

条件 1 呼吸停止位置の変位による腫瘍中心の線量の評価

呼吸停止下の CT 画像に対して、Internal マージンを変化させた計画を作成し、呼吸の停止位置に変位が生じた場合の腫瘍中心の線量の変化を測定した。Internal マージンによる影響を評価するため、マージンを 0、3、5mm と変化させ ITV を設定した。PTV マージン、リーフマージンは 5mm に設定し、固定 4 門、1 Arc、2 Arc の計画を作成した。

Internal マージンが 0、3、5mm のそれぞれの計画に対し、胸部動体ファントムを用いて、腫瘍の停止位置を頭尾方向（振幅方向）に最大 5mm、8mm、10mm まで変化させ、模擬腫瘍の中心線量をピンポイント線量計で測定した。Internal マージンと PTV マージンの和を停止位置の最大値とした。

条件 2 照射開始時の呼吸位相による腫瘍中心の線量への影響

呼吸周期や腫瘍の振幅を変化させた 4D-CT 画像から作成した再構成画像に対して、照射開始時の呼吸位相毎に腫瘍中心線量の変化を測定した。

再構成画像は Average 画像を使用し、PTV、Internal、リーフのマージンを、それぞれ 5mm に設定した。照射条件は、以下の様に設定した。条件 A では「周期」による影響を評価するため、呼吸移動を Sin 波形（振幅 10mm）に設定し、周期を 3 秒、4 秒、6 秒と変化させた。条件 B では「振幅」による影響を評価するため、

呼吸移動を Sin 波形（周期 4 秒）に設定し、振幅を 2、5、10mm と変化させた。

条件 A、B で照射開始の位相は、Sin 波形における 0 、 $\pi/2$ 、 π 、 $3\pi/2$ と設定し、測定値のばらつきの評価を行った。

C. 研究結果

条件 1 呼吸停止位置の変位による腫瘍中心の線量の評価

固定 4 門、1 Arc と 2 Arc の全体、Field 1、Field 2 の腫瘍中心の線量を求めた。測定値は呼吸の停止位置の変位が 0 の場合の腫瘍中心線量で正規化した。

Internal マージンを変化させた際の腫瘍中心の線量を図 1 に示した。縦軸は正規化した腫瘍中心の線量、横軸は移動距離（+：尾側、-：頭側）を示した。腫瘍位置による腫瘍中心の線量の差は、4 門照射では最大で 0.5% 未満であった。一方、VMAT では、Internal マージンが 0mm の場合、1 Arc で 1.0% 以内、2 Arc の Field 1 で最大 8.7%、Field 2 で最大 9.5% であった。Internal マージンが 3mm の場合は、1 Arc で 3.0% 以内、2 Arc の Field 1 で最大 15.0%、Field 2 で最大 22.3% であった。同様に 5mm の場合は 1 Arc で 3.3% 以内、2 Arc の Field 1 で最大 5.5%、Field 2 で最大 7.6% であった。測定結果から、VMAT では腫瘍の変位が Internal マージン内であれば、誤差が 3% 以内であったが、腫瘍の停止位置の変位が、設定した Internal マージンを超えると、5% 以上の誤差が見られることがあった。特に 2 Arc の照射では、Field 1 と Field 2 を別々

に測定すると、Internal マージンの辺縁付近で誤差が大きくなり、PTV 辺縁では 10%を超える場合もあった。また、それぞれ腫瘍の位置で見ると Field 1 と Field 2 の誤差は、反対方向のことが多かった。

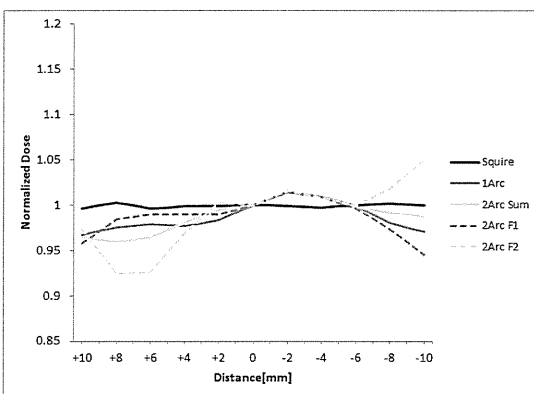
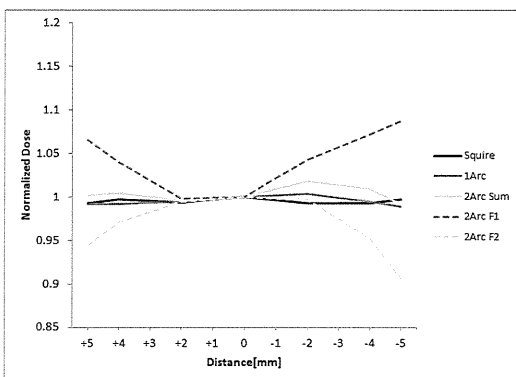
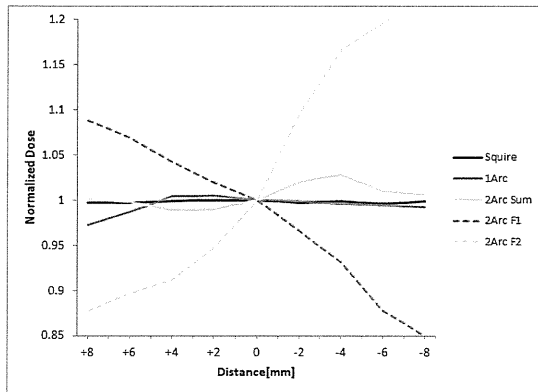


図 1. Internal マージンの変化による誤差 (上:0mm、中:3mm、下:5mm)

条件 2 照射開始時の呼吸位相による腫瘍中心の線量への影響

条件 A 呼吸周期の変化による影響

3 秒、4 秒、6 秒と呼吸周期を変化させ、1 Arc と 2 Arc の Field 1、Field 2 の吸収線量と各照射開始時の位相との関係調べた。(図 3、4、5) 縦軸は腫瘍中心の線量、横軸は照射開始時の位相を示した。照射開始時の位相による腫瘍中心の線量の変化(変動係数)は、1 Arc の場合、呼吸周期 3 秒で 1.3%、4 秒で 0.6%、6 秒で 3.3%であった。同様に 2 Arc の Field 1 では、呼吸周期 3 秒で 0.8%、4 秒で 2.2%、6 秒で 2.4%、2 Arc の Field 2 では、3 秒で 1.3%、4 秒で 4.7%、6 秒で 6.6%であった。今回の測定では、同一の計画でも開始時の位相が異なることで、腫瘍中心の線量が異なることが示された。また呼吸周期が長いほど照射開始時の位相の影響が大きいことがわかった。

