_{\text{sub}}/D_{\text{base}}$ 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ており、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（1 pixel=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。

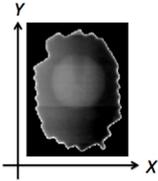


Fig. 1 画像の座標系は左下を原点とし、右方向に X 軸、上方向に Y 軸となる。

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。

）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、寝台とそれに付随する 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。

）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。

）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。振幅 1 cm・呼吸周期 3 秒の Sin 波、振幅 0.5 cm・呼吸周期 4 秒の Sin 波形、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。

）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 と呼吸性移動の大きい横隔膜付近に腫瘍がある患者 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、ファントムで使った MLC 情報を重ね合わせた画像も作成し、患者 の仮想 VMAT 画像としてトラッキング行った。

治験審査委員会 (IRB) 承認

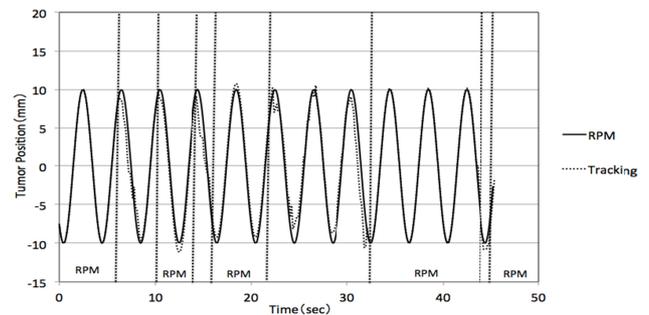
臨床データを使用するにあたり、がん研有明病院の IRB へ申請し承認を得た。本研究において得た患者データは、個人が特定されないよう個人情報に対して処理を行っている。

C . 研究結果

）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)

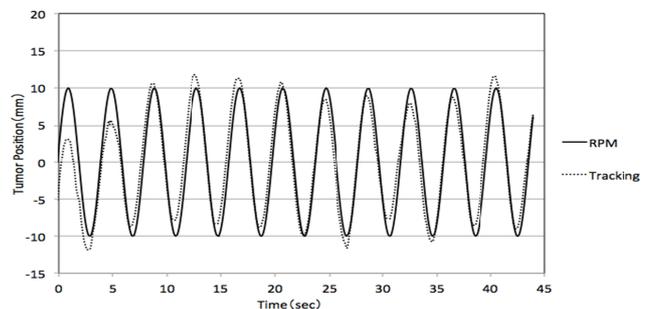
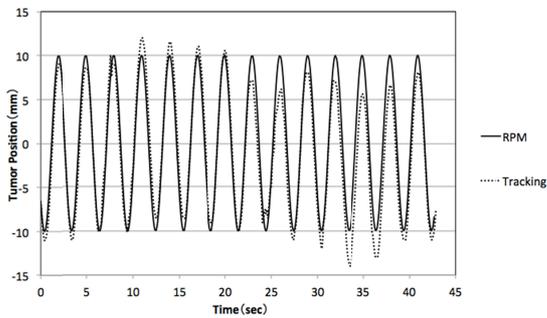


Fig. 2 RPM 波形の切り替わりを自動化させた結果。呼吸波形：振幅 10 mm, 周期 4 sec のもので比較 a) 前年度の手動での呼吸波形、b) 自動化の呼吸波形。(注：照射開始位相が異なる)トラッキングと RPM 波形との差は 1.97 ± 1.54 mm だった

）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。

a)



b)

