

201313068B

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

呼吸移動を伴う胸部病変に対する先進的強度変調回転照射
に関する研究

平成24年度～25年度 総合研究報告書

研究代表者 橋本成世

平成26(2014)年 3月

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

呼吸移動を伴う胸部病変に対する先進的強度変調回転照射
に関する研究

平成24年度～25年度 総合研究報告書

研究代表者 橋本成世

平成26(2014)年 3月

目 次

I. 総合研究報告	
呼吸移動を伴う胸部病変に対する先進的強度変調回転照射に関する研究	3
橋本成世	
II. 研究成果の刊行に関する一覧表	13
III. 研究成果の刊行物・別刷	17

I 総合研究報告

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）
総合研究報告書

呼吸移動を伴う胸部病変に対する先進的強度変調回転照射
に関する研究

研究代表者 橋本 成世 がん研究会 有明病院 放射線治療部

研究要旨

高精度放射線治療法の1つである強度変調放射線治療(IMRT)は身体の様々な部位の治療に用いられつつある。呼吸によって移動する肺癌や悪性胸膜中皮腫においてもIMRTが使用されており、さらに強度変調回転照射(VMAT)を用いることで線量集中性の向上及び照射時間の短縮化等の利点が見出されている。しかし、呼吸移動を伴う部位にVMATを行う場合、治療時の呼吸状態によって投与線量が増減する。これは、治療機の機器動作と呼吸による体内臓器の動きが照射毎に異なることが主な原因である。そのため、日々の治療毎に投与線量が増減する可能性があるものの、実際に投与された線量を確認できる手法は確立されていない。またVMATプランによって機器動作が異なるため、投与線量の変化もVMATプランに依存すると考えられる。本研究では呼吸移動を伴う胸部病変において、VMATの最適な治療計画から日々の投与線量の評価までの一連の手法を開発し、システムを構築することを目的とする。

本研究は(1)治療計画・照射法に関する研究(2)VMATにおける腫瘍位置の検出に関する研究(3)VMATにおける4次元に対応した線量再構成法に関する研究の3項目から成り立つ。本研究により以下の成果を得た。(1)照射時の呼吸状態の変化により腫瘍に投与される線量は最大10%程度変化した。線量変化はリーフギャップ幅及び照射中に生じる呼吸回数に依存性を示した。アイソセンタの処方線量に対して最もばらつきが少ないVolume線量はPTVのD95線量であり処方線量の有力な候補として考えられた。(2)正規化相互相関を用いることにより、治療ビームで取得した電子照合画像装置(EPID)画像から腫瘍位置を求めることができた。VMAT照射では多分割コリメータと腫瘍が重なる状況が生じるが、RPM(Real-time position management) systemから得られる呼吸波形から腫瘍位置を予測することによって±1mm程度で腫瘍位置を求めることができた。EPID画像のフレーム毎にトラッキングに用いる関心領域を再配置させることによりRPM波形から腫瘍位置を予測する割合を減少させられると示唆された。(3)治療機器の動作記録であるログデータと4D-CT画像を用い、4次元に対応した線量再構成システムを構築した。(2)と(3)のシステムを統合することで実際の腫瘍位置を基にした4次元線量再構成システムを構築することができた。ファントム実験の結果、本システムは±2%以内の線量誤差で腫瘍の中心線量を求めることが可能であった。2次元線量分布においても線量誤差3%、位置誤差3mmを許容範囲としたガンマ解析のPass Rateは平均89.6%を示した。

研究分担者氏名・所属研究機関名及び所属研究機関における職名

小口正彦・がん研究会有明病院放射線治療部・部長

小塚拓洋・がん研究会有明病院放射線治療部・副部長

中島大・がん研究会有明病院放射線治療部・主任

伊藤康・がん研究会有明病院放射線治療部・主任

北村望・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

五月女達子・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

大友結子・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

上原隆三・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

松林史泰・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

高橋良・がん研究会有明病院放射線治療部・診療放射線技師

A. 研究目的

社会の急速な高齢化に伴いがん患者、特に高齢のがん患者が急増している。比較的治療の負担が少ないことから放射線治療を受ける患者数は飛躍的に増加している。特に強度変調放射線治療 (IMRT) は前立腺癌や頭頸部だけではなく呼吸性移動を伴う肺癌や悪性胸膜中皮腫でも線量分布の向上を認め臨床でも利用され始めている。さらに身体 360 度方向から照射が可能な強度変調回転照射 (VMAT) は、従来の IMRT よりも短時間で腫瘍に

