「画像誘導放射線治療（IGRT）の基礎」

草加市立病院
鈴木　健太

1. はじめに

がん治療において重要な位置付けにある放射線治療。近年では強度変調放射線治療（IMRT）や定位放射線治療（SRT）に代表される、高精度な放射線治療の需要が高まっている。その高精度放射線治療を支える技術として、画像誘導放射線治療（Image Guided Radiation Therapy；IGRT）がある。IGRT とは、2 方向以上の X 線画像や cone beam computed tomography（以下、CBCT）などを用いて治療時の患者位置情報を取得し、治療計画に可能な限り近づけて照射する照合技術のことを指す。IGRT は従来の照合法と比べ、飛躍的に照射精度を高め、現在の放射線治療に不可欠なものとなっている。

本稿では、IGRT の基礎として、IGRT の有用性や補正法・IGRT ガイドラインと TG142・QA/QC について述べる。

2. IGRT の有用性

IGRT の有用性を説明するために、従来の位置合わせと比較して、IGRT の位置合わせの流れを説明し、その有用性を述べる。

従来は、リニアックグラフィ（Linac Graphy；LG）を撮影し、基準画像となる CT 再構成シミュレーション画像（Digital Reconstructed Radiograph；DRR）との照合を行い、補正した位置で皮膚マーキングを行う。以降、照射室レーザーと皮膚マーカーが一致するようセットアップすることになる。そこで問題となるのが、位置合わせの情報が皮膚マーカーのみで、照射室レーザーと皮膚マーカーが一致していても、呼吸性移動や膀胱の充満度、直腸の残渣やガスの有無などによってターゲットの位置に変動があること。またそれを考慮するために、照射野の拡大が避けられず、結果として正常組織への被ばくの増大につながる。

一方、IGRT による位置合わせでは、皮膚マーカーと照射室レーザーが一致するように並進や回転の補正を行う。次に治療直前の 2D や 3D 撮影により得られた骨情報や金属マーカー・軟部情報などの患者位置情報を取得することで、ターゲットや周辺臓器の位置を確認することができ、正確な照射が可能である。また、Zelefsky らは前立腺がん患者 186 人に対して fiducial marker を用いた CBCT による IGRT を実施し、同様の条件下で照射した前立腺がん患者 190 人に対し、IGRT を行わなかった場合との晩期有害事象を比較した結果、IGRT を実施することで大幅な晩期有害事象の改善がみられたと報告している[1)]。

3. IGRT の補正法

IGRT により照射位置精度を検証し補正する方法には、大別して 2 つある。その説明図を図 1 に示した。横軸に治療回数、縦軸に誤差量、丸印は撮影の行為を示す。

online 補正は照射前に毎回画像を取得し、位置照合および補正をすることで後述する系統誤差（Systematic error）や偶然誤差（Random error）を補正することができる。offline 補正は複数回撮影した情報から補正量を推定し、補正するといった補正法である。offline 補正は Systematic error のみを補正対象とするが、撮影頻度が低いため被ばく線量が少ないというメリットがある。この補正法の一つに eNAL 法がある[2)]。これは放射線治療初期の位置照合結果から Systematic error を算出し、その後、週 1 回の頻度で撮影し、施設で設定した許容値以上の補正を要した際にアクショ

ンを起こす補正法である。

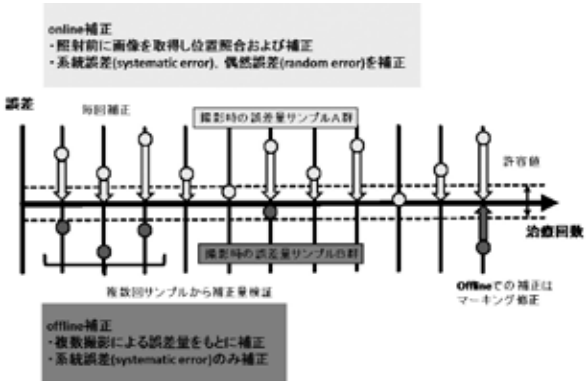


図１　IGRT における補正法

4. Systematic error と Random error

前項で述べたように、患者位置誤差には Systematic error と Random error があり、online 補正や offline 補正は対象とする誤差がそれぞれ異なる。

Systematic error とは、サンプルの偏位や変動の平均値のことで、偏りを指す。Systematic error は高い正確度が求められ、図２のように確率密度分布の平均値と基準値との差が小さいことが、正確度が高く、Systematic error が小さいといえる。Random error はサンプルの偏位の変動の標準偏差で、ばらつきを指す。Random error は高い精度が求められ、確率密度分布の幅がより狭いことが、精度が高い、つまり、Random error が小さいといえる。

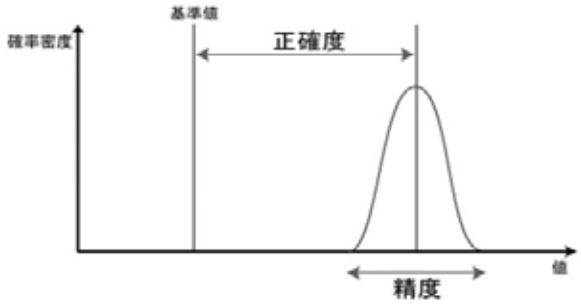


図２　正確度と精度

そこで臨床における Systematic error は DRR を基準とした際に治療コースを通して、特定の傾向をもつズレのことをいう。これは図３左のように線量分布をシフトさせ、意図しない線量の低下を招く。この誤差の要因は患者起因と装置起因とがあり、IGRT では患者起因のズレを対象にしている。装置関連の要因は QA で管理することになる。これに対して、Random error は特定の傾向をもたないズレを指し、図３右のように辺縁部にボケをもたらす。要因は患者の精神状態や身体状態、固定法によるもので、これは IGRT では補正しかねるため、重要なのは部位別、固定具別にデータを蓄積して傾向を把握することになる。

IGRT ではこれらの誤差のうち、Systematic error を積極的に抑えることを目標としている。

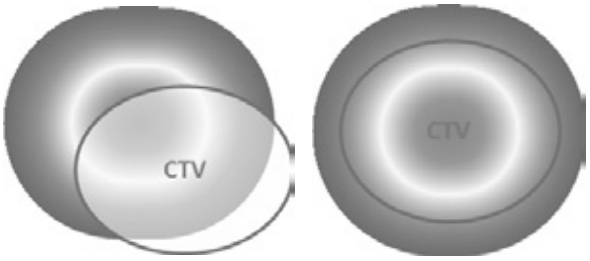


図３　Systematic error と Random error

5. IGRT 関連のエラー事例

IGRT は高精度な放射線治療を支えることで治療成績を高め有害事象を抑えることを可能にしたが、正しい知識と管理のもとで行わなければならない。IMRT や SRT では高線量をターゲットに限局して照射するために勾配の強い吸収線量分布を作る。したがって、位置誤差の管理が非常に重要であるが、誤った IGRT の実施によっては意図しない位置誤差を発生させ、有害事象のリスクを急激に高める危険性をはらんでいる。

