

放射線治療分野 座長集約

これからの放射線治療計画に必要な技術と知識

みやぎ県南中核病院 放射線部 渡邊 暁 (Watanabe Satoru)

【座長集約】

近年の癌治療の進歩は著しく、分子標的薬、免疫療法、ロボット手術等の新薬や新たな治療法が臨床現場に導入されている。放射線治療はそれらの治療法に比べ臨床における歴史は古く、それゆえに技術的革新が必要とされ3次元放射線治療、画像誘導放射線治療、強度変調放射線治療に代表されるような照射技術が順次導入された。照射技術の進歩により治療効果の向上や、副作用の低減が期待できるようになったが、一方でその効果を確実にするために治療現場の様々な局面において精度の担保が重要なファクターとなった。

今回のテクニカルミーティングではこれらを踏まえ、放射線治療計画の精度向上のために必要な新たな技術と知識について取り上げた。弘前大学の小原さんには技術的側面から、治療計画装置における金属アーチファクトによる線量計算誤差の改善について、Dual energy CTの有用性を述べて頂いた。福島医大の長澤さんには寡分割照射について、基礎となる生物学も含めた発表をして頂いた。お二方のお話しは今後の放射線治療に導入すべき技術であり、また欠かせない知識である。皆様には本抄録を一読、再考していただき今後の治療計画に活用して頂ければ幸いである。

単色 X 線等価画像を用いた外部放射線治療計画

弘前大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門 ○小原 秀樹 (Obara Hideki)

【背景及び目的】

外部放射線治療のシミュレータにおいて、X線CTが登場して2次元から3次元の治療計画が可能となった。従来使用されてきた治療用CT (single energy CT) は、連続X線であり、ビームハードニングアーチファクトが発生する。人工関節など体内金属を有する場合、メタルアーチファクトが生じるため正しいCT値の表示が困難である。したがって、高原子番号物質周辺の線量計算は正確に行われないう課題がある。ガイドラインにおけるビームハードニングアーチファクトの対策としては、入射ビームが金属を避けるような計画を立案すること、強制的にCT値を置き換えたり、骨に置換したりすることが挙げられる。しかし、これらは各施設で検討し、判断することが必要である。

この解決策の1つとして、Dual energy CTによる単色X線等価画像がある。GE社でいう仮想単色X線画像 (VMI: Virtual Monochromatic Image) は、ビームハードニングアーチファクトを取り除き、理論的に正しいCT値を示すと言われている。正しいCT値を有するVMIの使用は、正確な線量計算を実行可能とする。本研究は、放射線治療におけるVMIの導入を目的に、ファントムの検証を行ったので報告する。

【方法】

使用した装置は従来の治療用CT (SECT) として、GE社製optima CT580 W (Single Energy CT、以下optima) およびGE社製Discovery CT750 HD (Dual Energy CT、Fast kV switching方式、以下750 HD) である。VMIは計算上単色X線で再構成し、ビームハードニングアーチファクトを軽減する。単色エネルギーは60~140 keV (拡張スケール) が選択可能である。CT値スケールは標準スケールと拡張スケールの2つ選択可能であり、それぞれ-1,024~3,071 HU、-31,743~31,743 HUの表示範囲をもつ。治療計画装置のEclipse Version 13.6は-3,000~29,768 HUが可能である。

1. CT値-相対電子密度変換テーブル (CT-REDテーブル)、CT値-物理密度変換テーブル (CT-MDテーブル)

GAMMEX 社製の Tissue Characterization Phantom Model 467にチタンロッド (ASTM grade 2) を挿入したファントムを使用した。optimaでは、120 kVp、340 mA、pitch 0.969、rotation time 1.0 sec、スライス厚は1.25 mmであり、CTDI_{vol}は34.81 mGyの条件で撮影した。750 HDは、80 kVpと140 kVpの高速スイッチング、600 mA、pitchは0.969、rotation timeは1.0 sec、スライス厚は1.25 mm、CTDI_{vol}は34.87 mGyで撮影した。