線量を集中することが可能となり、胸部病変においても利点が見出されている。

VMAT はガントリ角度と多分割コリメータ (MLC) 及び線量率を連続的に変化させて治療を行う照射法である。肺等のように呼吸により腫瘍が移動する部位では呼吸抑制、息止め、呼吸同期といった手法を用いて腫瘍の動きに対応した治療を行う。いずれの手法も、照射時の腫瘍の位置を完全に一定にすることはできず、投与線量の誤差の原因となる。動きのある腫瘍に対して VMAT を行う場合には、このような誤差が特に顕著になり腫瘍に十分に放射線があたらないおそれがある。また、治療中の腫瘍あるいは体内臓器の動きを経時的に捉える方法は確立されておらず、治療中に腫瘍が動いた場合に患者体内においてどのような線量分布が形成されているかを知る方法は確立されていない。本研究では呼吸移動を伴う胸部病変において、VMAT の最適な治療計画から日々の投与線量の評価までの一連の手法を開発しシステムを構築することを目的とする。

本研究により従来以上に安全性が確保された高精度放射線治療が可能となり、治療効果の増加及び副作用発生頻度の低下が期待できる。悪性胸膜中皮腫に対する放射線治療では、致死的な放射線肺臓炎が問題となるが、悪性胸膜中皮腫の解析では症例数が限られている。呼吸性移動を伴う肺癌に対する放射線治療の知見は、同じ胸部の疾患である胸膜中皮腫にも有用と考えられる。そのため、本研究では、症例数の多い肺癌を主として解析した。

B. 研究方法

本研究は (1) 治療計画・照射法に関する研究、(2) VMAT における腫瘍位置の検出に関する研究、(3) VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究の大きな 3 つの研究項目から成り立つ。

(1) 治療計画・照射法に関する研究

最適な治療計画・照射法を決定するため、(a) 呼吸状態による投与線量の変化及び投与線量の変化に影響を与えるパラメータの検討、(b) VMAT 治療計画における処方線量及び線量制約の検討、(c) 適切な VMAT プランの検討を行った。各項目の検討方法は以下の通りである。

(a) 息止め下及び自由呼吸下の VMAT 照射を想定し、腫瘍の静止位置あるいは照射中の呼吸状態を変化させて投与線量の変化量を評価した。また、自由呼吸下の照射に対して投与線量の変化量と VMAT プランのパラメータの関係性を解析した。検討には様々な呼吸状態を模擬できる胸部動体ファントム (Model 008A; CIRS Inc., Norfolk, VA) を使用した。使用した腫瘍ファントムの直径は 3cm である。

(b) がん研究会有明病院にて過去に 3 次元照射 (3D-CRT) で治療を行った肺癌患者を対象とし、計画標的体積 (PTV)、肉眼的腫瘍体積 (GTV)、肺、脊髄、食道、の線量体積ヒストグラム (DVH) の解析を行った。PTV の解析により処方線量、肺野線量と有害事象の関係を調べることにより、肺における線量制約を検討した。

(c) 過去に 3D-CRT を行った症例に対し、ガントリ回転角度を変更した複数の VMAT プランを立案し、DVH 及び線量分布を比較することで適切な VMAT プランの検討を行った。

(2) VMAT における腫瘍位置の検出に関する研究

呼吸移動を伴う胸部病変において実際に投与された線量を評価するためには、VMAT 照射中の腫瘍位置を把握する必要がある。VMAT 照射中に電子照合画像装置 (EPID) を用いて画像を収集することで、治療中の腫瘍陰影を得ることができる。EPID 画像を連続収集し、腫瘍陰影の移動を関心領域 (ROI) でトラッキングすることで腫瘍位置を求められるソフトウェアを構築した。トラッキングには正規化相互相関を使用し、初期配置した ROI 座標の周囲を次フレームの EPID 画像において探索し、最も高い相関値を持つ位置に ROI が移動するという方法である。

VMAT は照射中に連続的に線量率に変化するために、EPID 画像を収集した際に特有のアーチファクトが生じる。腫瘍位置の検出に影響が生じるため、アーチファクト低減のための専用の画像フィルタを作成した。また、VMAT 照射は回転照射であるため、ガントリ角度によっては腫瘍と椎体あるいは寝台が重なってしまう。また、MLC が連続的に動くために腫瘍と MLC が重なる状況も生じる。このような状況ではトラッキング精度が低下するため、障害陰影が入るガントリ角度や相関値が低い場合、または MLC

が腫瘍と重なる状況においては RPM (Real-time position management) system から得られる呼吸波形を用いて腫瘍位置を予測させるようにした。