IGRT に関する実際に起きたエラーの原因としては、操作者の人為的なミスのほか、品質管理体制の欠如によるものが半数を占めるという調査結果がある[3)]。例えば、kV image の画像中心が１週間で 1mm 変位していた事例、CBCT において照射系座標中心と照合系画像中心にズレが生じていたことなどが挙げられており、日ごろの精度管理の重要性がこれらの事例から示されている。

6. IGRT ガイドラインと TG142

IGRT を安全に臨床導入するために関係する 3 学術団体（日本医学物理学会、日本放射線技術学会、日本放射線腫瘍学会）の協議により「画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン」（IGRT ガイドライン）が策定された。このガイドラインは、IGRT の定義や IGRT を行う上での機器や人員の要件を明記し、必要な QA/QC について述べられている。また、IGRT に関する手法と機器の精度管理に関する指針が策定されており、実際の IGRT の精度管理が IGRT ガイドラインに沿って行われているとともに、公開可能な実施記録と精度管理に係る記録が保存されなければならないとあり、国内外の文献などを参考に、下記の項目の品質が保証されるよう各施設で独自の QA/QC プログラムを作成することを推奨している[4]。

a）レーザー照準器の位置精度に関する項目
b）位置照合装置の位置精度に関する項目
c）位置照合装置と放射線照射装置の両座標系の整合性に関する項目
d）位置照合装置の機械的接触防止インターロックに関する項目
e）位置照合装置の画質に関する項目
f）位置照合装置の被ばく線量に関する項目
g）位置照合解析ソフトウェアに関する項目
h）治療寝台移動の位置精度に関する項目
i）位置照合装置と放射線治療管理システムとの通信の信頼性に関する項目

IGRT ガイドラインの他にも、米国医学物理学会（American Association of Physicists in Medicine；AAPM）から、タスクグループレポート 142（TG142）が発行されている。このレポートは、近年の放射線治療技術に対応した放射線治療装置の精度管理プログラムについての勧告である。これまで国内でも広く参考とされてきた医療用直線加速器の QA についての勧告（AAPM TG40）を更新し、新しい付属の照射技術だけでなく、IGRT には欠かせない撮像装置についての勧告が付け加えられている[5]。次項にこれらガイドラインやレポートに挙げられている IGRT における QA/QC について一部述べる。

7. IGRT における QA/QC

7-1 レーザーの位置精度

放射線治療やその QA/QC を行う上で、それらの精度に大きく影響を及ぼす因子として、レーザー照準器の位置精度が挙げられる。レーザー照準器は、CT シミュレータ室や X 線シミュレータ室、リニアック室などで用いられ、その照準点は座標系の中で経時的変化をきたしやすい。つまり、レーザー照準器の位置精度管理がおろそかであると、その施設の放射線治療そのものの品質保証が疑われることとなる。放射線治療においてアイソセンタを定義する際、Mechanical isocenter と Radiation isocenter の 2 つについて考えなければならない。Mechanical isocenter とは、ガントリ回転・コリメータ回転・寝台回転の中心は正確には一致せず、ある微小空間の中でそれぞれの回転中心が存在するため、それらの重心によって定義される。Radiation isocenter とは、ガントリスポークショットやコリメータスポークショット、また後述する Winston-Lutz test などで求めた放射線照射野中心を指す。そして照射室レーザーはこれら 2 つのアイソセンタのどちらか一方に一致するよう調整する必要があり、Mechanical isocenter と Radiation isocenter どちらを基準とするかは各施設、あるいはリニアックの仕様などで異なる。Mechanical isocenter を確認するための器具にフロントポインタがあり、各メーカーで先端形状や特徴は異なるが、このフロントポインタを用いた照射室レーザーの合わせこみが一般的である。

7-2 照合系、照射系の一致性

IGRT では、Mechanical isocenter や Radiation isocenter のような照射系座標中心と照射室レーザーとの一致のほかに、照合系座標中心について

考える必要がある。特に、ガントリーに画像誘導装置が搭載されている放射線治療装置において、アームのたわみや、アームを伸展させることで、ガントリー自体の重心の変化が生じることにより、照射系座標中心と照合系座標中心が一致しないことが起こる。それは照合結果以上の位置ズレの危険性をはらむことになる。またIGRTでは照射系座標中心と照合系座標中心・照射室レーザーを含めた3座標の中心位置が許容値以内で調整されている必要がある。例えば、IGRTガイドラインで求められているIMRTやSRTの各座標中心間の一致度の精度は1mm以内とされている。また、TG142ではSRTにおいて、月毎のQAではレーザー位置を1mm未満とし、照合系・照射系座標の一致を1mm以下としている。これらを達成するための具体的な手法としては、照射室レーザー照準点を照射系座標中心に一致させ、次に照射室レーザー照準器を利用して、照合系座標中心を照射系座標中心に一致させる。この両座標系の幾何学的位置誤差が最小となるようなコミッショニングとQA/QCを実施する。その手法の一つにWinston-Lutz testという試験法がある。これは照射室レーザー中心上に配置した金属球をMVで撮影し、撮影した照射野と金属球の位置座標から、一致度を確認する試験である。視覚的に評価する方法ではWW/WLによって評価が困難であるため、画像解析ソフトウエアを用いて、定量的に照射野に対する金属球の中心座標を解析する方法を推奨する。

受け入れ試験やコミッショニング時にベンダー側とよく話し合い、必要とする精度での調整が、その後の当該施設の放射線治療の質を担保することにつながる。

7-3 End to end test

IGRTは、レーザーの位置精度・撮影における誤差・位置照合における解析誤差・解析後の治療寝台動作における誤差など、複数の機器が関係し、複雑な過程からなる。つまりIGRTの照射位置精度はこれらの動作精度の合算となる。この過程の誤差を包括的に評価する試験をEnd to end testという。各過程での誤差としては検出できないが、ある過程で発生した誤差が全体の誤差に対してどれだけ影響するかを把握する手段である。

End to end testの手順を図4に示した。①PentaGuideやキューブファントムのような罫書のあるファントム中心と照射室レーザーを合わせてアイソセンタに配置する。②既知量分寝台を中心から移動させる。③オフセンター位置で2Dもしくは3D撮影を行い、ファントム中心とアイソセンタが一致している基準画像との照合を行い、治療寝台の補正量を求める。補正量を放射線治療装置に転送し、ファントム位置の修正を行う。④最終的な結果としてファントム中心と照射室レーザーが一致しているか確認する。