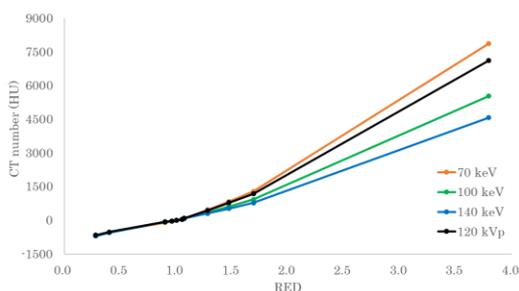


Fig.1 CT-RED変換テーブル

再構成関数はstandard、単色エネルギーは70、100、140 keVとした。チタンによるアーチファクトの影響を軽減するために、チタンロッドをファントムの上側、中側、下側へ設置位置を変えて、計3回撮影した。各ロッドは直径1 cmのROIで平均CT値を測定し、さらに3回の撮影分を平均した。尚、CT Solid Water (RED:0.99、MD:1.02)、Inner Bone (RED:1.09、MD:1.12)、B-200 Bone (RED:1.11、MD:1.15)は前後のロッドとCT値が反転したため、本研究では除外した。

2. RT-3000(チタン有り、無し)におけるVMATプラン検証

R-TECH社製RT-3000にチタン(2 cm×2 cm×20 cm、JIS 2、MISUMI社製)の有り無し、中心より3 cm左側へ2本設置した。ここで、ASTM grade 2とJIS2は同等である。1.と基本的に同条件において撮影した(ただし、CTDI_{vol}は約36 mGy)。チタン無しRT-3000を基準としoptima 120 kVpで、チタン有りRT-3000をDECTにて撮影し、70、100、140 keVで再構成した。VMATプラン条件として、VARIAN社製Eclipse Version 13.6を使用し、10 MVのX線で、計算アルゴリズムはAcuros XB、計算グリッドは0.1 cm、half-2Arc (0°→179°、179°→0°)で行い、AAPM TG119 ProstateのPTVに対し76 Gy/38 fr、Normalizeは100% in PTV meanとした。optimizeはVMAT治療計画実習講習会(日本医学物理士会)のテキストを参考に行った。チタンの設置位置は、人工股関節を片側に有し、PTV structureにアーチファクトが可能な限り含まれるように中心から3 cmとした。また、half-Arcにしたのは、チタンに入射ビームが入らないこととアーチファクトのみの影響を検討するためである。

プランの評価として、線量指標であるPTVのD95%、D50%、D5%、HI(homogeneity index)、CI(Conformity Index)、RectumのD30%、D10%、BladderのD30%、D10%を比較した。HIは(D2%-D98%)/D50%×100、CIは(処方線量で囲まれる体積)/(標的体積)で算出した。線量分布

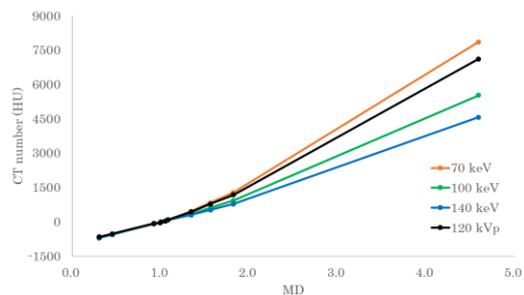


Fig.2 CT-MD変換テーブル

の評価は、R-TECH社製DD-IMRT version 12.42を使用し、ガンマ解析2 mm/2%、threshold 10%のパス率を求めた。

【結果】

1. CT-REDテーブル、CT-MDテーブル

CT-REDテーブルは70 keVが最もoptima 120 kVpに近い値を示した。先行研究より120 kVpは70 keVや77 keVに近くなるという報告がある。他、100、140 keVはCB2-30%(RED:1.28、MD:1.34)のロッド以降でCT値が低い値を示し、120 kVpのテーブルと乖離が大きくなった(Fig.1)。

CT-MDテーブルにおいても、CT-REDテーブルと同様の傾向を示した。70 keVが最もoptima 120 kVpに近い値となり、100、140 keVはCB2-30%(RED:1.28、MD:1.34)のロッド以降でCT値が低い値を示し、120 kVpのテーブルと乖離が大きくなった(Fig.2)。