精度評価は、腫瘍を動かしながら撮影した胸部動体ファントムの EPID 画像を使用し、実際の腫瘍位置と本手法で得られた腫瘍位置を比較することで行った。EPID 画像は固定照射野を用いたガントリ固定の照射(固定照射)、固定照射野を用いたガントリ回転の照射(回転照射)及び VMAT 照射を用いて収集した。また、固定照射を用いた実患者の EPID 画像及び、VMAT 照射中に得られる実患者画像を模擬するため、動的な MLC パターンを仮想的に重ねあわせた画像に対しても腫瘍位置の検出を行った。使用した直線加速器は CLINAC 21 EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)、EPID は aS1000 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) である。EPID 画像の収集フレームレートは 10fps (frame per second) を用いた。

(3) VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究

線量再構成は VMAT 照射時の機器動作記録である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。本手法では、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るために以下の処理を行った。はじめに、回転照射である VMAT プランを固定多門照射に分割した。次に、治療計画用の 4D-CT 画像とログデータを用いて、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った。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させた。この処理により、腫瘍の呼吸移動を考慮した線量分布を再現することが可能となる。固定多門照射のプランは、本研究で開発した専用の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。

胸部動体ファントムを用い腫瘍の動きを変化させた複数の VMAT プランに対して線量再構成を行い精度評価した。頭尾方向のみの 2 次元の動き及び頭尾方向に加え腹背方向、左右方向にも動かした 3 次元動的な動きで腫瘍を動作させた。評価は腫瘍の中心線量と腫瘍の中心を通る 2 次元断面の線量分布を用いて行った。

(4) 線量再構成法と腫瘍位置検出法のシステム統合

腫瘍位置検出に用いる EPID 画像ファイルにはヘッダー情報として VMAT 照射時のガントリ角度の情報が記録されている。このガントリ角度情報と EPID 画像から得られる腫瘍位置情報、さらに実際の照射時の呼吸波形及びログデータの 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。(3) VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究と同一の VMAT プランを用いて線量再構成精度の評価を行った。

(倫理面への配慮)

4D-CTの撮影及び治療中のEPID画像の撮影に関してはがん研究会有明病院のIRBで承認を受けたプロトコールに従って患者への説明と同意を得て行われている。本研究においては実験動物に対する動物愛護上の配慮等への対応に対する問題は発生しない。また、本研究の実施において既存の医療用直線加速装置を利用するが、薬事法に触れる機器改造は伴わない。本研究の実施において、がん研究会有明病院で放射線治療を受けた患者のCTやMRI、PETなどの画像を用いることがあるが、そのデータについては個人情報情報をすべて削除する措置を講じる。

C. 研究結果

(1) 治療計画・照射法に関する研究

(a) 自由呼吸下の検討において、VMAT照射時の呼吸状態を変化させることによって同一プランを用いた場合でも最大10%程度の線量変動が生じた。呼吸停止下の照射においても、腫瘍位置の変異によって10%程度の投与線量の変動が生じた。自由呼吸下における呼吸状態による投与線量の変化は、VMATプランの平均リーフギャップ幅及びVMAT照射中に生じる呼吸回数に相関が認められた。平均リーフギャップ幅が広いほど、呼吸回数が多くなるほど線量の変化量は小さくなる傾向を示した。また、両パラメータを変数にとることで、投与線量の変化量を予測できる近似式を導出することが可能であった。

(b) 処方方法の検討においては、アイソセンタ線量とPTVの最大線量、平

均線量、D98、D95、D50、D2、GTVの最大線量、最小線量、平均線量、D98、D50、D2の比較を行った。PTVのD50の標準偏差が2.3%であり、最もばらつきが小さかった。また、アイソセンタにおける線量処方と比較して線量の平均値も2~3%程度高い程度であった。Gr2以上の肺臓炎と肺線量を基に同時化学放射線療法群、順次化学放射線療法群を合わせてCART法を用いて解析を行ったところ、Gr2以上の放射線肺臓炎のCut Off値はV5=47.8%、V10=40.2%、V20=34.9%、V30=27.4%、V40=25.1%、V50=19.9%、MLD=20Gyであった。

(c) ガントリ回転角度を変更したVMATプランを比較したところ、360°回転のVMATプランよりもガントリ回転角度に制限を与えた部分回転のVMATプランの方が正常肺に与える低線量をおさえることが可能であった。しかしながらPTVに対するconformityが低下してしまうため、homogeneity及びconformityを保ちつつ正常肺の線量を低下させることができる治療計画を更に検討していく必要がある。

(2) VMATにおける腫瘍位置の検出に関する研究

固定照射及び回転照射においては±1mm以内で腫瘍位置を検出することが可能であった。VMAT照射においても±1mm程度の誤差で腫瘍位置を求めることができた。また、実患者画像においても固定照射の場合には同程度の精度で腫瘍位置を求めることができた。動的なMLCパターンを仮想的に重ねあわせた