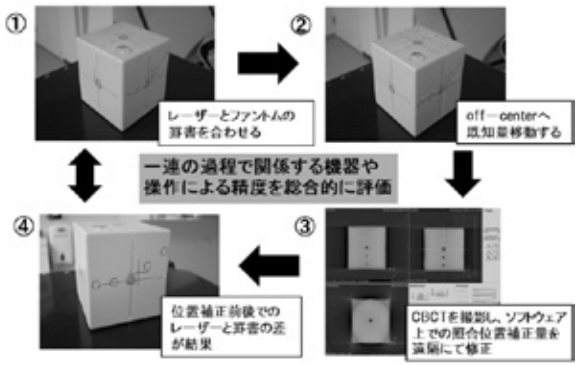


図4　End to end testの流れ

7-4 IGRT関連の被ばく線量

TG142では、毎年の精度管理項目に放射線画像（平面MV画像・平面kV画像・CBCT）に関わる被ばく線量を挙げている。また、AAPM Task Group 75では、IGRTにおけるモダリティー別の被ばく線量に関するレポートが発行されている[6)]。

他にも被ばく線量に関する報告は多数ある。本来kVにおける被ばく線量は、kV領域の空気カーマ校正定数が与えられた電離箱線量計から間接的に吸収線量を求める。しかし、河野らは放射線治療用のリファレンス線量計を用いて、直接的にkVのCBCTの水吸収線量を評価する方法を

確立した。算出式は治療用の水吸収線量校正定数とkV用の線質変換係数をモンテカルロ法で求めた値を用いている[7]。重要なのは、施設で設けた基準値から外れていないか、そしてIGRT関連の被ばく線量を把握するという点である。

8. 最後に

撮像装置搭載のリニアックが広く普及され、多くの施設でIGRTが行われている状況の中、現場に求められるのは、IGRTシステムが正常に動作し、正しい理解の下で使用することにある。そのためには精度管理の重要性はいうまでもなく、それを計画的に、また継続して実施できるような体制が重要であるといえる。

参考文献

1) Zelefsky MJ et al.：Improved clinical outcomes with high-dose image guided radiograpy compared with non-IGRT for the treatment of clinically localized prostate cancer, Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2012, 84, 125-9
2) de Boer HC, Heijmen BJ：an extension of the NAL setup correction protocol for effective use of weekly follow-up measurements, Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2007, 67, 1586-95
3) 岡本裕之（監），黒岡将彦，宮浦和徳，脇田明尚，遠山尚紀，熊崎祐．詳説 放射線治療の精度管理と測定技術．2012; 中外医学社
4) 日本医学物理学会QA/QC委員会：画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン（略称：IGRTガイドライン）．2010
5) Eric E. Klein, et al.：AAPM Task Group 142 report：Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics, Vol. 36, No. 9, September 2009
6) Martin J. Murphy, et al.：AAPM Task Group 75 report：The management of imaging dose during image-guided radiotherapy. Medical Physics, Vol. 34, No. 9, 4041-4063, 2007
7) 河野友宏：画像誘導放射線治療におけるkV-cone beam CTの被ばく線量の評価．日本放射線技術学会誌 Vol. 69 No. 7 Jul 2013

「リニアックのIGRT」
～当院における前立腺癌IGRTについて～

新久喜総合病院
荒川　翼

1. はじめに

近年の医療技術の進歩は目まぐるしく変化しており、放射線治療の分野においても同様である。特に、放射線治療は画像誘導放射線治療（Image guided radiation therapy：IGRT）が導入されたことで、強度放射線治療（Intensity modulated radiotherapy：IMRT）や定位放射線治療（Stereotactic radiotherapy：SRT）といった高精度な照射が可能となった。そのような変化の中で、私たち放射線治療に携わる診療放射線技師は以前より多くの知識・技術を求められることから、今回のIGRTの技術解説を通して理解を深めてほしい。

2. 当院の機器

当院のリニアック（図1）は、Elekta社のSynergyを使用している。Synergyの特徴は180°を起点として、CCWにガントリーを360°回転することができ、ガントリーヘッド内には1cm幅のMulti leaf collimator（MLC）が搭載されている。またガントリーヘッドに対向する方向にはElectric portal imaging device（EPID）、直行する方向にはX線管球とFlat panel detector（FPD）が搭載されている。これらを用いてLinac graphy（LG）やkV-2D撮影、Cone beam computed tomography（CBCT）撮影を行い、画像照合を行うことができる。

図1　当院のリニアック（Synergy）

3. 当院のIGRT

当院での放射線治療は、電子線治療を除くほぼ全例において、初回にCBCTを用いたIGRTを施行している。初回以降においては治療部位やマージンと、症例に応じて使い分けしているが、使用しない場合においても週1回のLGで患者のマーキングと照射野の確認を行っている。当院で行っているIGRTは、以下の通りとなっている（表1）。 当院では前立腺癌の治療が一番多く、全症例毎回IGRTを施行するため、本稿では前立腺癌のIGRTについて解説を行う。

表1　当院のIGRT一覧

部位	IGRTの頻度		
	初回	週1回～2回	毎回
前立腺	○		○
乳房	○		
頭部(全脳)	○		
椎体	○	○	
肺	○	○	

4. 前立腺癌IGRT

4-1 放射線治療の選択

前立腺癌に対する手術と放射線治療はそれぞれにエビデンスがあるが、その中でも放射線治療が施行される理由は、手術と異なり前立腺の機能を温存した治療が可能というメリットがあり、投与総線量次第では手術と同様の成績を上げることができるからである。前立腺癌のT1～T2cを対象とした遡及的研究において、総線量が72Gy以上で手術と同等の非再発生存率であったが、72Gy未満では前立腺除去手術に劣ったという報告がある。