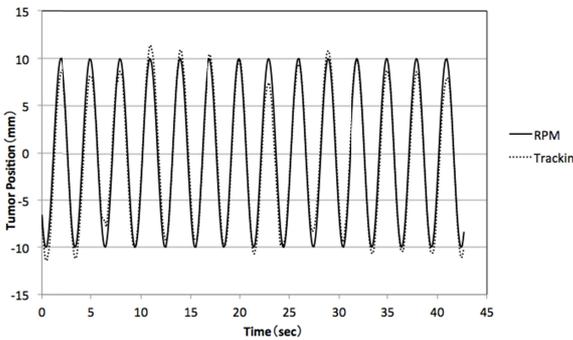


Fig. 3 a) 1つのROIのトラッキングで求めた腫瘍位置とb)5つのROIのトラッキングを平均して求めた腫瘍位置。

Fig. 4 に 5 つの ROI の配置を示す。

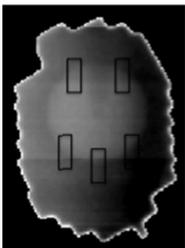


Fig. 4 ROI を 5 つ 配置した図。

) 呼吸波形の違い

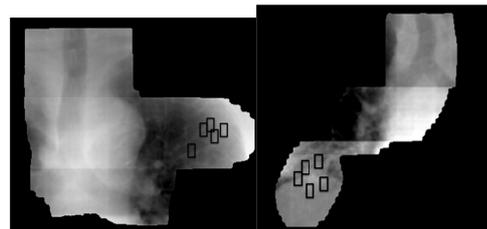
呼吸波形を変えてトラッキングを行った結果を Table.1 に示す。どの波形も RPM 波形と比較した場合、2mm 以内の精度であった。

Table.1

波形	周期振幅	差の平均 ± 標準偏差 (mm)
4sec10mm		1.97 ± 1.54
3sec10mm		1.09 ± 0.70
4sec5mm		1.03 ± 0.61
4sec2mm		0.53 ± 0.33

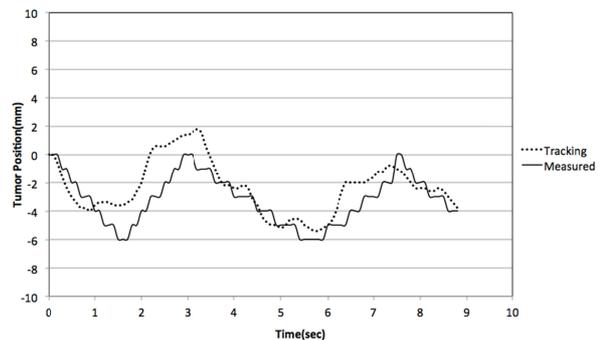
) 臨床への応用

実際の患者データを用いた結果を次に示す。Fig.5 は ROI の配置と固定照射で腫瘍トラッキングを行った患者 と患者 の結果を示す。患者 のような小さな動きでも、患者 でも両者ともトラッキングできていた。計測により算出した呼吸波形と比べた結果、患者 ではトラッキングと計測による呼吸波形との差は 1.37 ± 0.74 mm、患者 では 0.93 ± 1.58 mm であった。

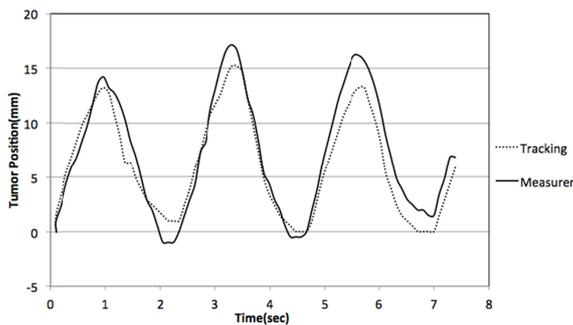


(a)

(a)



(b)



(b)

Fig.5 (a) 患者画像上の ROI の配置例

(b) トラッキング結果

患者は呼吸性移動が少なく、患者は呼吸性移動が大きい。Tracking と Measurement は EPID 画像の動きを表している。

臨床では、腹壁の動く距離 (RPM 波形) と EPID 画像上の腫瘍の動きはファントムのように一定ではないため、患者固有または毎照射時固有の関係式を割り出し、in-house ソフトに組み込んだ。それにより、VMAT 照射時に生じる MLC などによって腫瘍を追えなかった場合に RPM 波形に切り替えることができる。

患者の固定照射で得られた EPID 画像の上に、ファントムに対する VMAT 照射の動く MLC を重ね合わせた画像 (患者 VMAT 画像) 結果を Fig.6 に示す。