画像に対しては±5mm 程度の差が認められた。

(3) VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究

腫瘍の中心線量においては腫瘍の頭尾方向のみの動き及び頭尾方向に合わせて左右方向、腹背方向にも動かした腫瘍の動きに対しても±2%以内で実測と一致する結果が得られた。2 次元断面の線量分布では線量誤差 3%、位置誤差 3 mm を許容範囲としたガンマ解析において、腫瘍を頭尾方向のみに移動させたプランでは 90%以上の Pass Rate、頭尾方向及び左右方向に移動させたプランにおいても 88%以上の Pass Rate を示した。検討した全プランの平均 Pass Rate は 92.9%であった。

(4) 線量再構成法と腫瘍位置検出法のシステム統合

EPID 画像から検出した腫瘍位置を用いて線量再構成したところ、腫瘍の中心線量の測定では腫瘍の頭尾方向のみの動き及び頭尾方向に合わせて左右方向、腹背方向にも動かした腫瘍の動きに対しても±2%以内で実測と一致する結果が得られた。また、線量誤差 3%、位置誤差 3 mm を許容範囲としたガンマ解析における Pass Rate は平均 89.6%であり、実測と一致する線量再構成が行えていた。

D. 考察

(1) 治療計画・照射法に関する研究

平成 24 年度において呼吸状態の変化

による投与線量の変化量を評価し、平成 25 年度において変化量に関連するパラメータの検討をした。その結果、自由呼吸下の照射においては、同一 VMAT プランにおいても呼吸状態に応じて最大 8%程度生じる線量変化が 3%程度にまで減少する。また、同一の呼吸回数においても、VMAT プランによっては線量変化が 8%から 4%にまで変化することが分かった。これらの変化はリーフギャップ幅及び VMAT 照射中に生じる呼吸回数が強く影響しており、これらのパラメータを変数にとることで投与線量の変化量が求まる予測式を導くことが可能であると分かった。一般的に VMAT プランの平均リーフギャップ幅が広い場合には、回転原体照射に近くなるために平均リーフギャップ幅が狭い場合と比較して線量分布が不利になることが多い。患者の呼吸回数は個人によって変化するため、予測式を利用することで許容される投与線量の変化量を担保しつつ、かつ可能な限り有利な線量分布の作成が可能になると考える。現在用いられている治療計画装置では最適化計算時に呼吸回数やリーフギャップ幅の変数は取り入れられていないため、リーフギャップ幅を操作するには煩雑な作業が必要である。これらの変数を考慮した最適化計算が行える治療計画装置の開発を行うことで、本研究の結果を実臨床へ応用することができると考える。本研究で導いた予測式は腫瘍の大きさや照射野の大きさ等が限られた条件によるものである。研究期間内において、このような全てのパラメータを評価するまでに至っていないが、検討を進めることでよ

り一般化した予測式を導き出すことも可能だと考える。また、呼吸停止下における VMAT 照射においても同様な検討をすることで予測式を導きだせる可能性もある。

VMAT や IMRT などの治療計画では従来通りのアイソセンタ線量による処方では無く Volume 線量が用いられる。また最適化計算においては肺等のリスク臓器の線量制約が重要である。過去症例の検討から、アイソセンタ処方に対して PTV の D50 の安定性が良く、IMRT や VMAT の処方線量の有力な候補として考えられた。また Gr 2 以上の放射線肺臓炎のカットオフ値を導いた。VMAT プランの検討では使用するガントリ回転角度を変更することで、肺等の正常組織にあたる線量を抑えることができるが、conformity の低下が生じることが分かった。研究期間内において最適な治療計画法を導くには至っていないが、本研究で求めたカットオフ値を基にしてガントリ回転角度の設定等を今後検討していくことで、適切な VMAT 治療計画を導ける可能性があると考ええる。

(2) VMAT における腫瘍位置の検出に関する研究

平成 24 年度では EPID 画像に描出された腫瘍陰影をトラッキングできるシステムを構築し、平成 25 年度において VMAT 照射に適応できるシステムへの拡張を行った。その結果、VMAT 照射においても $\pm 1\text{mm}$ 程度の精度で腫瘍位置を求めることができた。本手法のような治療ビームを用いて腫瘍位置を検出する