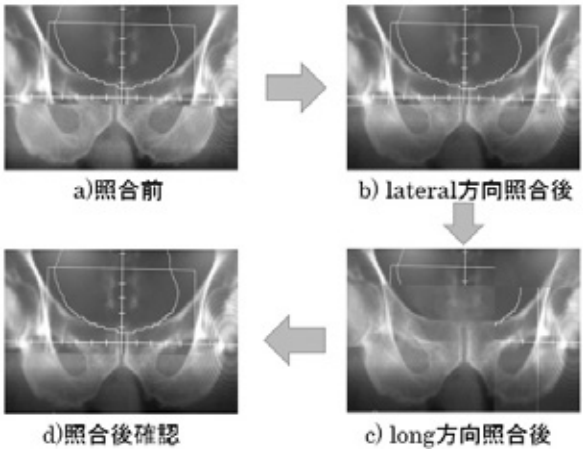


図 2　G0 における kV-2D 照合

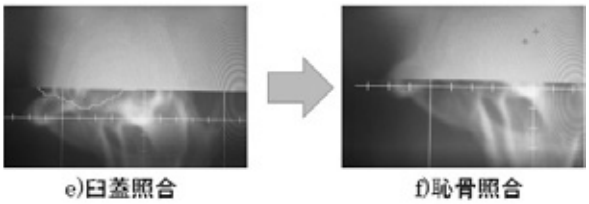


図 3　G90 における kV-2D 照合

4-2 IGRT の必要性

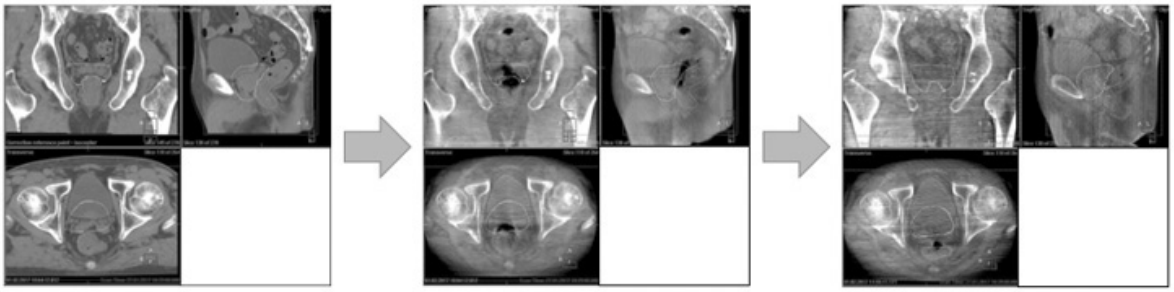
National Comprehensive Cancer Network によると、T1b ～ T3 の前立腺癌患者に対し、総線量が 70Gy と 78Gy とで比較した場合、78Gy を投与した方が臨床的無発生率は高いと報告されている。また中～高リスク前立腺癌患者において、総線量の増加により全生存率が高くなることが報告されている。このことから総線量は 70Gy では不足とされ、75.2Gy ～ 79.2Gy を従来の分割法で照射すべきとされている。しかし、リスク臓器である直腸の耐用線量を確認すると、TD5/5（5 年間に 5% に副作用が生じる線量）は 60Gy であり、先ほど記した総線量では、直腸出血や壊死・瘻孔・狭窄が起きる可能性がでてしまう。そのため前立腺癌の放射線治療では IGRT を施行し、照射直前に直腸の状態を治療計画時と比べて評価する必要がある。また直腸だけでなく、同じくリスク臓器である膀胱の線量増加を防ぐため蓄尿量の確認や小腸が治療計画よりも照射範囲内に落ち込んでいないか確認する必要がある。膀胱においては、TD5/5 が 60Gy で膀胱萎縮、体積減少による頻尿症状の発生。小腸においては、TD5/5 が 40Gy で閉塞・穿孔・瘻孔が発生するとされている。

4-3 IGRT の流れ

当院での前立腺癌治療は体幹部シェルを用いて固定し、フィートフィックスで足部の固定も行っている。前処置は治療開始 1 時間前に排尿し、必要に応じて飲水や下剤などを使用している。また撮影は Elekta 社の X-ray volume imaging（XVI）を使用し、照合は Elekta 社の MOSAIQ で行う。

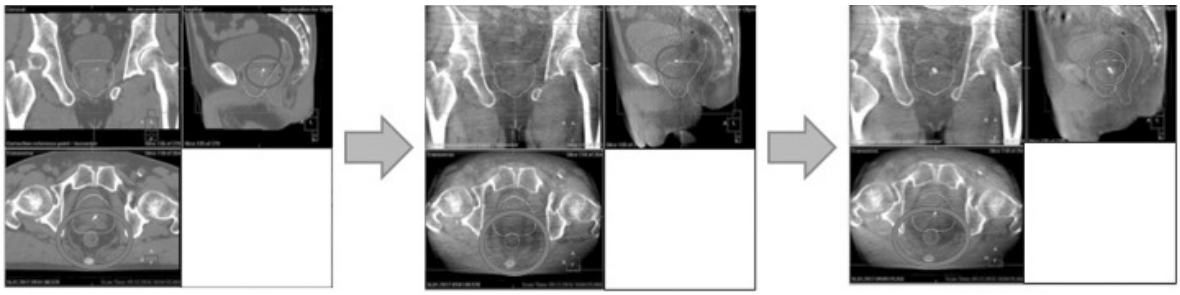
セットアップ後は、X 線管球 90° で骨盤骨側面像、X 線管球 0° で骨盤骨正面像を撮影する。取得した 0°、90° 像をそれぞれの治療計画画像であるリファレンス像と骨盤骨による 2D 骨照合を行う。毎回の治療で正確に同じ位置にセットアップすることは困難であり、画像取得時にはリファレンス像との位置に誤差が生じているため、照合はまず正面像で閉鎖孔と恥骨結合を合わせる（図 2b）。次に long 方向を恥骨にて照合する（図 2c）。最後にもう一度、閉鎖孔、恥骨結合の確認をする（図 2d）。正面像の照合後、側面像で vertical 方向のみ照合を行う。側面像は MOSAIQ で比較的見やすい臼蓋で照合し（図 3e）、最後に恥骨先端の照合にて最終確認を行う（図 3f）。

2D 骨照合後、CBCT を撮影し、3D 照合を行う。3D 照合では、2D 骨照合の骨照合精度を確認し、その後、前立腺を含むその他のリスク臓器の位置を確認する。詳細として contouring と臓器の位置確認や直腸内の便・ガスの有無・肛門挙筋の緊張度・膀胱の蓄尿量・小腸が照射範囲に計画以上に落ち込んでいないことを確認する。また高リスクの場合は精嚢も照射範囲に含むため、直腸内ガスや便による位置のずれ込みを確認する必要がある。



g）CBCT リファレンス像　　h）便・ガスあり　　i）排便後

図 4　便・ガスありの CBCT 像



j）CBCT リファレンス像　　k）肛門挙筋緊張あり　　l）排尿後

図 5　肛門挙筋緊張ありの CBCT 像

4-4 症例

当院は直腸打ち抜き原体照射で治療を行っており、直腸内の便やガスにより直腸が膨らみ過度に PTV に入り込んでしまった症例を紹介する（図 4）。直腸内に便やガスが無いリファレンス画像（図 4g）に対して、治療直前の CBCT にて便とガスがあることが確認できた（図 4h）。直腸内に便やガスがあることで、直腸が計画時より PTV 内に過度に入ってしまい照射不可と判断した。排便後、再度 CBCT を撮影したところ、便とガスがなくなり直腸の PTV との関係も計画通りとなり照射を実施した（図 4i）。次に肛門挙筋の緊張により、直腸が過度に PTV 内に入り込んでいる症例を紹介する（図 5）。当院では膀胱の照射体積を減らすため、照射の 1 時間前に排尿し、蓄尿することで膀胱を膨らませている。しかし、その日の食事や飲水量、また気候などによって蓄尿のコントロールがうまくいかない場合がある。この患者の場合は蓄尿量が多く、排尿を我慢したことで肛門挙筋が緊張し、直腸が PTV 側に持ち上がった（図 5k）。前立腺内に目印となる石灰化があり、肛門挙筋の緊張により石灰化が PTV 外にずれ込んでいるのが確認できる。この症例は、CBCT 画像から計画時に合うような排尿量を計算し、排尿を促した。その後、再度 CBCT を撮影し、確認した結果、肛門挙筋の緊張が解除され、PTV 内に入り込んでいた直腸と石灰化の関係も計画通りとなり照射を実施した（図 5l）。