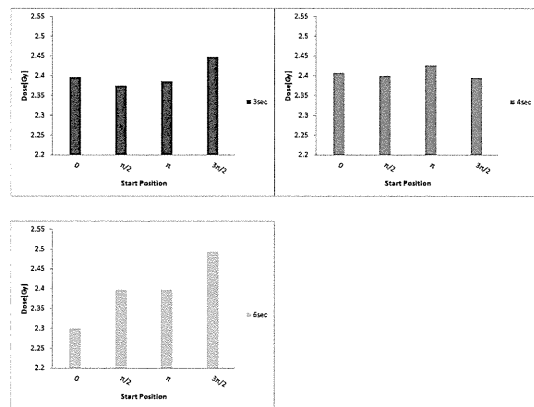


図 3. 1Arc における呼吸周期の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上 : 3 秒、右上: 4 秒、左下: 6 秒)

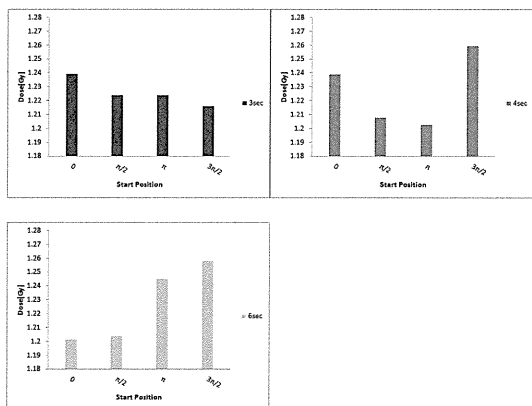


図 4. 2Arc Field 1 における呼吸周期の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上: 3 秒, 右上: 4 秒, 左下: 6 秒)

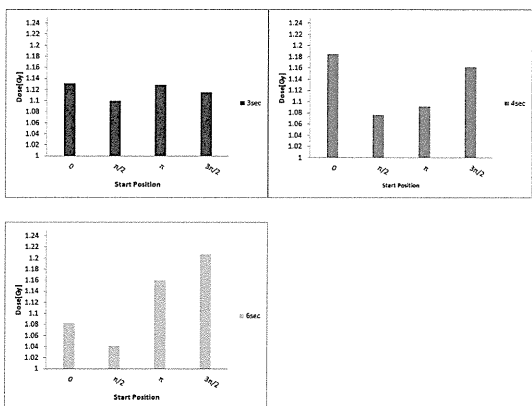


図 5. 2Arc Field 2 における呼吸周期の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上: 3 秒, 右上: 4 秒, 左下: 6 秒)

条件 B 腫瘍の振幅の変化による影響

腫瘍の振幅を変化させ、1 Arc と 2 Arc の Field 1、Field 2 の吸収線量と各照射開始時の位相との関係調べた。(図 6、7、8) 縦軸は腫瘍中心の線量、横軸は照射開始時の位相を示した。照射開始時の位相による腫瘍中心の線量の変化(変動係数)は、1 Arc の場合、腫瘍の振幅が 2mm で 0.5%、5mm で 1.0%、10mm で 0.6%であった。同様に 2 Arc の Field 1 では振幅が 2mm で 1.0%、5mm で 2.2%、10mm で 2.2%、2 Arc の Field 2 では、

2mm で 0.7%、5mm で 3.3%、10mm で 4.7%であった。1 Arc では変化は少なかったが、2 Arc の場合 Field 1 によって、線量の変化が大きくなった。今回の測定では、振幅を変更したため、それぞれ異なる計画を作成し使用した。しかし、すべての計画で Gantry の速度が一定 (4.8°/秒) で、周期も一定 (4 秒) であったことから、照射時間、呼吸数が変わらない状況であった。そのため吸収線量にばらつきが見られたのは、リーフ Motion の影響が大きいと考えた。

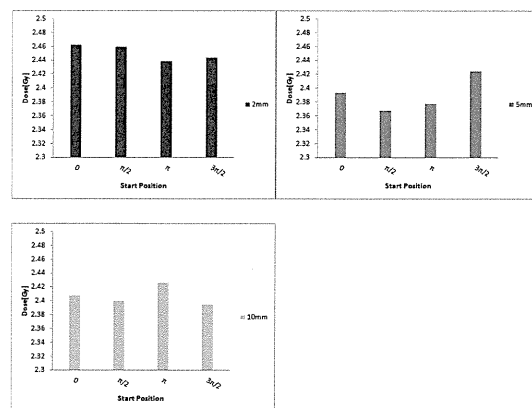


図 6. 1Arc における腫瘍の振幅の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上: 2mm, 右上: 5mm, 左下: 10mm)

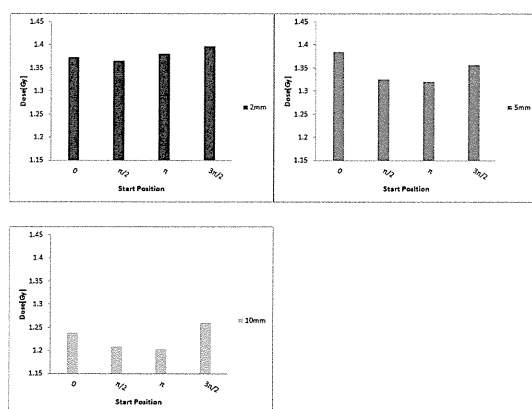


図 7. 2Arc Field 1 における腫瘍の振幅の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上: 2mm, 右上: 5mm, 左下: 10mm)

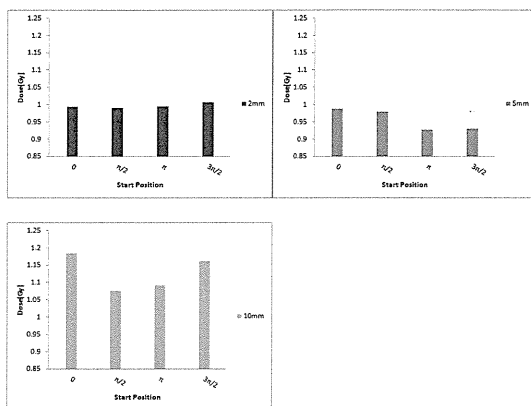


図 8. 2ArcField 2 における腫瘍の振幅の変化と腫瘍中心の吸収線量 (左上:2mm、右上:5mm、左下:10mm)