以外にも On-board imager を用いて腫瘍位置を求める方法もある。この方法では MLC 等の障害陰影が写り込まないので腫瘍の位置を正確に求めやすい利点がある。しかしながら、本手法は余分な被曝を伴わずに腫瘍位置を求めることができるという特徴がある。問題点としては、MLC が腫瘍に重なるような状況において RPM 波形から間接的に腫瘍位置を予測させているので、実際の腫瘍位置と差が生じている可能性も否定できない点である。動的な MLC 照射野を用いた実患者画像において 5mm 程度の差が生じた原因にもこれが影響していると考えられる。

平成 25 年度において上記の問題を解決する方法の検討も行った。EPID 画像のフレーム毎に ROI を再配置させることで、MLC と ROI の重なりを可能な限り減少させるという手法である。単純な照射野を用いた場合には 1mm 程度の精度で腫瘍位置が検出できるところまでシステムの開発が進んだが、VMAT 照射の検討までは行うことができなかった。この手法が実現できれば、今以上の精度で VMAT 照射中の腫瘍位置を求めることができると考える。

(3) VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究

平成 24 年度において線量再構成システムの構築を行い、平成 25 年度において評価用ファントムを作成して線量再構成の精度評価を行った。腫瘍の 2 次元的な腫瘍の動きに加え 3 次元的な動きにおいても腫瘍の中心線量は $\pm 2\%$ 以内、2 次

元線量分布のガンマ解析 (3mm / 3%) においても平均 92.9%の Pass Rate を示し、実測と一致した結果を得ることができていることが分かった。

実患者に対して線量再構成を行う場合、腫瘍や肺の動きが直線的であれば 4D-CT 画像から腫瘍位置を求めて線量分布の合算を行うことで、同様の精度で投与線量の評価を行えると考えられる。しかしながら、実際には腫瘍や臓器は呼吸と共に変形を伴いながら動くことが予想される。近年、変形を伴う線量分布の合算には deformable registration が多く用いられている。平成 25 年度において deformable registration を用いて線量分布の合算を行ったところ 3%前後の線量差が生じると分かった。実患者に対して線量再構成を行い deformable registration で線量合算を行った場合、この程度の線量誤差が含まれる可能性があると考えられる。いずれにしても線量分布を合算した場合、完全に動きが予測できていないと合算に伴う誤差が生じる。精度の高い線量評価を行うには、合算前の位相毎に計算された線量分布を使用する、あるいは臓器の変形モデルを取り入れる等した精度の良い deformable registration アルゴリズムの開発が重要となると考える。

(4) 線量再構成法と腫瘍位置検出法のシステム統合

2 年間の研究期間で構築した (2) の腫瘍位置検出法及び、(3) の 4 次元線量再構成法のシステムを統合した。これにより、VMAT 照射時に EPID 画像を取得す

ることで、実際の腫瘍位置を基にした線量再構成を行うことが可能となった。精度評価の結果 (3) の VMAT における 4 次元に対応した線量再構成法に関する研究の結果と比較し、ガンマ解析 (3mm / 3%) の Pass Rate は平均 92.9%から 89.6%にわずかではあるが低下する傾向を示した。腫瘍位置以外は (3) の線量再構成と同一の手法を用いていることから、低下の原因は腫瘍位置の検出精度が影響していると考えられる。腫瘍位置検出精度を向上することで今以上に再構成精度を高めることができると考える。

E. 結論

呼吸状態による投与線量の変化に関連するパラメータを求めることができた。これにより事前に線量変化量を見積もることが可能だと分かった。4 次元に対応した線量再構成法の一連のシステムを構築し、ファントム実験において実測と一致する結果が得られていると確認できた。

本研究により、安全な高精度放射線治療の提供、実投与線量を基とした治療効果判定、放射線治療の技術水準の向上といった成果が期待できる。また、日々の患者投与線量を把握することにより、万が一投与線量に誤差が生じた場合においても、誤差の追及ができプランを修正することも可能になると考えられる。さらに、実際に投与された線量情報を利用した適応放射線治療 (adaptive radiotherapy) といった照射法についても、研究を発展させていくことが可能となると考える。

F. 健康危険情報

特になし

G. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 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).
- 2) Matsunuma R, Oguchi M, Fujikane T, Matsuura M, Sakai T, Kimura K, Morizono H, Iijima K, Izumori A, Miyagi Y, Nishimura S, Makita M, Gomi N, Horii R, Akiyama F, Iwase T. "Influence of lymphatic invasion on locoregional 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).
- 3) Tachibana H, Takahashi R. "Quantitative analysis of geometric information from an end-to-end examination of IMRT and VMAT using the optimal selection method," *Med. Phys.* 40(6), 061709, (2013).