4-5 当院の前立腺癌 IGRT の運用

IGRT の利点である治療直前に画像照合をすることは被ばく線量の増加が懸念される。そのため、当院では被ばくの低減（CBCT 撮影回数の制限）を目的とした IGRT のフローチャートを作成した（図 6）。治療初日～ 5 日間は 2D 骨照合後に CBCT を撮影し、systematic error（SE）の有無を確認する。SE がない場合、6 日目からは CBCT を撮影せず、2D 骨照合のみで治療をする。SE がある場合は、そのエラー分を 2D 照合後に加味させ、CBCT を撮影して error 値を求める。SE が 8 日目を超えても求められない場合は、2D 照合をせずに、最初から CBCT を撮影し、3D 照合を行い治療する。

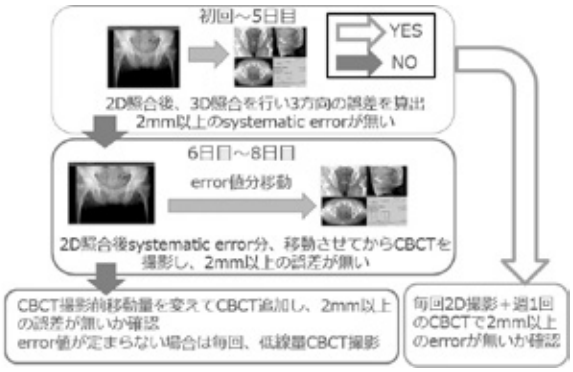


図 6　当院の前立腺癌 IGRT フローチャート

5. 結語

放射線治療機器の発展、IGRT の普及によりリスク臓器への照射を避けつつ、標的にはより多くの線量を投与することが可能となった。逆に、照射方法や画像照合、リスク臓器の耐用線量などを理解せずに治療することや IGRT の QA を怠ることは、誤照射に繋がる恐れがあるため、最大限の注意を払い、治療に臨む必要がある。また、今回は当院での前立腺癌 IGRT の運用を述べたが、kV 画像取得による被ばく線量については検討できていないので、今後、撮影条件の考慮も必要だと考える。

6. 参考資料

1）NCCN Guidelines Version3 2016 前立腺癌
2）前立腺癌診療ガイドライン 2012 年度版
3）がん治療ガイドライン　日本癌治療学会

執筆者
荒川　翼
平成 21 年　国際医療福祉大学
保健学部　放射線・情報科学科卒業
平成 21 年　小山整形外科内科　入職
平成 25 年　久喜総合病院　入職
平成 28 年　新久喜総合病院　入職

「TomoTherapy の IGRT」
～埼玉県立がんセンターでの IGRT の実際～

埼玉県立がんセンター
中島　友洋

1. はじめに

1-1 当院の紹介

当院は、2014 年 1 月に埼玉県立がんセンター新病院として移転し、加速器 4 台（内 1 台が TomoTherapy）、密封小線源治療装置が導入された。

放射線治療センターとして、放射線治療医 5 人、医学物理士 2 人、診療放射線技師 11 人、看護師 5 人および事務員数名のスタッフで構成されている。

複数の加速器を所有する中で、TomoTherapy での治療部位は、前立腺・頭頸部・全脳全脊髄などが主であり、MVCT（Megavoltage-CT）による位置照合を用いて強度変調放射線治療（IMRT：Intensity Modulated Radiation Therapy）の利点を最大限生かした治療が行われている。

また画像誘導放射線治療（IGRT：Image Guided Radiation Therapy）を行うに当たり、さまざまな QA（Quality assurance）の項目が増加する。それらを日常・週ごとなどに篩い分けし、効率的な運用ができるよう工夫が必要である。

1-2 製品紹介

日本アキュレイ社製

TomoHD System

図 1　TomoHD System の外観

2. TomoTherapy の概要

2-1 装置の概要

ヘリカル CT と似た特有の幾何学的構造を有しており、治療ビームはスリップリング状のガントリーに搭載された 6MV の直線加速器から発生する。発生したビームはプライマリーコリメーターを通過し、可動調節のできる Jaw により頭尾方向のビームサイズを制御し、MLC（Multi Leaf Collimator）によってさらにコリメーションされる。スリップリング状ガントリーには、加速器と対向する位置に MVCT 画像取得のための検出器（円弧状の CT キセノンディテクタ）が搭載されており、ディテクタは第 3 世代の CT 装置で標準的なものが使用されている[1)]。回転中心と線源の距離は 85cm、線源ディテクタ間は 145cm、ボア径は 85cm となっている。また、頭尾方向に 135cm の広い照射が可能で、全脳全脊髄照射のような長い照射範囲をつなぎ目なく照射できる。（図 1）

2-2 照射野限定システム

左右方向（IEC-X 方向）は MLC によって、頭尾方向（IEC-Y 方向）は Jaw によってコリメートされる。これにより TomoTherapy の最大照射野は IEC-X 方向 40cm × IEC-Y 方向 5.0cm の矩形の照射野を有している。臨床で使用される Jaw のサイズは 1.0cm、2.5cm、5.0cm の 3 種類である。

MLC は圧縮空気により IEC-Y 方向へ駆動する 64 枚の高速バイナリ MLC が搭載されており、開閉に要する時間は約 20ms である。バイナリ MLC の特徴は、Leaf Position が全開または全閉のいずれかであり、開閉時間によって強度変調が可能となる。（図 2）

各 MLC のサイズはアイソセンタ面で 0.625cm（0.625cm × MLC64 枚＝ビーム幅 40cm）となる。

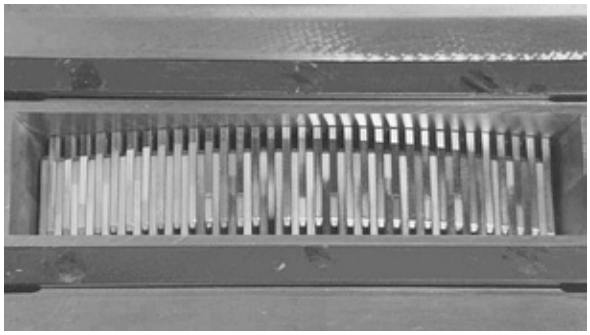


図２　高速バイナリ MLC[2)]