D. 考察

呼吸停止位置の変位と腫瘍中心の線量の関係は、固定 4 門、1 Arc はそれぞれ 0.5%、1.0%未満と安定していた。一方、2 Arc では、2つの Field とともに照射した場合は、1 Arc と同等の結果であったが、Field 毎に測定すると、測定値が 10%を超える場合があった。呼吸停止下で VMAT を行う場合、1 Arc であれば途中で照射が中断され、照射再開時の位置が多少ずれても線量の差は許容できる可能性があるが、2 Arc の場合、Field 毎の呼吸の停止位置毎の線量差が大きくなり、Field 1 と Field 2 を同じ呼吸停止位置で照射するとは限らず、PTV 内に過大線量と過小線量の部分が生じやすいことが予想された。本結果からは VMAT では 2 Arc よりも 1 Arc の方が腫瘍中心線量の差が小さいと考えられた。

照射開始時の呼吸位相と腫瘍中心の線量の関係は、呼吸周期が長い場合や腫瘍

の振幅が大きい場合には、腫瘍中心線量の差が大きくなった。

また、照射間の患者呼吸数の減少、リーフ Motion が複雑になると線量の変動を大きくするという報告がある。リーフ Motion の複雑さは一般的にはリーフ Speed によって変化する。本研究においても、照射時間、呼吸数が同一な状況でも、吸収線量にばらつきが見られたのは、計画が異なることによりリーフ Motion が異なることが原因と考えられた。したがって、照射時間、呼吸数が同一な状況においてリーフ Speed を変化させた場合の線量の変動がみられるか、また、呼吸数の変化によってリーフ Speed を変えることで線量の変動を小さくできるかを検討する必要があると考えられた。

E. 結論

本研究では、呼吸性移動を伴う胸部病変に対する VMAT の治療計画作成への基礎的データを得ることができた。今後、本研究で得られたデータを考慮し、適切な治療計画を検討していく予定である。

F. 研究発表

なし

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4次元に対応した線量再構成法
に関する研究
：静止ファントムによる検討

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：

強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy：VMAT）において照射時に生成されるログファイルを用いた Monte Carlo シミュレーションが報告されており、実測線量との良い一致が示されている。また、近年では肺などの比較的動きのある部位に対しても VMAT による治療が試みられており、Adaptive Radiation Therapy にむけて、治療計画装置上で患者に対する4次元の線量分布を再構成できることは、重要となってくる。本研究においては、VMAT 治療計画において経時的に変化する照射条件を反映させた線量計算をおこなえるように、照射時に生成される各種ログファイルから DICOM-RT ファイルを作成し、治療計画装置に取り込むことで、照射時の患者線量分布再構成を行なえるシステムを構築することを目的とする。

A. 研究目的

照射時に医用直線加速器（Linac）の制御装置から生成するログファイルを使用することで、治療計画装置上で経時的に照射条件の変化する VMAT の線量分布再構成をすることが可能となるシステムを構築する。

B. 研究方法

動きのある標的体積や危険臓器に対し動きの位相ごとに照射された角度を割り当てることを可能にするシステムを構築し静止ファントム上で確認を行なった。

1) VMAT 照射の固定多門照射への変換

治療計画装置上で VMAT 照射時の患者への線量分布の再構成をするに当た

り、まず、VMAT 治療計画を固定多門照射治療計画に置き換える方法を確認した。VMAT 治療計画は MLC Control Point(以下 CP)とよばれる最大178点の角度毎の線量制御点を利用して線量計算が行なわれている。この CP には架台角度に関連づけられた MLC 開度、線量配分、線量率、架台角度回転速度などが記載されている。この CP を用いて固定多門照射に変換した。変換における MU の配分方法は、①CP の制御点の記述のまま（PLAN-177）と、②制御点の線量比を隣り合う点の平均値を用いる（PLAN-178）2通りを検討した。①の場合最初の制御点の線量比配分は0となっているので、実質的には1門少ない

表 1. 線量分配比較

Gantry Position (degree)	Cumulative Dose Weight	Dose Weight	
		Control point	PLAN-177
181.0	0.0000	0.00000	0.00100
182.0	0.0020	0.00200	0.00295
184.1	0.0059	0.00390	0.00390
		⋮	
178.0	0.9979	0.00410	0.00310
179.0	1.0000	0.00210	0.00105

177 門の固定多門照射となる。(表 1) これら 2 通りの固定多門線量分布は元の VMAT 線量分布 (PLAN-ARC) と比較し、どちらがより一致するかを確認した。

2) ログファイルからの DICOM-RT ファイルの作成

VMAT 計画を Linac により照射をおこなうと、リニアックと MLC 制御装置には照射状況のログ(それぞれ Dynamic Treatment Log(DTL)と Dynalog)が記録される。DTL には 178 個の架台角度とその角度までの積算 MU 値が記録されており、これらの値を用いて、CP の架台角度にあてはまる線量配分を算出した。一方、Dynalog には 50msec ごとの架台角度と MLC 開度が記録されている。CP の架台角度にあてはまる MLC 開度を算出した。これらの値を使用し、1)で変換された固定多門照射計画

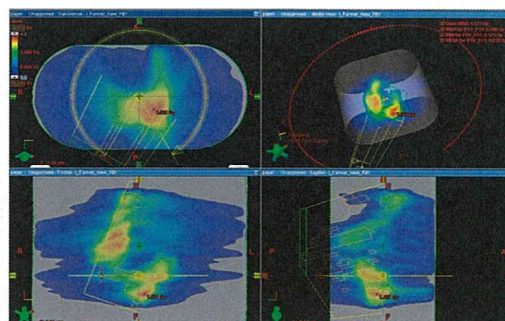


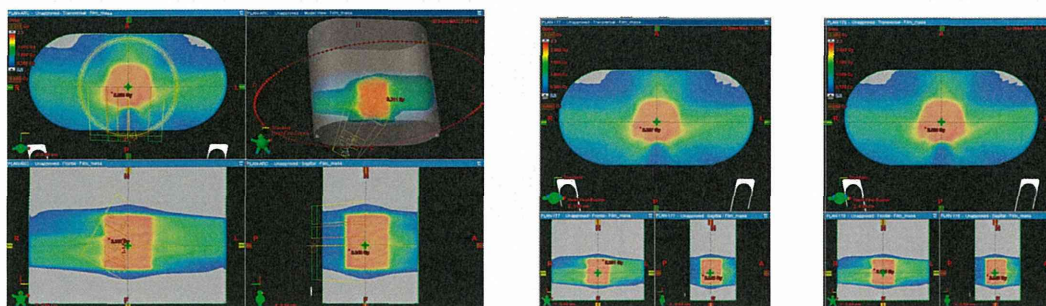
図 1. 全骨盤 VMAT 治療計画の線量分布
全骨盤に対する 2 アークの VMAT 治療計画の 1 アーク分の線量分布