2. RT-3000(チタン有り、無し)におけるVMATプラン検証

チタン無しの120 kVpを基準とし、チタン有りの70、100、140 keVの線量指標は大きい変化が見られなかった(最大誤差はBladder D30%で約2%)。線量分布(Fig.3)でガンマ解析上パス率は55%程度(2 mm/2%、threshold 10%)となった。アーチファクトが強い部分において、70 keVより140 keV

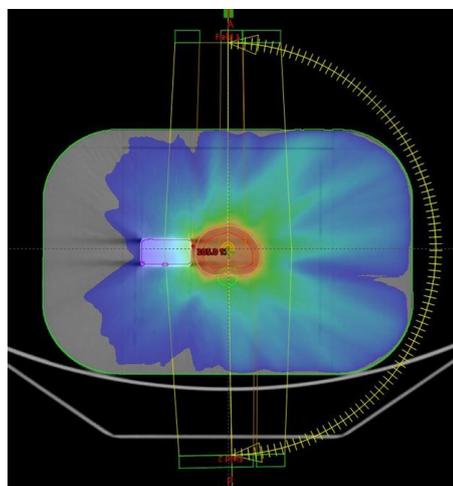


Fig.3 チタンを挿入したRT-3000におけるVMATプランの線量分布

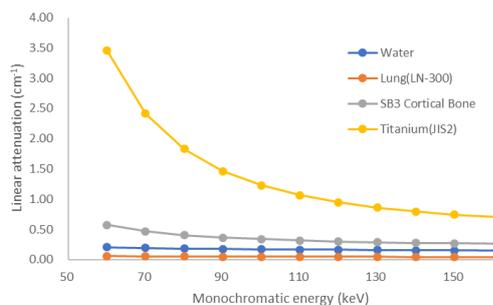


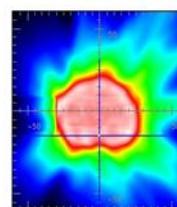
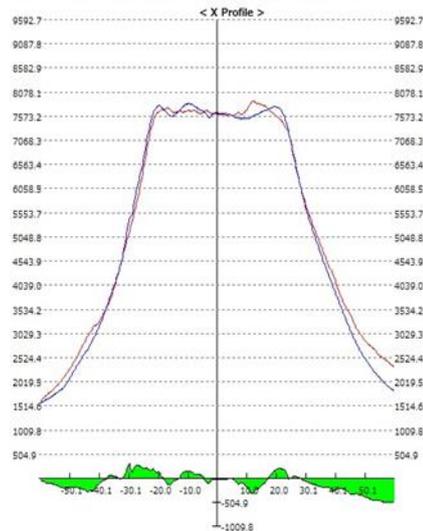
Fig.4 各物質における単色エネルギーによる線減弱係数の変化

の方が基準であるチタン無しの120 kVpに近いプロファイルを示した。

【考察】

CT-RED、CT-MDテーブルにおいて、現行治療用CTであるoptima (SECT)と比較して、高原子番号物質(高いRED、高いMD)かつ単色エネルギーが高いほどCT値に乖離が見られた。NIST databaseより、高原子番号物質は単色エネルギーによる、線減弱係数の変化割合が大きいことが知られている (Fig.4)。チタン (ASTM grade 2, JIS2) において、70 keVでは線減弱係数が 2.42 cm^{-1} であり120 kVpとCT値が同等であるが、140 keVにおいては、線減弱係数が 0.796 cm^{-1} と低くなり、120 kVpと比してCT値が低くなる。第74回日本放射線技術学会にて、チタンを挿入したTissue Characterization Phantom Model 467の測定CT値と理論CT値の比較結果を報告した。単色エネルギーを60から140 keVと変化させた場合、チタンにおいて変化が見られ、120 keVで最小となる誤差(-72.69 HU)となった。Cortical boneでは、低い単色エネルギーでは誤差が最大となった。120 keV以上の単色エネルギーではチタン以外のロッドにおいて収束する傾向を示した。