2-3 IMRT の概要

ガントリ回転速度と寝台移動速度は治療計画で決定され、治療中は一定の速度で動作する。これらに MLC も同期して動き、線量はヘリカル方式で重なりを持って投与される。装置の線量率は一定（約 850cGy/min）のため、線量の出力はモニタユニットごとの吸収線量ではなく、単位時間当たりの吸収線量として定義される。そのため治療は計画された時間が経過することで終了する。

2-4 Megavoltage-CT による IGRT

治療ビームと同一の加速管、同一のターゲットから発生する 3.5MV のビームを用いることによって、治療系座標と照合系座標間に Systematic Error が出現しないことが特徴である。

MVCT 撮影中のガントリ周期は 10 秒であり、ハーフスキャン再構成を行うことによって 1 スライス当たり約 5 秒で画像が収集される。

MVCT 撮影時のパラメーターは Acquisition Pitch（ガントリ 1 回転当たりの寝台移動距離）と Reconstruction Interval（再構成間隔）がある。

Acquisition Pitch　（Reconstruction Interval）
・Fine　　4mm/ 回転　　（1,2mm）
・Normal　8mm/ 回転　　（2,4mm）
・Coarse　12mm/ 回転　　（3,6mm）

ファンビームによるヘリカルスキャンで Transverse 画像を作成し、それを基に Sagittal 画像や Coronal 画像が表示されるため、パラメーターの設定は頭尾方向（IEC-Y 方向）の解像度に影響を及ぼす。（図 3）ただし、それらは被ばく線量や撮影時間との兼ね合いとなるため、症例や患者の状態に合わせて適切に決定する必要がある。

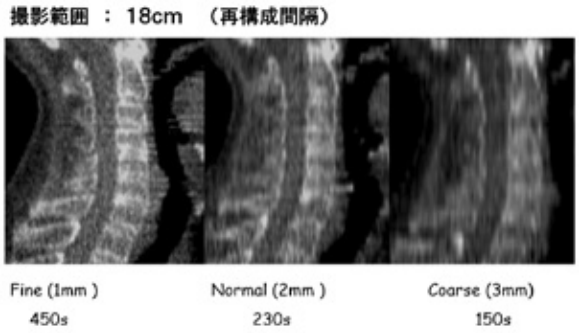


図３　異なる Reconstruction Interval による Sagittal 画像の比較

2-5 kV-ConeBeamCT との比較

ヘリカルスキャンによる画像収集であることから、頭尾方向の撮影範囲を最大で 300 スライス以内で設定ができる。

MVCT では、コンプトン散乱が主な相互作用となるため、義歯などによる金属アーチファクトを低減した画像が得られる。（図 4）またヘリカルスキャンによる画像収集であるため、CBCT と比較して画像の受ける散乱線の影響が小さい。しかし、MVCT 画像は低コントラスト分解能が悪く、ノイズによる影響を大きく受けるため、軟部組織の描出能で劣る。

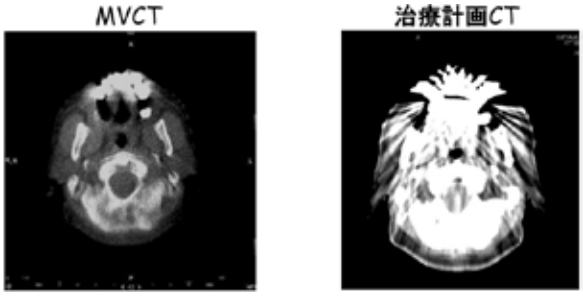


図４　MVCT と kVCT の比較

3. TomoTherapy の特徴

3-1 治療計画～検証作業

従来の汎用型のリニアックを使用したIMRTでは、線量検証は時間のかかる作業であった。TomoTherapyはIMRTに特化したリニアックとして、治療計画・線量検証・位置照合・照射までが一つのシステムとして提供されている[3)]。検証に使用する解析用ソフトウエア、円柱型Virtual WaterTMファントムなどのツールは全てベンダより提供される（図5）。

治療計画では従来のIMRTの治療計画に加えて、特有な計画パラメーターを選択する必要があるため、専用のインバースプランニングシステムが備わっている。

計画された治療プランの線量分布をファントム上で再計算することで、線量分布を解析する断面や測定点を自由に決定することができる。解析用ソフトウエアには線量分布の解析プログラムがあり、ガフクロミックフィルムによる線量分布の解析と任意の測定点でのポイント線量の解析を一連の作業で行うことができる。TomoTherapyのシステムで、検証作業の標準的な工程が確立されているため、装置導入時から臨床開始までスムーズに進めることができる。また作業の効率化も図れ、測定者の個人差による誤差要因の低減に有用である

図5　線量検証ツール

3- 位置照合～照射

MVCT撮影・画像照合・照射を一つのソフト上でタブを切り替えることでスムーズに行うことが可能である。

MVCTは、ヘリカル方式で画像を取得するため、リアルタイムで再構成されたTransverse画像を確認することができる。前立腺への照射を例に挙げると、膀胱容量や直腸ガスの状態を随時確認できるため、許容以上のガスが存在すればCT撮影を中断し、早い段階で再Setupを考えられる。

4. TomoTherapy の治療実績

TomoTherapyが稼働し始めた2015年1月から2017年1月までの期間で、照射した症例数は499例であった（図6）。前立腺は、前立腺摘出術後の前立腺床への照射も含む。その他には、肛門管癌・直腸癌・全脳全脊髄照射が含まれる。

当院での1日の治療人数は25～26人である。

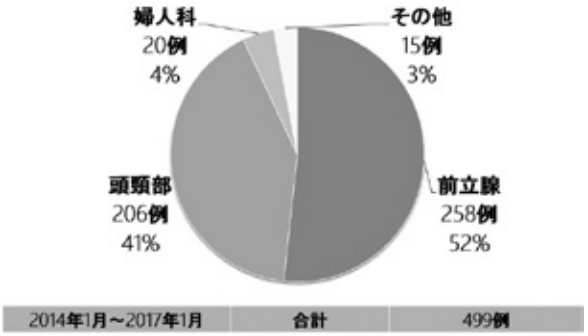


図6　照射実績

5. 各部位における位置照合

TomoTherapyでは、治療寝台のRotation成分（Pitch、Roll、Yaw）の補正ができないため、ねじれのないセットアップが重要となる。Rollのみガントリーの治療開始角度を変化させることで、補正が可能であるが、治療部位が均一にRollしないことから、当院ではこの補正は行っていない。