の各門の値を置換した。これらの作業は、各種ログファイルから DICOM-RT 形式のファイルを作成する in-house ソフトウェアを作成しおこなった。得られた DICOM-RT ファイルを治療計画装置に読み込み線量計算をおこない、Film により測定された線量分布と比較し実際の線量分布を再構成することを確認した。確認は全骨盤 2 アーク VMAT プランの 1 アーク分で確認をおこなった。線量分布を図 1 に示す。Film の測定は横断面と冠状断面でそれぞれ 2 断面について行なった。

1)と 2) の線量分布の比較は処方線量の 10%以上の領域で、3mm/3%の criteria で Dose Difference (DD)、Distance to Agreement(DTA)、 γ 解析を用いておこなった。

(倫理面への配慮)

本研究は人体に対する照射などは行



①PLAN-ARC

② PLAN-177

③ PLAN-178

図 2. 線量分布比較

① 181° から 179° の 1 回転による VMAT 治療計画(PLAN-ARC)、②と③はそれぞれ PLAN-ARC の CP を用いて固定多門照射に変換した計画

表 2. 線量分布比較 (PLAN-ARC vs 固定多門照射)

dose difference

section	PLAN-177		PLAN-178	
	DD (%)	Pass Ratio (%)	DD (%)	Pass Ratio (%)
AXIAL	-0.45	100	-0.33	100
CORNAL	-0.20	100	-0.16	100
SAGITAL	-0.17	100	-0.20	100

distance to agreement

section	PLAN-177		PLAN-178	
	DTA (mm)	Pass Ratio (%)	DTA (mm)	Pass Ratio (%)
AXIAL	0.71	93.89	0.48	96.89
CORNAL	0.42	96.36	0.34	97.70
SAGITAL	0.40	96.32	0.37	96.75

gamma index

section	PLAN-177		PLAN-178	
	GAMMA	Pass Ratio (%)	GAMMA	Pass Ratio (%)
AXIAL	0.18	100.00	0.12	100.00
CORNAL	0.08	100.00	0.06	100.00
SAGITAL	0.09	100.00	0.07	100.00

なわず、水等価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) VMAT 照射の固定多門照射への変換

PLAN-ARC と①、②の方法で変換をした固定多門照射（PLAN-177、PLAN-178）との線量分布の比較を図 2 に示す。PLAN-ARC と固定多門照射との比較をおこない算出した DD、DTA、 γ 解析の結果を表 2 に示す。PLAN-ARC、PLAN-178、PLAN-178 のプランの最大線量は、順に 2.311Gy、2.315Gy、2.304Gy となった。

2) ログファイルから DICOM-RT ファイルの作成

ログファイルから作成した DICOM-RT ファイルを使用して治療計画装置にて線量分布計算を行なった結果（PLAN-Log）と Film との比

較を図 3 に示す。また DD、DTA、 γ 解析の結果を表 3 に示す。DD、 γ 解析はどの断面においても 97%以上の高い pass 率となった。一方 DTA は、90%前後の pass 率となった。

D. 考察

VMAT 計画を固定多門照射計画に変換する場合、本研究で確認を行なった 2 通りの方法はどちらも良い一致を示した。とくに、PLAN-178 は PLAN-177 と比較して、DD、DTA、 γ index いずれも高い一致を示した。そのため、VMAT 計画を固定多門照射に変換する場合、隣り合う CP の線量配分の平均値を使用するのがよい。また、ログファイルから DICOM-RT ファイルを作成し、線量計算を行なった結果は Film による実測の線量分布と高い線量の一致が確認された。DTA の pass 率が 90%前後になったのは低線量領域では線量勾配が穏やかなた

表 3 PLAN-Log vs. Film 線量分布比較解析

section	DD (%)	Pass Ratio (%)	DTA (mm)	Pass Ratio (%)	Gamma	Pass Ratio (%)
①Axial_F2	0.42	99.11	0.96	89.29	0.21	100.00
②Axial_H6	0.73	99.24	1.25	88.33	0.27	99.82
③Coronal_IC	0.48	98.74	0.88	92.69	0.27	99.82
④Coronal_P3	0.49	97.74	0.92	94.92	0.29	99.86

①Axial_F2、②Axial_H6 は Axial 断面でそれぞれアイソセンタから尾側に 2cm、頭側に 6cm の位置の断面である。また、③Coronal_IC、④Coronal_P3 は Coronal 断面でそれぞれアイソセンタ面と腹側に 3cm の位置の断面である。



①Axial_F2

②Axial_H6

③Coronal_IC

④Coronal_P3

図3 PLAN-Log と Film 測定による線量分布比較

①Axial_F2、②Axial_H6 は Axial 断面でそれぞれアイソセンタから尾側に 2cm、頭側に 6cm の位置の断面である。また、③Coronal_IC、④Coronal_P3 は Coronal 断面でそれぞれアイソセンタ面と腹側に 3cm の位置の断面である。実線が Log ファイルから算出した線量分布、破線が Film により測定で得られた線量分布である。実線と破線の十字はそれぞれの面での線量最大点を示し、最も内側にある線が 1.5Gy の線量を表し、外側に向かって 1.35Gy、1.2Gy、1.05Gy、0.90Gy、0.75Gy、0.60Gy、0.45Gy の等線量曲線を順に示している。

め、わずかな線量差であっても DTA の値は大きくなり易く、pass 率が低く抑えられてしまったためと考えられる。

C. 結論

本研究では経時的に変化をする標的に対する VMAT 照射を行なった際に、位相ごとの線量分布が計算できるように、VMAT 計画を固定多門照射に変換する方法を確認した。また、照射時に発生する各種のログファイルから DICOM-RT ファイルを作成し、線量再構成を行なった結果は Film による実測とよく一致し、照射時の Linac の出力を治療計画装置上で再現できていることが確認できた。

G. 研究発表

1. 論文発表
なし
2. 学会発表

Log file を使用した強度変調回転照射時のビームデリバリー確認法 第 104 回日本医学物理学会学術大会

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

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。画像誘導放射線治療の進歩により、照射位置精度は大きく向上している。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る線量を治療計画上で把握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4D-CT画像を用いたVMATの線量再構成法の確立を目的とする。

B. 研究方法

Varian社製のCLINAC 21 EX及びEclipse(Ver.10.0)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。線量再構成は、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。以下の

処理を行うことで、VMAT照射中における腫瘍の位置変化を線量計算に反映させた。はじめに、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(Fig.1)。固定多門照射への変換方法は同分担研究者である中島と同様の手法で、ログデータからガントリ角度、照射MU、多分割コリメータ(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。次に、治療計画用の4D-CT(GE社製Discovery PET/CT 600)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(Fig.2)。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。自由呼吸下(1呼吸4秒周期)のVMATを模擬したプランにおいて、照射開始時の位相を変化させて(Fig.3)実測を行い、線量再構成で得られる計算値と比較した。腫瘍は直線的な移動(Fig.4)で評価した。最後に、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(Film)との比較を行った。