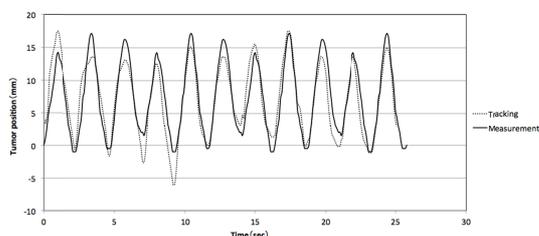


Fig.6 患者における VMAT プランにした場合の腫瘍トラッキング。

患者 VMAT 画像におけるトラッキングと計測により求めた呼吸波形を比較した結果、差は $0.13 \pm 5.36\text{mm}$ であった。

D. 考察

本方法で行った正規化相互相関を用いた腫瘍位置の検出法は、EPID 画像内の腫瘍コントラストに大きく影響を受ける。ROI サイズは最小で 5 pixel × 10 pixel の大きさが必要であり、VMAT 照射では 10 pixel × 20 pixel で解析した。また、腫瘍辺縁の 1 箇所 ROI を設置するより、辺縁複数設置の方がより情報量が多く、より実際の腫瘍位置に近いトラッキングができた。今回は 5 つの ROI を設定し、変動量を平均化することによって、トラッキングの精度も向上できた。また VMAT 照射に本手法を利用するためには、寝台 Rail や椎体との重なりによるコントラストの低下や MLC によって腫瘍が隠れてしまった場合を考え、相関係数が設定の閾値を下回る場合、ROI 内に MLC が入る場合、指定したガントリ角度の場合に RPM 波形に自動的に切り替わるようにソフトを改良した。

臨床画像においては、呼吸の動きの大きさに関わらずトラッキングは可能であり、VMAT プランにも対応できたが、ファントム実験より標準偏差が大きかった。患者 RPM 波形と実際の腫瘍位置にばらつきがあるため、それが影響していると考えられる。

E . 結論

VMAT 照射中に取得される EPID 画像から腫瘍位置を求めることができた。この方法は治療ビームを用いて画像を取得するために、原理的に画像取得のための被曝線量が生じないという利点がある。

この方法は、固定照射では高い精度を示し、回転照射や VMAT 照射においても腫瘍位置を求めることができた。しかし、回転照射では寝台 Rail や椎体が腫瘍と重なる場合や、VMAT 照射では可動する MLC と重なる場合はうまく追うことができなかった。本研究ではこれらに対しては、画像処理によるアーチファクトの軽減や、複数設定した ROI の距離平均値を利用することで腫瘍位置精度も向上した。MLC によって腫瘍が完全に隠れてしまう場合は、正規化相互相関の相関値の閾値を設定し、その値を下回る場合には RPM の移動量を使用するように設定した。また、寝台 Rail や椎体などに重なるガントリ角度をあらかじめ設定することで、RPM の位置情報を ROI に置き換えることを可能とした。これら RPM 波形に置き換える作業をソフトのプログラム上に組み込むことによって、VMAT 照射において自動的に腫瘍位置情報を取得することができた。また、実患者の EPID 画像を用いても本方法で腫瘍位置を検出することができた。

今後臨床データ数を増やすことで、腫瘍の動きと呼吸波形の関連づけや患者固有の動きなども知ることができる。また RPM 波形と腫瘍の動きの関係を求めることで、必ずしも直線的な動きをしていないことが

実証され、実際の腫瘍の動きを評価することの重要性が示唆された。

F . 研究発表

1. 論文発表

なし

2. 学会発表

五月女達子, 橋本成世, 北村望, 木田智士, 伊藤康, 中島大, 大友結子, 上原隆三, 小塚拓洋, 小口正彦. “胸部病変に対する EPID 画像を用いた腫瘍位置情報の確認,” 医学物理 33 Sup.1, 96, (2013). 第105回日本医学物理学会学術大会, 横浜市, 平成25年4月11-14日.