RT-3000のVMATプランでは、線量指標及びパス率に差が見られなかった。120 kVpを基準とすると、VMIで高いパス率は得られなかった。これは、VMIによるビームハードニングアーチファクト低減が十分に行われず制限がかかったと考える。しかし、70 keVと140 keVを比較すると、140 keVは線量分布上プロファイルが変化し、120 kVpに近くなった (Fig.5)。また、ImageJ (Version 1.52a, National Institutes of Health)を用いて70 keVと140 keVのCT値を測定した。中心付近とチタン付近のPTVに入る領域にそれぞれ270 HU、600 HUの差があったが、線量指標やパス率には大きく影響しなかった。先行研究よりCT値にて30 HU以内や250 HU



IMG calc informations
 Calc Matrix:512
 X Calcsize(mm): 120.218
 Y Calcsize(mm): 120.218
 X Pixelsize : 0.235
 Y Pixelsize : 0.235
 CrosspointDose:7622.19385cGy
 Isopoint Dose:7420.48340cGy
 Matrix MaxDose:7944.959cGy
 Cross Pos(X): 0.000mm
 Cross Pos(Y): 15.027mm
 Isopoint(X) : 256
 Isopoint(y) : 320

Fig.5 アーチファクトが大きい位置でのX軸プロファイル (赤線:120 kVp、青線:140 keV)

以内(骨に対して)であれば線量へ影響をきたさないという報告があるが、今回の検討では異なる結果が得られた。ゆえに、CT値は先行研究より大きい許容値で適用可能であることを示した。

【まとめ】

本研究では、従来の治療用CT (SECT)とVMI (DECT)を比較した。チタンロッドを挿入したTissue Characterization Phantom Model 467を使用し、CT-RED、CT-MDテーブルにおいては治療用CTの120 kVpに70 keVが最も近くなり、高い単色エネルギーかつ高原子番号物質ほど乖離することを示した。RT-3000ファントムを用いたプラン検証では、PTV、Rectum、Bladderの線量指標やガンマ解析によるパス率に大きな影響は見られなかったが、線量分布を詳しく見ると高い単色エネルギーで改善が見られた。治療用CTにおいて120 keVを基準にした、VMI利用の可能性を示した。

【今後の展望】

引き続き検討を行い、電離箱線量計による絶対線量評価またfilmを用いた線量分布評価にて実測値との比較を行う。また、VMIの変換テーブルを用いて、Au (MD:19.32 g/cm³)の適用への検討も行う。

【謝辞】

本研究の一部は、弘前大学若手・新任研究者支援事業として支援を受けた。

【参考文献・図書】

- 1) Chester R, Rodica A, Indra JD, et al.: Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63, Med. Phys. 30: 1162-1182, 2003.
- 2) 日本医学物理学会 タスクグループ02: X線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドライン, 2011.
- 3) Brooks RA: A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning. J Comput Assist Tomogr. 1(4): 487-93, 1977.
- 4) Alvarez RE, Macovski A: Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. Phys Med Biol. 21(5): 733-44, 1976.
- 5) Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E: Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. Med Phys. 13(3): 334-9, 1986.
- 6) Berger M, et al.: NIST database, XCOM, 2005.
<https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database> (30 September 2018, date last accessed)
- 7) Richard A, Geise, Edwin C, McCullough: The Use of CT Scanners in Megavoltage Photon-Beam Therapy Planning. Radiology. 124(1): 133-141, 1977.
- 8) 西臺武弘, 百々義弘, 高橋正治, 阿部光幸: 放射線治療におけるCT値を利用した線量分布計算の基礎的研究. 日本医学放射線学会雑誌. 42(5): 443-453, 1982.
- 9) Thomas SJ: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. Br J Radiol. 72(860): 781-6, 1999.
- 10) James C.H. Chua, Ben Ni, Robert Kriz, V. Amod Saxena: Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. Radiotherapy and Oncology. 55(1): 65-73, 2000.