C. 研究結果

各照射開始位相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±3%以内で一致し、照射開始位相の違いによる腫瘍の吸収線量の変化も同様な傾向が得られた。Case1では実測に対して-2.10%、Case2では-1.77%、Case3では-1.60%、Case4では-0.01%であった(Fig.5)。腫瘍を直線的に移動させた場合において、実測はVMATプランに対して線量勾配が全体的に平均化された線量プロファイルを示した。線量再構成で得られた線量プロファイルにおいても実測同様に平均化される傾向が見られた。Case1の結果をFig.6に示す。またCase1での線量分布の比較では、Dose Difference(DD 3%)の50%以上線量域の評価でVMATプラン vs.Filmで平均8.44%(絶対値評価)、線量再構成プラン vs.Filmで平均6.70%と1.74%の改善が確認された。次にDistance To Agreement(DTA 3mm)の評価ではVMATプラン vs.Filmで平均1.67mm、線量再構成プラン vs.

Filmで平均1.13mmと0.54mmの改善が確認された。GAMMA解析(3mm, 3%)ではPass RatioがVMATプラン vs.Filmで平均63.26%、線量再構成プラン vs.Filmで平均93.40%と30.15%の改善が確認された。これらの結果は他のCaseにおいても同様の傾向を示し、目視的にも実測との差異が改善された。Case1の結果をFig.7に示す。

D. 考察

結果より、腫瘍を直線的に移動させた場合の、線量再構成で得られた計算値と線量分布は、実際の照射を治療計画装置上で再現できていると言える。特に計算値は実測と良い一致を示している。しかし、線量分布の比較において、腫瘍の動きによる線量プロファイルの平均化は良く再現されているが、DD, DTA, GAMMA解析においては差異が認められる箇所もある。特にFilm中心部分においては、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起因するものと考えられる。これに対する改善は今後の検討課題としたい。また、次年度の目標として腫瘍の3次元的な動きにも対応できるようにシステムの構築を行いたい。

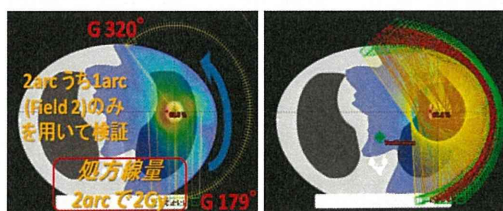


Fig.1 VMATプランと固定多門

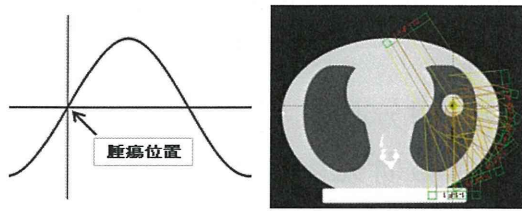


Fig.2 治療時の腫瘍位置と機器動作を計画装置上で再現させた線量計算の一例

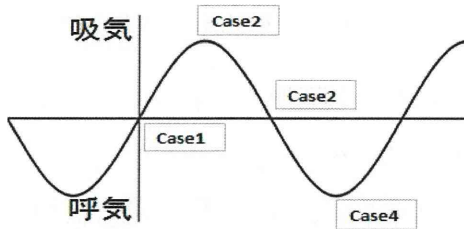


Fig.3 照射開始時の位相

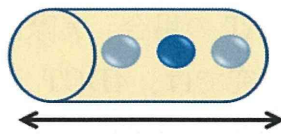


Fig.4 直線移動

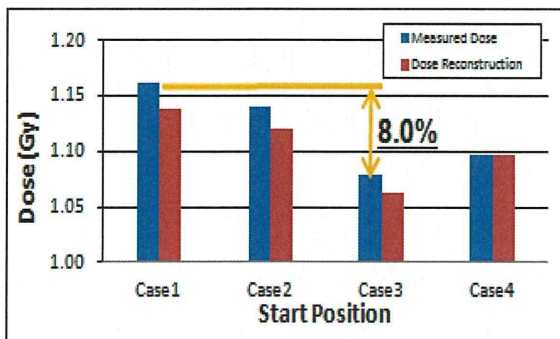


Fig.5 腫瘍を直線移動させた時の実測と線量再構成による線量の比較

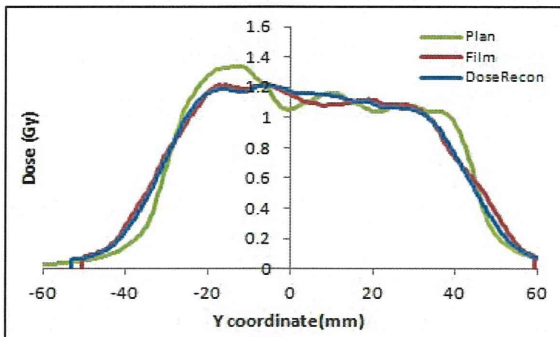


Fig.6 照射開始位相 Case1におけるアイソセンター面での体軸(Y)方向の線量プロファイル

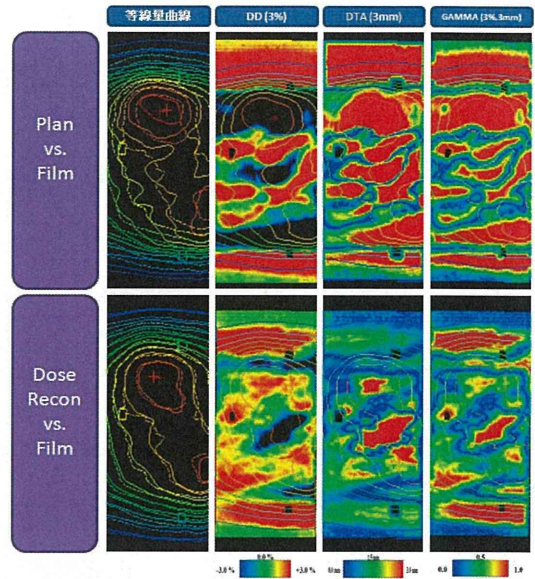


Fig.7 照射開始位相 Case1におけるアイソセンターでの矢状断面による線量分布の比較

E. 結論

本研究の 4D-CT を用いる手法により、機器動作と腫瘍動作を再現した VMAT の線量再構成を行うことが可能であった。今後さらに精度を向上させることで、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になる。

F. 研究発表

なし

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

胸部腫瘍の四次元 CT の位相分割数と
線量再構成精度に関する研究

研究分担者 北村 望 がん研究会有明病院 放射線治療部

研究要旨

近年、主に呼吸性の動きを伴う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 CT（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。呼吸性移動を伴う胸部腫瘍に対する放射線治療を行う場合、四次元 Computed Tomography（以下 4DCT）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。当院で使用している治療計画装置 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。線量再構成を行う際には、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、精度が悪くなる。反対に位相分割を多くした場合の問題点もある。使用する CT 画像の量が膨大になるため、画像の選択間違いなどのミスを引き起こす可能性が高くなることや、人やシステムに負担がかかることである。