5-1 骨盤領域（前立腺癌）

当院での前立腺への照射では、ヒールサポートを採用し、足部を固定している。（図7）

また前処置として、治療1時間前の直腸ガスの排出とその後1時間の蓄尿を行っている。

骨盤内では膀胱の容量や直腸ガスなどの影響で、臓器の位置関係は日々変化する。そのためIGRTでは、ソフトウエアによる骨照合の後、医

師がターゲットとなる腫瘍や重要なリスク臓器などの位置を基に、マニュアル照合を行っている。

位置照合時に直腸ガス量が許容できない場合には、照射は行わずに直腸ガスの排出を促す。患者自身で再排ガスが困難な場合には、看護師または医師が直腸へカテーテルを挿入し、ガスを抜いている。

MVCT は照射範囲の約 10cm を 90 秒ほどで撮影し、Reconstruction Interval は 3mm を選択している。また症例によっては Reconstruction Interval は 2mm を選択し、精嚢を細かく確認できるようにしている。治療プランの照射に要する時間は 3 分前後で、患者 1 人当たりの治療に要する時間は約 15 分である。

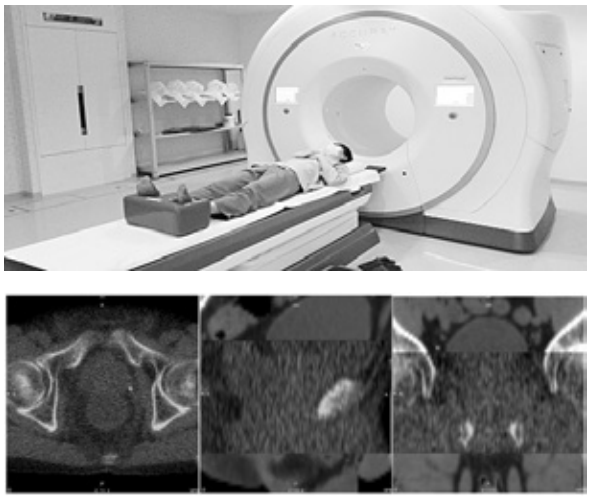


図 7　Setup と IGRT 画像（前立腺）

5-2 頭頸部領域

頭頸部領域は、頸部リンパ節など予防領域まで照射範囲に含まれることも考慮し、肩まで固定が可能な CIVCO 社製 Type-S 放射線治療用ヘッドネックショルダシステムを採用している。（図 8）

シェルに目などをメルクマールとして書き込むことで、顎を上げる角度や寝る位置の再現性を向上させている。また体表に皮膚マーカーを書くことでねじれを取り除き、再現性良くシェルを装着している。上下顎の位置再現性向上のため、マウスピースなどを使用することもある。

頭頸部領域ではターゲットにリスク臓器が多く隣接するため、IGRT ではターゲットだけでなく、PRV（Planning organ at Risk Volume）を意識した照合が重要である。

MVCT は照射範囲の約 20cm を 180 秒ほどで撮影し、Reconstruction Interval は 3mm を選択している。また視神経や視交叉での照合が重要な症例を除いて、水晶体は撮影範囲から外し、水晶体の線量を低減している。

治療プランの照射に要する時間は 5 分前後で、患者 1 人当たりの治療に要する時間は約 20 分である。

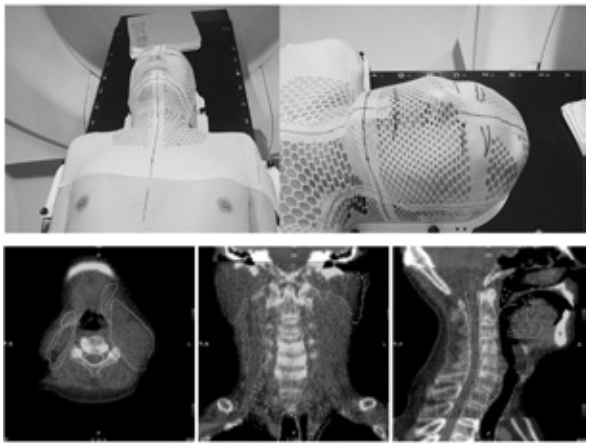


図 8　Setup と IGRT 画像（頭頸部）

5-3 全脳全脊髄

頭頸部をシェルで固定するとともに、体幹部は吸引式固定バッグで固定する。患者の正中面と側面にはボディマーカーを貼り、再現性の向上を図っている。（図 9）

MVCT は照射範囲の全長を撮影することも可能であるが、被ばく線量と撮影時間を考慮して、水晶体や視神経などの重要臓器で位置照合を行う。その後、胸髄・腰髄を数スライス撮影し、許容できないセットアップエラーがないことを確認して治療を行う。IGRT に要する時間は約 10 分で、1 回の治療は約 30 分である。上記の方法で、これまでの症例で良好な再現性が得られている。

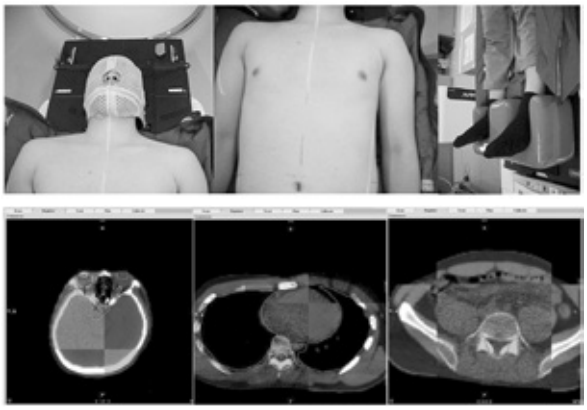
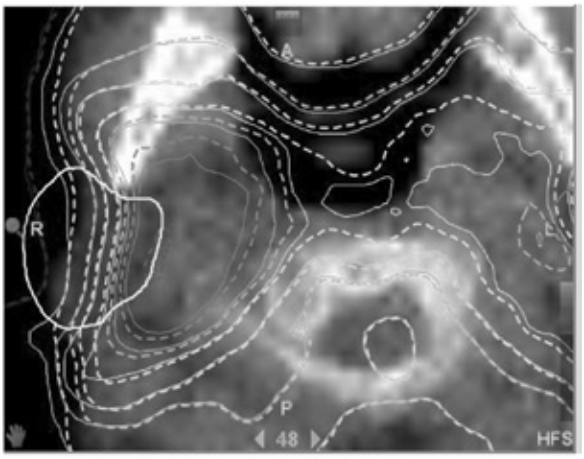