寡分割照射の放射線治療計画を考える

福島県立医科大学附属病院 放射線部 ○長澤 陽介 (Nagasawa Yosuke)

【はじめに】

近年、放射線治療は欧米を中心として、1回線量を増加させ、分割回数を少なくする寡分割化の傾向にある。本邦においても、前立腺癌や腎癌に対する体幹部定位放射線治療の適応拡大や、乳癌または前立腺癌に対する1回線量増加加算といった昨今の診療報酬改定からも例外ではなく、これから導入する施設も増加すると予想される。したがって、寡分割照射は、本テクニカルミーティングのテーマにある“これからの放射線治療”が目指す方向性の一つであると考えられる。本稿では、テクニカルミーティングで報告した寡分割照射の概要、治療計画を立案する上で必要となる基礎知識、そして臨床で寡分割照射を実施する際の懸念事項とその対策について概説する。

【寡分割照射の概要】

寡分割照射とは

寡分割(Hypo-Fractionation)とは、1回線量を大きくし、照射回数・治療期間を減らす分割法を指す。1回線量の大きさは、正常組織における晩期有害事象の発生に強く関係するため、慎重な総線量の設定が必要とされている¹⁾。また、寡分割と一言で表しても、1回線量増加加算に該当するような、1回線量を数十%増加させる「中等度寡分割(Moderate Hypo-Fractionation)」や定位放射線治療のような、1回数十Gyの大線量を照射する「超寡分割(Extreme Hypo-Fractionation)」のように様々な分割パターンが存在する。

寡分割化が進む背景

寡分割照射は、最近になって急速な増加傾向にあるが、決して真新しい概念ではない。放射線

生物学の分野では、前立腺のような α/β 値が小さい(と考えられている)腫瘍に対しては寡分割照射が有効であることは古くから知られていた。しかし、不用意な線量増加は正常組織の晩期有害事象の発生に直結するため、照射体積が比較的小さく、正常組織へのダメージを限定しやすい定位放射線治療や、晩期有害事象が問題となりにくい姑息治療への利用に留まっていた。

近年、寡分割照射の割合が増加している要因には、技術的、あるいは社会的な2つの側面が存在する。まず、技術的な側面としては、強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT)や画像誘導放射線治療(Image-guided Radiation Therapy: IGRT)といった放射線治療の高精度化に伴い、正常組織への線量低減が可能になったことが挙げられる。次に、社会的な側面としては、寡分割照射による治療期間の短縮で、通院日数、または入院日数が少なくなり、患者やその家族の負担軽減を図れることが挙げられる。また、治療期間の短縮は、医療資源の効率化や医療費削減といった昨今の医療界が抱える経済的な問題へのアプローチとしても期待されている。

【寡分割照射の治療計画に必要な知識】

LQモデル

1回線量が変わると、細胞が受ける生物効果が変わるため、その生物効果をいかに正確に把握できるかが実臨床では問題となる。現在、それを推定する生物効果モデルとして、LQ (Linear-Quadratic: 直線-二次曲線)モデルが広く用いられている。LQモデルでは、細胞の障害はDNAの2本鎖切断によって生じる不安定型染色体

異常に起因すると仮定され、このDNAの2本鎖切断は、1本の放射線で同時に2カ所の切断が起きる飛跡内事象とそれぞれの切断が異なる放射線により起きる飛跡間事象の2つの過程からなると考えられている²⁾。飛跡内事象は線量(D)に比例する成分(αD)として、飛跡間事象は線量の2乗に比例する成分(βD^2)としてモデル化され、細胞生存率(Surviving Fraction: SF)は次式で表される。

$$SF = e^{-(\alpha D + \beta D^2)}$$

ここで、 e は自然対数の底であり、 α は細胞生存率の直線成分(一次項)を、 β は曲線成分(二次項)を特徴づける係数である。LQモデルによる細胞生存率曲線をFig. 1に示す。