本研究では、図 1 に示す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）（以下胸部動体ファントム）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。

本研究に用いた照射プランは架台角度が 320° から 179° に回転するプランであり、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 照射中のある架台角度における線量制御点のことである。

B. 研究方法

胸部動体ファントム (図 1) には、線量計を挿入することができる模擬腫瘍が付属されている。本研究では、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 30mm の模擬腫瘍を胸部ファントムの左肺に装填し、4DCT 撮影を行った。腫瘍の動きは頭尾方向に 10mm、周期 4sec の正弦波とした。

CT 装置から当院の Advantage Workstation (GE Healthcare 社製) に転送可能な画像枚数の上限が 2000 枚である。撮影範囲は模擬腫瘍を中心として転送可能な枚数となるように設定し、97.5mm とした。

Advantage Workstation にて呼吸周期を 20, 16, 10, 5, 3 分割とし、画像を放射線治療計画装置に転送した。

腫瘍を全周期でカバーする治療計画を 5 プラン立案した。この治療計画は模擬腫瘍の 95% に 2Gy となる 1arc の

VMAT 照射プランとした。エネルギー 6MV の X 線を用い、線量計算アルゴリズムには、analytical anisotropic algorithm (以下 AAA) を使用した。CP を位相分割数で等分に分け、各位相の CT 画像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。治療計画装置で各位相におけるピンポイント線量計の平均線量を合算し、その値を一回の照射で得られる線量とした。

照射開始位相は図 2 に示す 4 点のうち、最大呼気時とした。

位相分割数を、本研究で使用した Advantage Workstation の最大である 20 分割としたときの平均線量 (以下 $D_{20\text{phase}}$) に対するある位相分割における平均線量 (D_{phase}) の比を調べた。

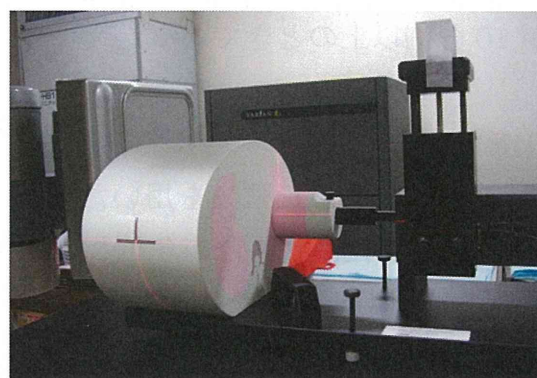


図 1. 胸部動体ファントム

C. 研究結果

照射開始位相は最大呼気時とし、位相分割数と $D_{20\text{phase}}$ に対する D_{phase} の比の関係を図 2 に示す。

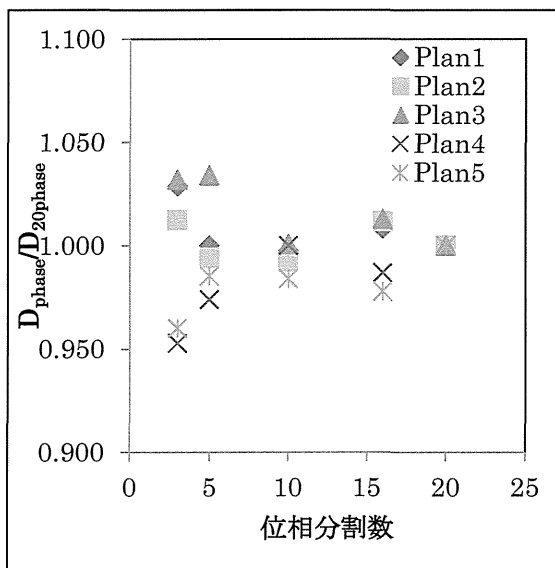


図 2 位相分割数と線量の関係

信頼水準を 95% としたとき、信頼区間が $\pm 3\%$ 以内になるのは、位相分割数が 10 分割以上のときであった。

D. 考察

今回の検討では正弦波を用いたため、位相を等分割した場合の各位相での腫瘍の移動距離は異なる。10 分割した場合の位相当りの腫瘍の最大移動量は、2.9mm であった。

しかし、この値は最大移動量であるため、動きのパターンを変化させた場合については更に検討を進める必要があると考えられる。

また、データ数を増やして信頼性を高める必要があると考えられる。

E. 結論

本研究に用いた正弦波で頭尾方向にのみ動く腫瘍の場合、照射開始位相が最大呼気時で、位相当りの腫瘍の最大移動量が 2.9mm 以内のとき、 $\pm 3\%$ 以内の精度で線量再構成を行えた。

F. 研究発表

『The threshold CT value difference in the deformed volume with good conformality』2012 ASTRO annual meeting

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

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期待される。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が重要である。本研究においては、VMAT照射中に電子画像照合装置（Electrical Portal Imaging Device; EPID）を用いての腫瘍位置を取得できるかを目的とする。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に用いた場合の問題点とその対処法について検討した。

A. 研究目的

呼吸性移動に伴って動く腫瘍に対して、VMAT照射中に撮像したEPID画像に正規化相互相関法を用いて解析することで腫瘍位置を確認出来るかを検討した。kV搭載のOn Board Imager（OBI）で腫瘍位置を追う方法に比べ、治療ビームを用いたEPID画像を使用することで、被曝線量を大幅に抑えられる利点がある。

B. 研究方法

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、固定前方照射・回転照射・VMAT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確認した。腫瘍の大きさなどによるコントラストの違いを見るために、腫瘍サイズは1cmと3cmのものを固定前方照射で使用した。回転照射やVMATでは腫瘍サイズ3cmのものを用了。VMAT照射に応用した場合の問題点を分けて考えられるよう、回転照射ではa)照射野を全開きで線量率も300MU/minに固定したプランと、b)照射野全開きで線量率がVMATプラン通りに変わるプランと2種類行った。最後にVMATプラン：1Arc（320°～179°）、照射野6×7cm²、349MUを照射した。

ファントムの呼吸設定は、振幅1cm・呼吸周期4秒のSin波形を用いた。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波を呼吸同期制御

装置（Real Position Management; RPM）の呼吸波形として用いた。

EPID画像から腫瘍位置を確認するため、正規化相互相関法を用いた。EPID画像にROIを設定し、連続する2枚の投影画像において正規化相互相関係数の最も近いところにROIが移動する。その位置を投影画像毎に書き出し位置の変動量を得た（トラッキング）。腫瘍位置変動とRPMの呼吸波形を比較し、ずれの相関係数と平均±標準偏差（mm）を求めた（固定照射）。