2. 学会発表

- 1) Hashimoto M, Haga A, Takahashi R, Nakajima M, Hashimoto T, Saotome S, Sato T, Nakagawa K, Kozuka T, Oguchi M. "Verification of MLC position using electric portal imaging device during VMAT delivery," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 84(3) Supplement, S768-S769, (2012). (Presented at the 54th Annual Meeting of the American Society for Radiation Oncology, Boston, MA, USA, Oct 28-31, 2012)
- 2) Kitamura N, Murofushi K, Hashimoto M, Nakajima M, Matsubayashi F, Saotome S, Takahashi R, Eba J, Sato T, Oguchi M. "The threshold CT value difference in the deformed volume with good conformality," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 84(3) Supplement, S786, (2012). (Presented at the 54th Annual Meeting of the American Society for Radiation Oncology, Boston, MA, USA, Oct 28-31, 2012)
- 3) 中島大, 橋本成世, 北村望, 伊藤康, 伊藤裕志, 五月女達子, 佐藤智春, 小塚拓洋, 小口正彦. "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," *医学物理* 32 Sup.3, 277-278, (2012). 第 104 回日本医学物理学会学術大会, つくば市, 平成 24 年 9 月 14-15 日.
- 4) 橋本成世, 伊藤康, 中島大, 北村望,

- 五月女達子, 大友結子, 上原隆三, 小塚拓洋, 小口正彦. “VMAT における腫瘍の呼吸性移動を考慮した線量再構成,” 医学物理 33 Sup.1, 99, (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.
- 5) 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.
- 6) 橋本成世, 伊藤康, 中島大, 北村望, 五月女達子, 大友結子, 上原隆三, 高橋良, 松林史泰, 小塚拓洋, 小口正彦. “VMAT における腫瘍の呼吸性移動を考慮した線量再構成,” 医学物理 33 Sup.3, 136, (2013). 第 106 回日本医学物理学会学術大会, 吹田市, 平成 25 年 9 月 17-18 日.
- 7) Ito Y, Hashimoto M, Saotome S, Nakajima M, Otomo Y, Kitamura N, Uehara R, Kozuka T, Oguchi M. “Dose reconstruction in considering of respiratory motion of the target using 4D-CT in VMAT,” Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 87(2) Supplement, S721, (2013). (Presented at the 55th Annual Meeting of the American Society for Radiation Oncology, Atlanta, GA, USA, Sep 22-25, 2013)
- 8) 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制度に与える影響,” 第 41 回日本放射線技術学会秋季学術大会, 福岡市, 平成 25 年 10 月 17-19 日.
- 9) 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学術大会法文集, 161, (2013). 第 26 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 青森市, 平成 25 年 10 月 18-20 日.
- 10) 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学術大会法文集, 266, (2013). 第 26 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 青森市, 平成 25 年 10 月 18-20 日.
- 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

Ⅱ 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, Fujikane T, Matsunuma M, Sakai T, Kimura K, Moriyama H, Iijima K, Izumori A, Miyagi Y, Nishimura S, Makita M, Gomi N, Horii R, Akiyama F, Iwase T	Influence of lymphatic invasion on locoregional 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
Tachibana H, Takahashi R	Quantitative analysis of geometric information from an end-to-end examination of IMRT and VMAT using the optimal selection method	Med. Phys.	40(6)	061709	2013

Ⅲ 研究成果の刊行物・別刷

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

Masatoshi Hashimoto,^{1,2a} Masahiro Uematsu,² Makiko Ito,²
Yukihiro Hama,² Takayuki Inomata,³ Masahiro Fujii,⁴ Teiji Nishio,⁵
Naoki Nakamura,⁶ Keiichi Nakagawa¹

Division of Radiology and Biomedical Engineering,¹ Graduate School of Medicine, The University of Tokyo, Bunkyo-ku, Tokyo, Japan; Department of Radiology,² Tokyo Edogawa Cancer Center, Edogawa Hospital, Edogawa-ku, Tokyo, Japan; Department of Radiology,³ International University of Health and Welfare Atami Hospital, Atami-shi, Shizuoka, Japan; Department of Radiology,⁴ Shinshu University Hospital, Matsumoto-shi, Nagano, Japan; Particle Therapy Division,⁵ Research Center for Innovation Oncology, National Cancer Center Hospital East, Kashiwa-shi, Chiba, Japan; Department of Radiation Oncology,⁶ St. Luke's International Hospital, Chuo-ku, Tokyo, Japan
m_hashimoto@movie.ocn.ne.jp