α/β 値

LQモデルにおいて、一次項の細胞死と二次項の細胞死が等しくなる線量($\alpha D = \beta D^2$ すなわち $\alpha/\beta = D$ [Gy])を α/β 値(比)と呼ぶ(Fig. 1)。 α/β 値は、細胞の回復力を表す指標で、その大きさによって細胞の生存率曲線の形状が決定される。 α/β 値は、文字通り2つの係数 α と β の比で表されるため、 α/β 値が大きいと、分子である α に支配的で、より直線的な生存率曲線を示す。一方、 α/β 値が小さいと、分母である β に支配的で、曲がりの強い曲線的な生存率曲線を示す(Fig. 2)。一般的に、多くの腫瘍細胞や早期反応型の正常組織では、 α/β 値は大きいとされ(10 Gy程度)、晩期反応型の正常組織では小さい(3 Gy程度)とされている。

α/β 値と分割照射

α/β 値の大きさと分割照射の関係を説明するために、ここでは10 Gyを分割なし/2分割/5分割で

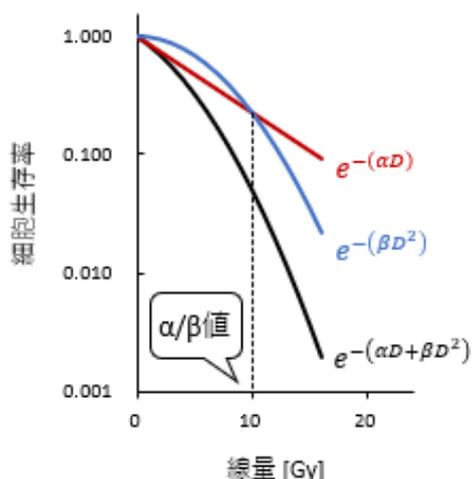


Fig. 1 LQ モデルによる細胞生存率曲線

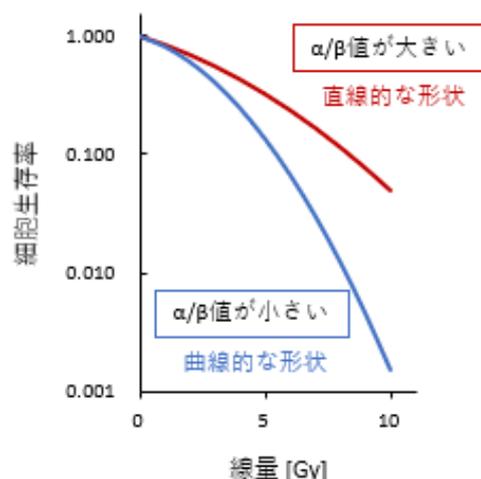


Fig.2 α/β 値と細胞生存率曲

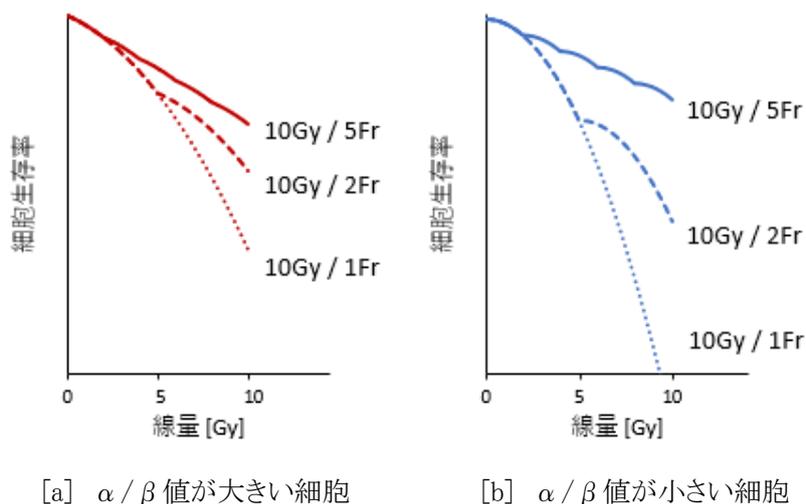


Fig.3 α/β 値と分割照射の関係

照射する例を示す. α/β 値が大きい細胞では、生存曲線の肩が小さい(直線的である)ため、分割回数を多くしても、あまり回復がみられない(Fig.3 [a]). 一方、 α/β 値が小さい細胞では、生存曲線の肩が大きい(曲線的である)ため、分割回数を多くすることで、大幅な回復を見込むことができる(Fig.3 [b]). われわれが普段、施行している放射線治療の多くは、 α/β 値が“腫瘍>正常組織”の大小関係であるため、分割照射をすることで、正常組織を回復させつつ、腫瘍にダメージを与えることができる。では、逆に α/β 値の大小関係が“腫瘍 \leq 正常組織”の場合はどうであろうか? 極端に言えば、 α/β 値が小さい腫瘍では、分割回数を多くすることで、むしろ正常組織よりも回復が起こり、治療としては本末転倒な状況になってしまう。したがって、前立腺癌のような α/β 値が正常組織より小さい腫瘍に対しては、分割回数を少なくした方が、効果的にダメージを与えられるため、寡分割照射が有効であると考えられている。

臨床におけるLQモデルの使用

放射線腫瘍医が、処方線量・分割回数を決定する際に、LQモデルに代表される生物効果モデルを参考にすることに対して、われわれ技術者にとっては、臨床で生物効果モデルを使用することはあまり馴染みのないことかもしれない。しかし、寡分割照射の治療計画を立案する上では必須のツールとなる。なぜなら放射線治療計画ガイドライン等に記載されている正常組織の耐用線量は1回線量が2 Gy前後の臨床試験に基づいた値である。したがって、1回線量が2 Gyと異なる場合、2 Gy分割に換算する必要があるためである。この換算値は、2Gy分割等価線量(Equivalent Dose in 2Gy fraction:EQD₂)