図 9　Setup と IGRT 画像（全脳全脊髄）

6. Planned Adaptive

頭頸部領域の治療では、放射線治療や化学療法での副作用による体型変化、治療効果によるターゲットやリスク臓器の縮小により、線量分布に変化が生じ、ターゲットへの投与線量過不足やリスク臓器への投与線量増加が危惧される。TomoTherapy には、IGRT 時に撮影した MVCT 画像を利用して治療時の線量分布を再計算する専用オプションが搭載されており、効率的に線量分布の評価を行うことができる。計算に用いられた MVCT 画像上には治療計画時の Contouring が反映されるため、Planned Adaptive で各々の DVH を評価するには、MVCT 上で再 Contouring が必要になる。



実線：治療計画CTの線量分布

点線：MVCTを用いて再計算した線量分布

図 10　Planned Adaptive による再計算分布

7. IGRT の精度管理

TomoTherapy の品質管理項目は、AAPM（米国医学物理士会）の TG-142[4] に示すものに加え、AAPM TG-148[1] に示された Helical TomoTherapy 特有の品質管理が必要になる。

MVCT 照合システムでは、治療と照合で同一の加速管から発生したビームを使用しており、治療系座標と照合系座標は基本的に一致している。計画 CT から治療までの一連の流れの中での位置の不確かさの要因を理解し、意識した品質管理が重要となる。

7-1 幾何学的精度の確認（Daily QA）

幾何学的精度の確認は、毎朝の始業点検時に行っている。ファントムと Setup 用レーザーの中心を一致させ、MVCT を撮影し、それぞれの中心の相違を求めることで画像 / レーザー中心の一致を確認している。（図 11）

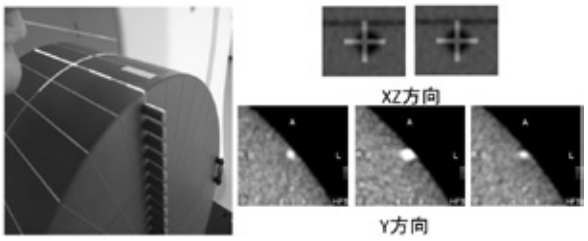


図 11　画像 / レーザー中心の一致

7-2 画質の評価（Monthly QA）

ファントムに組織等価プラグを挿入し撮影した MVCT 画像を解析することで、幾何学的歪・ノイズ・均一性・空間分解能・コントラスト・HU 値について基準値との整合性の評価を行っている。

7-2-1 幾何学的歪

MVCT 画像上で各方向におけるファントムの寸法を測定し、実寸法との比較を行う。

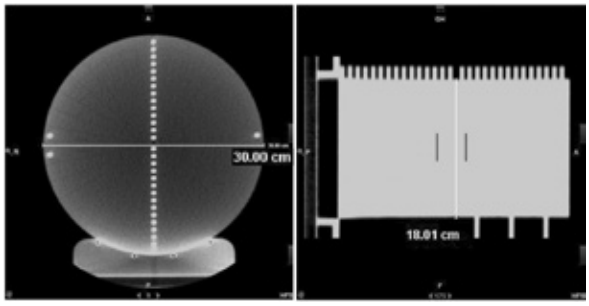


図 12　幾何学的歪の評価

7-2-2 ノイズ、均一性

MVCT 画像の中心部、辺縁部に ROI を設定し、ROI 内の CT 値の標準偏差を計測することでノイズを評価する。また中心部と辺縁部の CT 値の差を計測することで均一性の評価を行う。

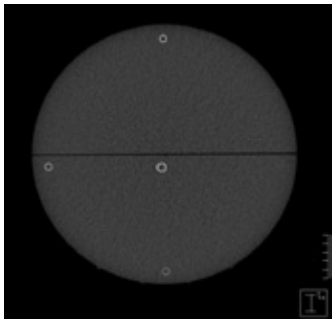


図 13　ノイズ、均一性の評価

7-2-3 空間分解能

レゾリューションプラグを装着して MVCT を撮影し、どの大きさの穴まで見えるかを視覚的に評価する。

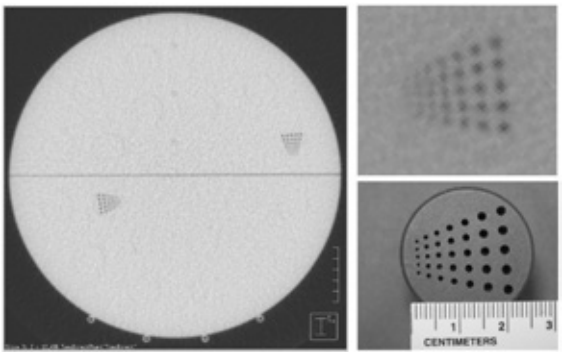


図 14　空間分解能の評価

7-2-4 コントラスト、HU 精度

ファントムにさまざまな材質および密度で作成されたプラグを装着し、MVCT 撮影した画像のコントラストに変化がないか視覚評価を行う。水等価・骨等価・肺等価プラグの CT 値を計測し、基準値との差を求めることで HU 精度の監視を行う。

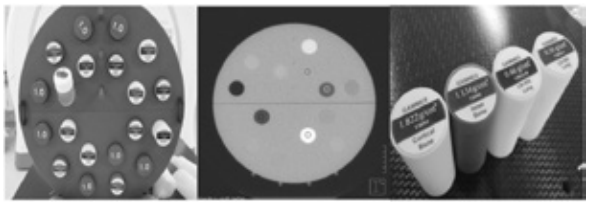


図 15　コントラスト、HU 精度の評価

7-3 被ばく線量の測定（Quarterly QA）

ファントム中心から 1cm のプラグに A1SL 電離箱を挿入し、Fine 2mm でファントム中心を含む 7 スライスを撮影する。基準値は Acceptance 試験時の線量であり、この値と大きな偏位がないことを確認する。

8. まとめ

TomoTherapy は IMRT に特化したリニアックであり、治療計画から照射までの過程をより効率的に行うことができる。

TomoTherapy の治療寝台は 3 軸補正（Translation のみ）であるため、可能な限り Rotation のない Setup を目指す必要がある。そのため、患者 Setup を行う診療放射線技師のウェイトが大きく、知識を高めるために日々教育が欠かせない。IGRT の目的は治療計画への合わせ込みであることから、再現性の高い、正確な Setup で治療計画 CT を撮影することが最も重要であると考え、当院では日々業務に臨んでいる。

9. 参考文献

1）Katji M, et al.：QA for helical tomotherapy：Report of the AAPM Task Group 148. Med. Phys.37（9）, 4817-4853,2010（September 2010）
2）Accuray：1c TomoTherapy Beamline Components：ETT.700456.A

3）タスクグループ148編集委員会：トモセラピーシステムの物理・技術的Q&A
4）Eric E. Klein et al.：Task Group 142 report：Quality assurance of medical accelerators：Med.Phys.36（9）, September 2009

［執筆者紹介］
中島友洋（なかじま ともひろ）24歳
技師歴3年（放射線治療歴3年）