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, ASTRO 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

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:

関心領域の自動設定に関する検討

研究分担者 高橋 良（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

呼吸性移動を伴う病変に対して強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT）を施行する場合、呼吸状態によって線量分布が変化する事が予測されるため、照射中の腫瘍位置を把握する事が重要である。本研究の目的は、VMAT 照射中に電子画像照合装置（Electrical Portal Imaging Device: EPID）を用いて取得した画像に対してフィルタ処理を施す事で、腫瘍位置検出に適した複数の関心領域（Region of Interest: ROI）の設定を自動で行えるシステムの構築が可能か検討する事である。EPID 画像へのフィルタ処理により、腫瘍位置検出を困難にする構造物の除去、腫瘍辺縁等の特徴点の抽出による複数 ROI の自動配置を行い、腫瘍位置変動を算出、評価した。寝台、椎体等の障害陰影を除去し、腫瘍辺縁に ROI 配置が可能となり、EPID 画像のみの腫瘍位置検出精度が向上した。

A. 研究目的

強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT）はガントリが回転しながら多分割コリメータ（Multi Leaf Collimator: MLC）の開口形状やガントリ回転速度、線量率を動的に変化させる照射方法である。呼吸性移動を伴う病変に対し VMAT を施行する場合、呼吸状態によって線量分布が変化する事が予測されるため、治療中の腫瘍位置を把握する事が重要である。

分担研究者（五月女達子）による前年度の研究結果より、照射中に電子画像照合装置 aS1000（Electrical Portal Imaging Device: EPID）により得られた画像に対して正規化

相互相関（Normalized Cross Correlation: NCC）を用いて腫瘍位置を検出し、一定の成果を得る事が出来た。しかし、回転照射や VMAT では腫瘍位置の検出が困難な場合もあった。このような腫瘍位置の検出が困難な例に対して、複数の関心領域（Region of Interest: ROI）の設定や、腫瘍位置の検出に適した ROI 配置を行う事が出来れば、腫瘍位置の検出精度の向上が期待できる。本研究の目的は、EPID 画像にフィルタ処理を施し、腫瘍位置検出に適した複数の ROI 配置を自動で行えるシステムの構築が実現可能であるか検討する事である。

B. 研究方法

本研究では、胸部動体模擬ファントム

Model 008A (CIRS 社製) を用いて呼吸性移動を伴う胸部病変を模擬した。ファントム内には、直径 3cm の模擬腫瘍を挿入し、呼吸設定を振幅 ± 5mm、周期 4 秒の正弦波形として動作させながら Discovery ST Elite (GE 横河メディカルシステムズ社製) で 4 次元 CT 画像を取得した。CT 撮影時には、呼吸同期制御装置 (Real Position Management: RPM) の呼吸波形も同時に取得した。得られた 4 次元 CT 画像に対し、固定前方照射・回転照射・VMAT の治療計画を Eclipse version 10 (Varian Medical Systems 社製) で立案し、直線加速装置 Clinac21EX (Varian Medical Systems 社製) で照射した。各照射条件は、X 線エネルギーを 6MV とし、固定前方照射では線量率 300MU/min、回転照射では線量率 300MU/min、ガントリ回転を 320 度から 179 度の時計回りの 1 アーク、コリメータ角度は 30 度とした。VMAT は、計画時設定線量率の上限値を 600MU/min にて計画されたもので、ガントリ回転、コリメータ角度は回転照射時と同様のものとした。照射中には腫瘍位置の検出に必要な EPID 画像を連続的に取得した。EPID の線源検出器間距離 (Source Detector Distance: SDD) は 160cm、画像収集のフレームレートは 10fps (frame per second) とした。

本研究では、(1) EPID 画像のフィルタ処理、(2) NCC に用いる複数 ROI の自動選択法による腫瘍位置検出の検討を行った。

(1) EPID 画像のフィルタ処理

分担研究者 (五月女達子) の前年度の研究結果から、照射中に取得される EPID 画

像には様々な構造物 (寝台、椎体等の障害陰影) が写り込むため腫瘍位置検出を困難にする場合が存在する。特に、回転照射時にはガントリ回転に伴い障害陰影が写り込む事により、NCC の低下を引き起こし腫瘍位置の検出精度が低下する。障害陰影による影響を減らすために、ガントリ回転に対して垂直方向にエッジ強調をかけたフィルタ処理画像を作成した。EPID 画像から算出される腫瘍位置変動をフィルタ処理の有無で比較した。