と呼ばれ、次式で表される。

$$EQD_2 = nd \left[\frac{d + \alpha/\beta}{2 + \alpha/\beta} \right]$$

ここで、 n は分割回数、 d は1回線量、 α および β はLQモデルにおける係数である。

LQモデルの問題点

ここまで生物効果モデルの1つであるLQモデルについて概説してきたが、臨床でLQモデルを用いた線量の換算を行う際には、いくつか注意点がある。まず1つ目に、 α/β 値の多くはin vitroで得られたものであるため、臨床での反応としばしば乖離する可能性がある。2つ目に、先述したEQD₂の換算式に示されるように、LQモデルには時間因子が含まれていないため、標準的な治療から大きく逸脱した全治療期間になる場合には注意が必要である。3つ目に、定位放射線治療のように1回線量が極端に大きい場合にも、乖離することが知られており、実際に臨床データとの確認が得られているのは1~5 Gyとする文献もある³⁾。しかし、一方で肺癌に対するSBRTのような1回大線量の治療でも適応できる可能性を示唆する報告も存在するため⁴⁾、放射線腫瘍医の慎重な判断が求められると共に、今後のさらなる研究が望まれる。

これまでに、さまざまな生物効果モデルが考案されてきたが、LQモデルを含めて、万能な生物効果モデルは依然として存在しない。その現状の中で生物学的な等価線量を推定する際には、使用する生物効果モデルの特徴および問題点を把握した上で「この値は本当に信じて良いのか?」という自己批判的な姿勢での使用が推奨されており、LQモ

Table 1 IMRTおよびVMATの照射条件

	IMRT	VMAT
リニアック	TrueBeamSTx (Varian)	TrueBeamSTx
強度変調方式	Step & Shoot	VMAT
エネルギー [MV]	15 FF	15FF
ガントリ角度 [deg]	0, 50, 100, 155, 205, 260, 310	181→179 (1Arc)
線量率 [MU/min]	300	~600 (可変)

Table 2 IMRTおよびVMATにおける治療時間の比較

1回線量 [Gy]	治療時間 [min]	
	IMRT	VMAT
2.0	5.3±0.3	1.5±0.1
2.5	5.5±0.3	1.7±0.1
7.0	11.8±0.8	2.5±0.3

デルにおいては、常に保守的な α/β 値の設定が望ましい³⁾。

【寡分割照射における懸念と対策】

寡分割照射における懸念

通常分割照射から寡分割照射に移行する上で、先述した生物学的な諸問題は当然のことながら、実際に照射する現場でも、いくつかの懸念事項が存在する。“1回線量が大きく、分割回数が少ない”という寡分割照射の特徴から考えると、まず1つ目に、1回線量が大きいということは、照射時間の延長を招き、Intra-Fractional Errorを増大させる可能性がある。2つ目に通常分割照射では、多少の位置ずれが生じたとしても、複数回の治療の中でその影響が平均化される利点があったが、分割回数が少ないほど、1回の位置ずれが大きく影響する。これらは総じて、位置ずれに対する懸念といえる。ここでは、前立腺癌に対する寡分割照射における対策の1つを示す。