ROIの設定は、固定前方照射では、腫瘍サイズ1cmの場合は3×6～20×20pixelの範囲で、3cmの場合は3×6～70×70pixelの範囲で、回転照射では5×10～70×70pixel、VMAT照射では5×10～5×20pixelを用いた。（1pixel=0.784×0.784mm²）

ROIの設置位置は、画像間の腫瘍位置が検出しやすいよう腫瘍の辺縁に置いた。ROIの設置位置によって相違があるかも確認した。VMATに応用した際に、多分割絞り（Multi-leaf Collimator; MLC）によって腫瘍が隠れることが予測できるため、ROIサイズをどれくらいまで小さく設定できるかを確認した。

C. 研究結果

EPIDから求めた腫瘍位置変動とRPMの呼吸波形を比較した。腫瘍サイズ3cmの場合では、相関係数0.99以上の一致を示し、腫瘍サイズ1cmのようなコントラストが低い場合でも、相関係数0.97以上の一致を示した。ただし例外として、ROIを極端に

小さく (3×6pixel) 設定した場合の相関係数は 0.33 (腫瘍サイズ 1cm)、0.96 (腫瘍サイズ 3cm) とずれは大きかった (Table. 1、Fig. 1)。ROI の設置位置での相違を一番強い相関を示した ROI サイズ 5×10pixel で行った。ROI の設置位置の違いをみるために、腫瘍辺縁 4ヶ所に同サイズの ROI を設置した結果、コントラストがつく部分に設置すれば、ほとんど相違は見られなかった (Fig. 2)。

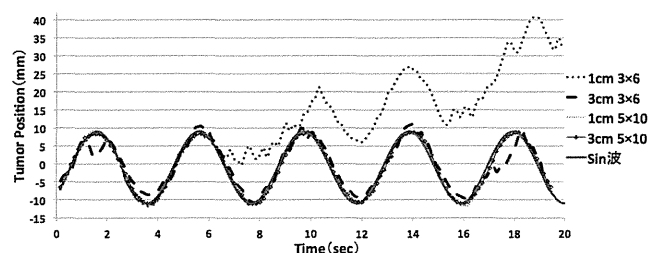


Fig. 1 ROI サイズによる相違。

Table. 1 腫瘍サイズ別、ROI サイズによる相違。

腫瘍径 (mm)	ROI サイズ (pixel)	相関係数	ずれ±標準偏差 (mm)
10	3×6	0.3384	13.23±12.23
10	5×10	0.9953	0.39±0.69
10	5×20	0.9748	-1.0±1.50
10	20×20	0.9805	-0.06±1.39
30	3×6	0.9622	-0.16±2.01
30	5×10	0.9978	-0.08±0.48
30	5×20	0.9915	-0.01±0.95
30	7×70	0.9953	-0.03±0.73
30	70×70	0.9933	-0.02±0.86

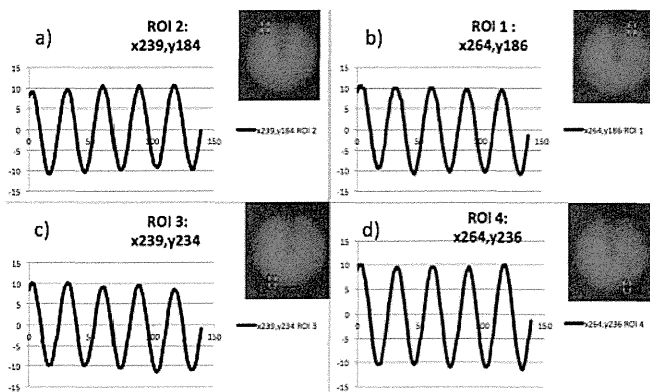


Fig. 2 ROI 設置位置の違い。腫瘍の a) 左上 ROI2・b) 右上 ROI1・c) 左下 ROI3・d) 右下 ROI4 に設置した。

回転照射 a) 線量率 300MU/min 固定の場合、寝台に附属する movable structural rail (Rail) や椎体との重なりがある場所以外では腫瘍を追っていた (Fig.3a)。b) 線量率変動した場合、上記に加えて線量率が変化することによって生じるラインアーチファクトなどによる影響が強くてた。相関係数は 0.0232、ずれの平均は -2.94±9.14mm だった。VMAT に応用していく場合、細かな MLC の動きよ

るアーチファクトも想定できるため、アーチファクトによる影響を軽減するために、画像処理を行った。画像処理は、照射野内の横方向の pixel のラインごとに、個々の画素値を Normalize し、さらに画像ごとに照射野内の画素値を Normalize した。画像処理なし (Fig. 3b-1) とあり (Fig. 3b-2) で比較した結果、画像処理を行った画像の方が、腫瘍の追従性は良好であった。相関係数は 0.9740、ずれの平均は -0.29±1.62mm だった。そのため、VMAT で得られた画像にも画像処理したものを用いた。また、画像処理を用いた EPID 画像をトラッキングに用いた場合、ROI サイズは 5×20pixel が適切であった。画像処理なしと画像処理ありのプロファイルを Fig. 4 に示す。