(2) NCC に用いる複数 ROI の自動選択法

腫瘍位置の検出に用いる ROI の自動配置を可能にする為、EPID 画像に対してフィルタ処理を施した。フィルタ処理は、分担研究者 (五月女達子) の前年度の研究結果から腫瘍辺縁をよく描出し、かつ胸部病変周辺の血管陰影の検出を想定し、エッジ、テクスチャ強調が可能な Variance フィルタを選択した:

$$\text{Var}(I_{p_j}) = \frac{1}{M-1} \sum_{\mathbf{x} \in I_{p_j}} (I_{p_j}(\mathbf{x}) - \bar{I}_{p_j})^2 \quad (1)$$

ここで、EPID 画像内でフィルタ処理を行う位置 $\{p_j | j = 1, 2, \dots, N\}$ とした時、 I_{p_j} は p_j におけるピクセル値であり、ピクセル数 M を含むフィルタサイズ領域を示す。 \bar{I}_{p_j} は I_{p_j} 内の全ピクセル値の平均値である。本研究におけるフィルタサイズは、NCC を算出する際の ROI サイズと同サイズに設定した。Variance フィルタ処理を施した EPID 画像は、NCC 算出と同サイズの領域内で腫瘍辺縁等のテクスチャが強調されているため、フィルタ処理画像内のピクセル値が高い位置から順に ROI の配置を行った。ROI を複

数個配置する際、ROI 選択時に除外規定を設け、選択される ROI 間距離が一定に保たれるようにする事で ROI がある一部に集中する事を避ける処理を行った。EPID 画像のフレーム毎に ROI を 100 個ずつ配置した。選択された ROI から NCC を用いた腫瘍位置変動を算出した。腫瘍位置変動の算出には、NCC が 0.84 以上の ROI のみを採用した。

EPID 画像から算出した腫瘍位置変動との比較には、EPID 画像取得時の呼吸設定である正弦波を用いた。腫瘍位置変動の評価は、正弦波との差の平均と標準偏差を用いて行った。

C. 研究結果

EPID 画像に対するフィルタ処理画像と ROI の自動配置の例を Fig. 1、Fig. 2 に示す。Fig. 1 より、寝台、椎体等の障害陰影が除去され、腫瘍のみを抽出した画像が得られた。Fig. 2 より、フレーム毎に腫瘍辺縁に均等に ROI が配置されている事が確認できた。

Fig. 3 に各照射条件における呼吸設定である正弦波と EPID 画像から算出した腫瘍位置変動を示す。固定前方照射において、正弦波との差の平均はフィルタ処理の有無

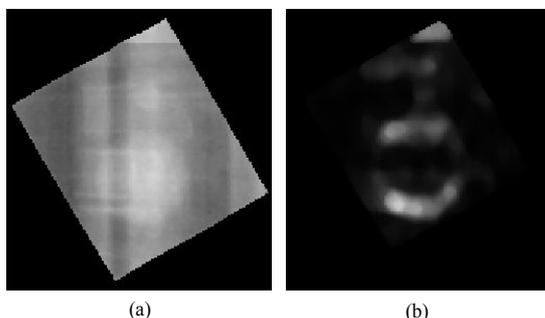


Fig. 1 EPID 画像に対してエッジ強調を施し障害陰影を除去した画像
(a) EPID 画像 (b) エッジ強調画像

でそれぞれ、 $0.00 \pm 0.45\text{mm}$ 、 $0.00 \pm 0.48\text{mm}$ 、回転照射ではそれぞれ $-31.31 \pm 20.34\text{mm}$ 、 $-3.63 \pm 3.65\text{mm}$ だった。

フレーム毎に算出された腫瘍の移動量と正弦波の移動量との差をそれぞれ Fig. 4、Fig. 5 に示す。固定前方照射の場合、正弦波との移動量の差の平均はフィルタ処理の有無でそれぞれ、 $-0.01 \pm 0.11\text{mm}$ 、 $0.00 \pm 0.13\text{mm}$ 、回転照射ではそれぞれ $-0.06 \pm 0.47\text{mm}$ 、 $-0.01 \pm 0.21\text{mm}$ だった。