Received 9 February, 2011; accepted 26 July, 2011

In this paper, we suggest a new method for verifying the motion of a binary multileaf collimator (MLC) in helical tomotherapy. For this we used a combination of a cylindrical scintillator and a general-purpose camcorder. The camcorder records the light from the scintillator following photon irradiation, which we use to track the motion of the binary MLC. The purpose of this study is to demonstrate the feasibility of this method as a binary MLC quality assurance (QA) tool. First, the verification was performed using a simple binary MLC pattern with a constant leaf open time; secondly, verification using the binary MLC pattern used in a clinical setting was also performed. Sinograms of simple binary MLC patterns, in which leaves that were open were detected as “open” from the measured light, define the sensitivity which, in this case, was 1.000. On the other hand, the specificity, which gives the fraction of closed leaves detected as “closed”, was 0.919. The leaf open error identified by our method was $-1.3 \pm 7.5\%$. The 68.6% of observed leaves were performed within $\pm 3\%$ relative error. The leaf open error was expressed by the relative errors calculated on the sinogram. In the clinical binary MLC pattern, the sensitivity and specificity were 0.994 and 0.997, respectively. The measurement could be performed with $-3.4 \pm 8.0\%$ leaf open error. The 77.5% of observed leaves were performed within $\pm 3\%$ relative error. With this method, we can easily verify the motion of the binary MLC, and the measurement unit developed was found to be an effective QA tool.

PACS numbers: 87.56.Fc, 87.56.nk

Key words: helical tomotherapy, verification, multileaf collimator, plastic scintillator

I. INTRODUCTION

The demand for the use of high-technology in radiation therapy is rapidly increasing. In order to concentrate the radiation dose in the tumor, the use of intensity-modulated radiation therapy (IMRT)⁽¹⁻⁴⁾ has become more widespread. With the technological advances made in IMRT, it has

^a Corresponding author: Masatoshi Hashimoto, Department of Radiology, Tokyo Edogawa Cancer Center, Edogawa Hospital, 2-14-18 Higashi Koiwa, Edogawa-ku, Tokyo 133-0052, Japan; phone: +81-3-3673-1221; fax: +81-3673-1229; email: m_hashimoto@movie.ocn.ne.jp

become possible to deliver more complex radiation fields to the target; however, simultaneous verification of the appropriateness of the radiation field also needs to be done. Verification using ion chambers and film is common, and these are well known quality assurance (QA) tools,⁽⁵⁾ but are basically used for measuring the cumulative dose or radiation field.

New IMRT methods using dynamic multileaf collimators (MLC)⁽⁶⁻⁹⁾ and helical tomotherapy (TomoTherapy Inc., Hi-Art, Madison, WI)⁽¹⁰⁻¹²⁾ have been developed and these are now used worldwide. In these methods, the MLC is moved during irradiation and, therefore, its motion must be very precisely controlled. To accurately measure the MLC motion, dynamic observations of it need to be made; however, commercial products⁽¹³⁻¹⁶⁾ for this are generally too expensive. Thus, it has been very difficult to perform such measurements in most treatment facilities or hospitals. Helical tomotherapy, composed of a small 6 MV linear accelerator rotating on a slip ring together with a binary MLC, enables us to deliver a complex dose distribution. The motion pattern of the binary MLC needs to be synchronized with the rotation of the gantry. However, a tool for measuring such motion has not been readily available.

To address this shortcoming, we used a cylindrical plastic scintillator for measuring dose. The classical way of taking measurements with a scintillator is to use a photomultiplier tube (PMT) attached to the scintillator in a light-proof box.⁽¹⁷⁾ Furthermore, Beddar et al.^(18,19) reported that it is possible to measure high-energy photons and electrons with the detector made of the PMT attached with optical fibers. More recently, built-in charge-coupled device (CCD) cameras and optical fibers have been used.^(20,21) Special skills and knowledge are required to build these units. We have developed a similar method that is much simpler to implement. In our method, we use a general-purpose camcorder instead of a CCD unit. The camcorder is used to record the light image from the scintillator. This method has previously been used for measuring the range of proton and carbon particles and also for QA in brachytherapy and diagnostic computed tomography.⁽²²⁻³⁰⁾ We investigated combining these simple devices to measure a complex IMRT field, and also examined the feasibility of using this as a tomotherapy QA technique.

II. MATERIALS AND METHODS

A. System setup for measurement

The scintillator used was a cylindrical plastic scintillator (20 cm in diameter by 10 cm in length, Rexion Components, Inc., RP-400, Beachwood, OH), composed of H and C only, with a density of 1.302 g/cm³. The benefits of plastic scintillators are that they have quicker rise times and shorter decay times than inorganic scintillators. The refractive index was 1.58, the rise time, 0.9 nsec, and the decay time, 2.4 nsec.