前立腺癌に対する寡分割照射

前立腺癌に対する固定多門IMRTは、通常分割であっても、IGRTの画像取得・照合から照射完了まで、全体で10分程度の時間を要する。寡分割照射で1回線量が増加すれば、さらに治療時間は延長する。前立腺は、IGRTで正確に位置照合を行ったとしても、時間経過に伴ってIntra-Fractional Errorが増大する可能性が報告されている⁵⁾。また、その動きはランダムであるため、臓器位置をモニタリングできるような特殊な装置を有さない多くの施設で、これを予測することは難しい。したがって、前立腺癌に対する寡分割照射を実施する上で、治療時間の短縮は、Intra-Fractional Errorのリスクを低く抑えるのに有効な戦略であると言える。そこで治

療時間の短縮を実現する手段の1つとして、強度変調回転放射線治療(Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT)の導入が挙げられる。VMATは、ガントリを回転させながら、回転速度・線量率・マルチリーフコリメータをダイナミックに変化させることで強度変調を行う照射法であり、治療時間の短縮が期待できる。VMATによる治療時間の短縮効果を次に示す。比較対象とする1回線量は、通常分割の2.0 Gy/Fr、中等度寡分割の2.5 Gy/Fr、および超寡分割の7.0 Gy/Frとし、固定多門IMRT、およびVMATでそれぞれ計画を立案し、治療時間を比較した。治療計画装置はEclipse ver.13.6(Varian)を用い、PTV D95%処方とした。なお、それぞれの照射法で5名の患者に対して計画を立案し、照射開始から完了までの時間を実測し、治療時間とした。照射条件をTable 1に示す。VMATを使用することで、固定多門IMRTと比較して治療時間が約1/3以下に短縮することが可能であった(Table 2)。

ここでは前立腺を例に、標的位置の不確かさを最小化する手段として、治療時間の短縮化について述べたが、寡分割照射を実施する際には、治療部位の特徴(動きの性質、 α/β 値、OAR等)を十分に考慮した計画立案が重要である。

【おわりに】

今後、寡分割照射はさらに増加していくと予想されるが、万能な生物効果モデルの考案が困難であるように、生物学的な諸問題は未だに明確な結論には至っていない。また、実際に臨床導入すると、同様の疾患であっても、通常分割照射を行う患者と寡分割照射を行う患者が生じる等、プロトコルの複雑化により、現場に混乱を招く可能性もある。しかしながら、寡分割照射による治療期間の短縮は、

がん患者にとって何にも代えがたい大きな利点の1つである。また、さまざまな臨床試験によって徐々に安全性が確立されつつある。したがって、放射線腫瘍医による処方線量・分割回数の決定から、われわれ診療放射線技師・医学物理士による技術的な対策まで、チーム全体で寡分割照射の問題

点を共有しながら、より安全な寡分割照射の提供を目指して、一つ一つの課題に慎重に取り組むことが重要であると考えます。

【参考文献・図書】

- 1) がん・放射線療法2017 改訂第7版 大西洋 唐澤久美子 唐澤克之 秀潤社
- 2) 放射線治療 基礎知識図解ノート 榮武二 櫻井英幸 磯辺智範 金原出版
- 3) 臨床放射線生物学の基礎 Michael Joiner 安藤興一 中野隆史 監訳 放射線医療国際協力推進機構
- 4) Borst G, et al. : Radiation pneumonitis in patients treated for malignant pulmonary lesions with hypofractionated radiation therapy. Radiotherapy and Oncology 91(3) , 307-313, 2009
- 5) KM. Langen, et al. : Observations on Real-time Prostate Gland Motion using Electromagnetic Tracking. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, 71 (4), 1084-1090, 2008