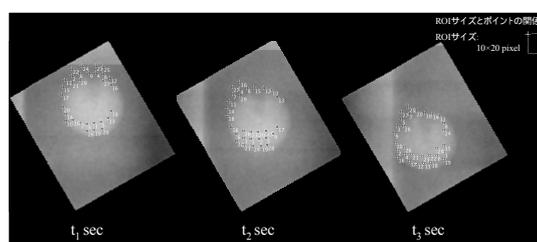


Fig. 2 EPID 画像に対して 30 個の ROI を自動配置した例。EPID 画像のフレーム毎に ROI が腫瘍辺縁を含む位置に配置されている。EPID 画像中のポイントは、ROI の左上隅の座標を示す。

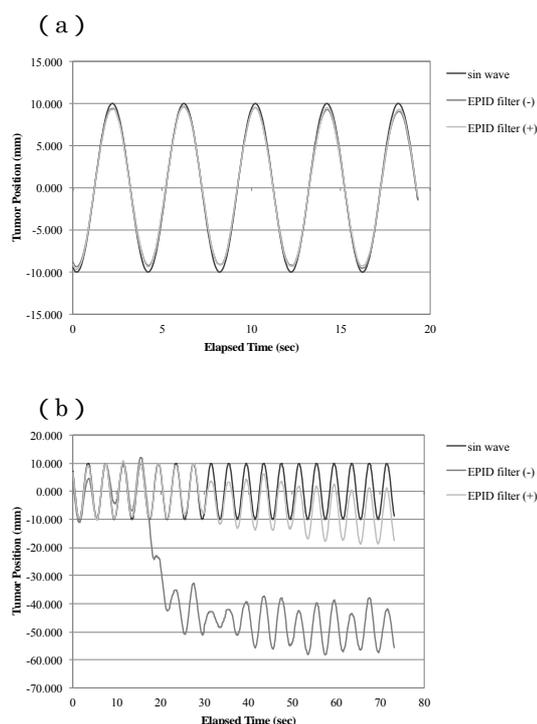


Fig. 3 EPID 画像から算出した腫瘍位置変動
(a) 固定前方照射、(b) 回転照射

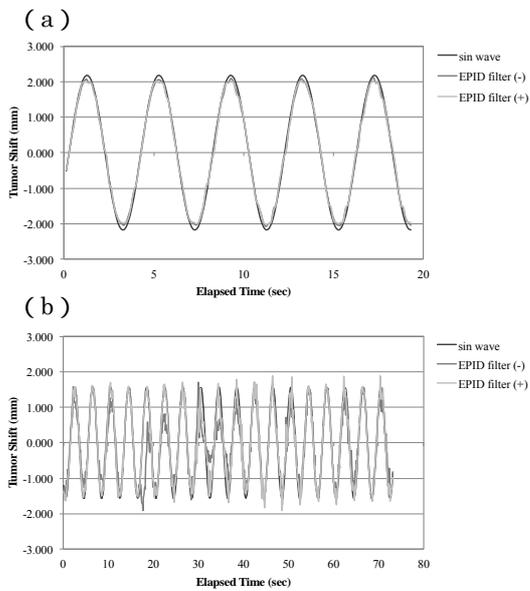


Fig. 4 EPID 画像から算出した腫瘍移動量
(a) 固定前方照射、(b) 回転照射

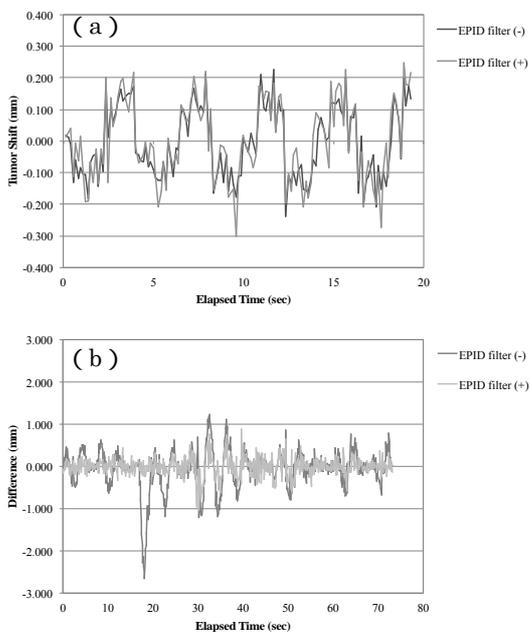


Fig. 5 正弦波移動量と腫瘍移動量との差
(a) 固定前方照射、(b) 回転照射

D. 考察

EPID 画像に対して、エッジ、テクスチャ強調が可能な Variance フィルタ処理を施す事で腫瘍辺縁に対して複数 ROI を自動で配置する事に成功した。しかし、Fig. 3、

Fig. 4 の回転照射の結果から複数 ROI を用いた場合でも、寝台、椎体等の腫瘍以外の障害陰影の影響により腫瘍位置算出に誤差を生じる結果となった。これは、腫瘍位置検出に用いている現手法である NCC の類似度計算がガントリ回転に対して垂直方向の類似度のみを評価しており、寝台、椎体等のガントリ回転方向に対して平行移動する構造物が ROI 内に写り込んでしまうため、複数 ROI を設定した場合であっても検出精度が低下したと考えられる。この影響に対しては、ガントリ回転に対して垂直方向にエッジ強調させたフィルタ処理画像を用いる事で腫瘍位置検出精度が改善した。フィルタ処理画像を用いた腫瘍位置検出の妥当性については、固定前方照射の結果から、算出される腫瘍位置、移動量共にフィルタ処理を施していない EPID 画像と同等の結果が得られており問題は無いと考えられる。