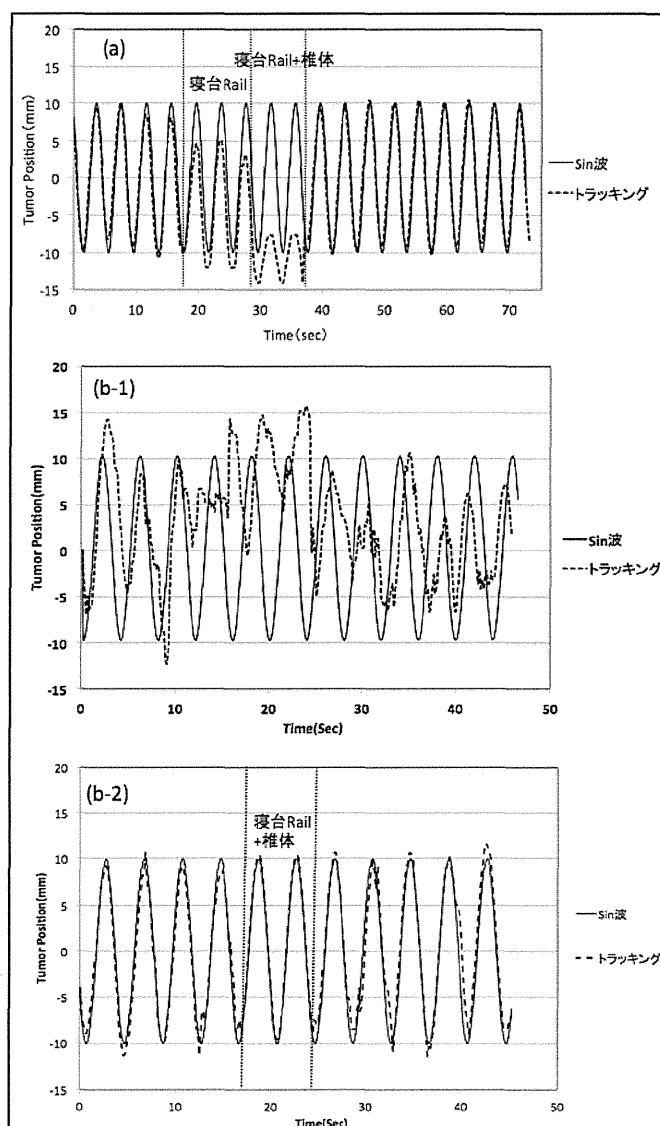


Fig. 3 回転照射における腫瘍位置。照射野 6×7cm² を使用した。(a) 線量率 300MU/min 固定、(b-1) 線量率 VMAT 通り変調、画像処理なし、(b-2) 線量率 VMAT 通り変調、画像処理あり。

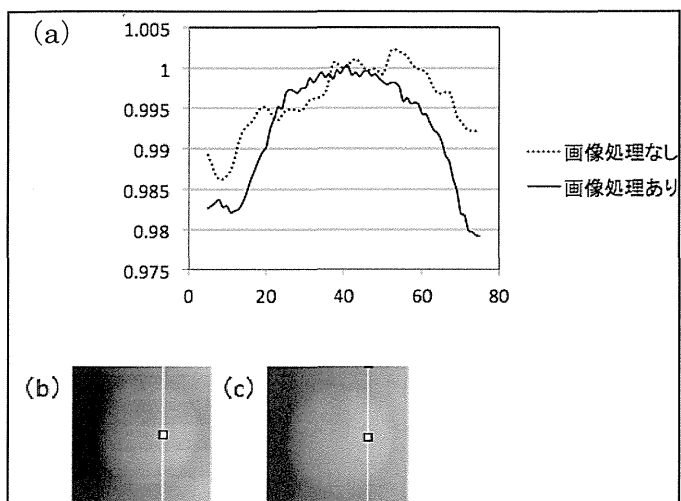


Fig. 4 回転照射における頭尾方向の画素値のプロファイル。
 (a) EPID 画像 (b) (c) の縦ラインのプロファイルを示す。
 中央値で正規化して表示。(b) 画像処理なし、(c) 画像処理あり。
 画像処理を行うことにより、横ラインのアーチファクトが軽減した。

VMAT 照射の場合、MLC が腫瘍にかかるころからうまくトラッキングできなかつた。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 が重なってしまった区間は 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 (Fig. 5)。RPM に置き換えていない部分の相関係数は 0.9624、ずれの平均は $0.47 \pm 1.99\text{mm}$ だった。

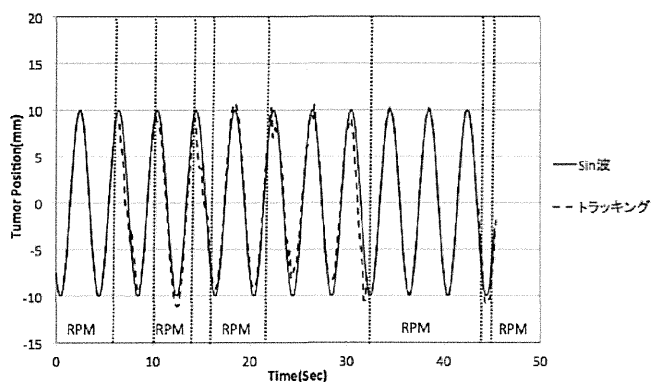


Fig. 5 VMAT 照射における腫瘍位置。
 MLC が重なる部位には RPM の位置移動量を ROI に置き換えて使用

D. 考察

本方法で行った正規化相互相関法での腫瘍位置の確認は、EPID 画像内の腫瘍コントラストに大きく影響を受ける。しかし、コントラストが低い腫瘍サイズ 1cm のような場合でも腫瘍位置を追うことができた。ただし、ROI の設置は最小で 5×10 pixel の大きさが必要である。腫瘍辺縁のどの場所に ROI を設置するのかわで移動量がかわるかを検討した結果、

辺縁でコントラストがつく場所なら大きな相違は見られなかつた。さらに VMAT に応用させるためには、線量率の変動や MLC の細かな動きによるアーチファクトを軽減させるための画像処理を施し寝台 Rail や椎体との重なりによるコントラストが低下してしまう部位では RPM 位置移動量を ROI に置き換えることによって、腫瘍位置を確認することができた。今後は複数の ROI を設置し、距離平均値を利用することができれば、腫瘍位置精度も向上し、RPM 利用部分を減少させられると考えている。また、実患者のデータを用いての検討も必要である。

E. 結論

EPID 画像を用いた正規化相互相関法を用いることで、被曝線量を抑えつつも腫瘍位置を追えるかを検討した。固定照射では高い相関を示し、回転照射や VMAT 照射においても腫瘍位置を追うことができた。ただし、寝台 Rail や椎体、MLC との重なりによってうまく追えないことがあつた。これらに対しては、ROI の設定を工夫し、画像処理をすることで改善でき、MLC によって腫瘍が隠れてしまう場合は RPM の位置情報を ROI に置き換えることで腫瘍位置を取得することができた。

F. 研究発表

1. 論文発表
 2. 学会発表
- 口述発表

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、
 To Acquire Tumor Position in Thorax Region accompany with Breathing Movement Using EPID Images、第105回日本医学物理学会学術大会、横浜市、2013年4月12日 (医学物理Vol.33 Sup.1・頁 p96・発行年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

Ⅲ 研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する一覧表レイアウト

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Hashimoto M, Uematsu M, Ito M, Hama Y, Inomata T, Fujii M, Nishio T, Nakamura N, Nakagawa K	Investigation of the feasibility of a simple method for verifying the motion of a binary multileaf collimator synchronized with the rotation of the gantry for helical tomotherapy	J. Appl. Clin. Med. Phys.	13(1)	27-43	2012
Matsunuma R, Oguchi M, Fujitake T, Matsunuma M, Sakai T, Kimura K, Moriyono H, Iijima K, Izumori A, Miyagi Y, Nishimura S, Makita M, Gomi N, Horii R, Akiyama F, Iwase T	Influence of lymphatic invasion on local regional recurrence following mastectomy: indication for postmastectomy radiotherapy for breast cancer patients with one to three positive nodes	Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.	83(3)	845-852	2012