Figure 1 shows the measurement setup. The plastic scintillator was placed in a helical tomotherapy gantry so that the center of the scintillator was aligned to the isocenter of the gantry. Megavoltage computed tomography (MVCT) was used to precisely position the scintillator. A camcorder (Sony corp., HDR-HC7, Tokyo) was set at a distance of 100 cm from the isocenter. The camcorder was connected to a personal computer through an IEEE cable, and the scintillation light was recorded as 8-bit gray scale, 640 × 480 resolution images at 29.97 frames per second (fps). It was previously found that recording an 8-bit gray scale image would be sufficient for this QA feasibility study.⁽²³⁻²⁵⁾ Other settings (e.g., zoom, focus, and sensitivity) were left unchanged. During recording, the room was made as dark as possible. At 29.97 fps, an image can be taken every 33 msec. Under these conditions, our system was able to detect the light and to verify the dynamic motion of the binary MLC and the motion of the rotating gantry. The detected light was converted into image datasets for each and every frame and used for analysis.

Due to the geometrical limitations of the 20 cm diameter scintillator, it was possible to monitor the radiation field only from leaf number 18 to leaf number 47. Figure 2(a) shows the image from the scintillator of a 6 MV X-ray collimated radiation field of 2.5 cm × 10 cm.

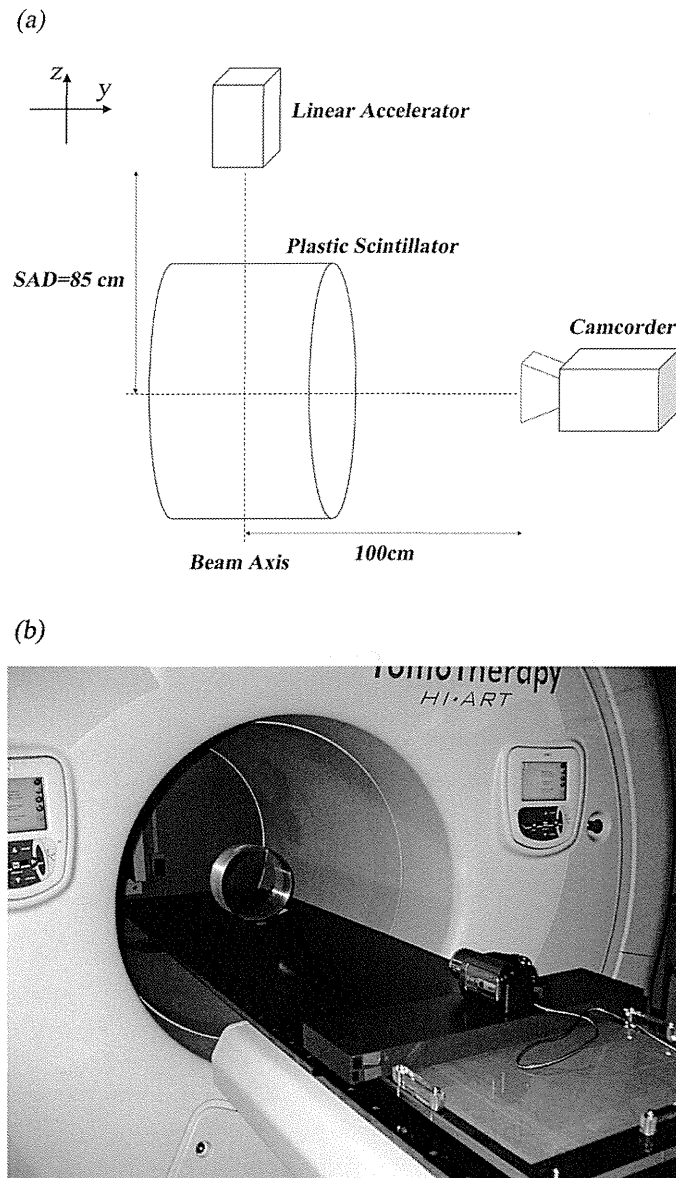


FIG. 1. Schematic (a) and photograph (b) of the measurement setup. The center of the plastic scintillator is irradiated with X-rays. The coordinate system follows the Left-hand coordinate system. SAD in this figure stands for the source-axis distance.

Figure 2(b) shows the image with the even number collimators opened. For measurement of the light, regions of interest (ROI) of 5×5 pixels ($1 \text{ pixel} = 0.468 \times 0.468 \text{ mm}^2$) have been placed on each area corresponding to each leaf number in the image. The average pixel value in the j th ROI of the i th frame is defined as $q_{\text{raw},ji}$, and the quantity of the light detected in each frame was calculated by subtracting the background value, BG, from $q_{\text{raw},ji}$ in each ROI:

$$q_{ji} \text{ (pixel value)} = q_{\text{raw},ji} - \text{BG} \quad (1)$$