腫瘍位置変動の算出精度は、フレーム毎の移動量の算出精度に大きく依存する。本研究においても、回転照射時にフィルタ処理を施す事で改善はみられたものの移動量の差が大きい箇所では腫瘍位置変動のベースラインを変位させてしまう結果となった。ベースラインの変位や周期的にみられる差は、フィルタの改良や EPID の解像度を高くする事で改善できると考えられる。

VMAT 照射において、ROI に MLC が入り込む際の処理が作成できなかったため検討できていないが、本手法で ROI 配置を行うと Fig. 6 のように MLC を避けて腫瘍辺縁に ROI を配置する事が確認できている。今後、NCC による類似度計算時に MLC が含まれた際の処理を構築する事で VMAT への応用が可能であると考えられる。

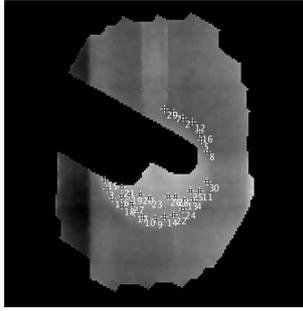


Fig. 6 VMAT 時の ROI の自動配置の様子。
EPID 画像に対して 30 個の ROI を配置した例

本手法における腫瘍位置の検出は、RPM などの腹壁運動と腫瘍の相関性を考える必要がなく、直接的に腫瘍位置の把握が可能。なため腹壁運動との相関の無い部位への応用も可能である。今後更なる精度向上への検討を進めていきたいと考える。

E . 結論

EPID 画像に対して腫瘍位置検出に弊害を及ぼす構造物の影響を減らすフィルタ処理を施す事で、腫瘍位置検出精度が向上した。また、腫瘍辺縁等のテクスチャ強調を行う事で、NCC に用いる ROI の自動配置に成功した。EPID 画像にフィルタ処理を施し、腫瘍位置検出に適した複数の ROI 配置を自動で行えるシステムの構築が実現可能である事が示唆された。

F . 研究発表

1. 論文発表

Hideobu Tachibana and Ryo Takahashi,
“Quantitative analysis of geometric information from an end-to-end examination of IMRT and VMAT using the optimal selection method.” Med. Phys. 40, 061709 (2013)

G . 知的財産権の出願・登録状況
なし

