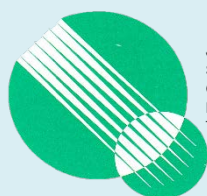


ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol. 33 No. 2 (通巻 57)



2019年 10月
公益社団法人日本放射線技術学会
放射線治療部会

目次 放射線治療部会誌 Vol. 33 No. 2 (通巻 57)

- 巻頭言
「患者さんの納得にコミット」 辰己 大作..... 4
- 新任挨拶 5
- 第 79 回放射線治療部会開催案内 7
- 放射線治療関連プログラム (第 47 回日本放射線技術学会秋季学術大会) 8
- 教育講演 [放射線治療部会] 予稿
「患者線量検証の方法論と必要性」 中口 裕二..... 9
- 第 79 回放射線治療部会 発表予稿
「IMRT 事前検証の効率化の可能性とピットフォール」
座長「今一度考えよう高精度照射の事前検証 ー個別化と最適化と簡略化ー」林 直樹
佐々木 幹治..... 10
- 1. 電離箱線量計とフィルムの有用性 水野 裕一..... 11
- 2. ガントリーマウント型線量計と電子ポータル画像装置を用いた事前検証 乾 翔輝..... 12
- 3. カウチ設置型線量計 北川 智基..... 13
- 4. 独立検証ソフトウェアの活用 山下 幹子..... 15
- 入門講座 「粒子線治療のトレンド」 前島 偉..... 16
- 専門講座 「IMRT の治療計画のピットフォール」 松本 賢治..... 17
- 第 78 回放射線治療部会 発表後抄録
教育講演 「体幹部定位照射の臨床」 木村 智樹..... 18
シンポジウム「体幹部定位照射技術 高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射」
座長集約 中島 大
辰己 大作..... 24
- 1. 小照射野, FFF ビームの測定 秋野 祐一..... 26
- 2. 体幹部定位における治療計画 奥 洋平..... 35
- 3. 山梨大学医学部附属病院における SBRT の現状 鈴木 秀和..... 47
- 4. 高精度リニアック体幹部定位の実際 -VARIAN 装置- 河原 大輔..... 52
- 5. マーカを利用した汎用高精度リニアック体幹部定位 大吉 一..... 60
- 専門部会講座入門編 「小線源治療の吸収線量計測法入門」 山田 崇裕..... 70

| | | |
|--|------------|-----|
| ・ 専門部会講座専門編 「光学式 3 次元体表面位置照合システムによる IGRT の臨床経験」 | 横浜 亘..... | 76 |
| ・ 寄稿 _治療技術事始め | | |
| 第四回 北の大地で IMRT の立ち上げ 本邦初エレクタニリアックによる IMRT 開始 | 西部 茂美..... | 84 |
| ・ Multi-scale technology | | |
| 4th. RTQM システム株式会社 | 小澤 修一..... | 92 |
| ・ 第 75 回総合学術大会（横浜市） 座長集約..... | | 99 |
| ・ 第 52 回放射線治療セミナー 報告 | 林 直樹..... | 119 |
| 参加レポート | 上島 佑介..... | 120 |
| ・ 地域・職域研究会紹介 | | |
| 放射線治療あすなる会の紹介 | 渡邊 暁..... | 121 |
| ・ 世界の論文紹介 | | |
| Comparison of three commercial dosimetric systems in detecting clinically significant VMAT delivery errors. Arumugam S, Xing A, Young T, et al. Physica Medica 32 (2016) 1238-1244. | 山本 竜次..... | 123 |
| Dosimetric effect of body contour changes for prostate and head and neck volumetric modulated arc therapy plans. Sun L, Kirkby C, Smith W. J Appl Clin Med Phys. 2019 Apr;20(4):115-124. | 濱田 舜也..... | 130 |
| Setup Accuracy of the Novalis ExacTrac 6DOF System for Frameless Radiosurgery. Gevaert T, Verellen D, et al. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. Vol. 82(5), 2012. | 北岡 幹教..... | 144 |
| Dosimetric impact of the interplay effect during stereotactic lung radiation therapy delivery using flattening filter-free beams and volumetric modulated arc therapy. Ong CL, Dahele M, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2013 Jul 15;86(4):743-8 | 杉本 渉..... | 155 |
| Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. Ding GX, Alaei P, Curran B, et al. Med Phys. 2018 May;45(5):e84-e99 | 佐々木幹治..... | 162 |

「患者さんの納得にコミット」

都島放射線科クリニック 辰己大作

最近、海外からの患者さんを受け入れる機会が多くなりました。わざわざ海外から治療に来られ、自由診療で治療を受ける患者さんのモチベーションや満足する要因が気になり、治療を受けられた患者さんの反応や仲介業者の方の話を聞くようにしています。聞き取りを行った要点としては、“治療の実施（成績）”と“医師の丁寧な説明”が重要（感動）ポイントでした。治療の実施というのは、治療できるかどうかの技術力を意味します。もちろん、良い成績であるに越したことはありません。医師の丁寧な説明というのは、患者さんの言葉を借りると、“はじめて自分がどのような状態なのかわかった”，“これで納得して治療を受けることができる”という、いわゆる医師が患者さんの納得を引き出せるかどうかにかかっています。患者さんが理解できるように時間を取って説明できていない医療現場の現状が垣間見えた瞬間です。極端な話、医師の丁寧な説明があれば、仮に治療が奏功しなかったとしても、患者さんやその家族の満足度が非常に高いことは良く経験します。なお、この重要ポイントですが、何も海外からの患者さん特有のものではありません。日本の医療に関する意識調査（日本医師会総合政策研究機構）をみても、患者さんの満足度に最も影響を与えるのは、“医師の説明”であることが明らかになっています。

では、患者さんが納得するか否かは、“要は医師の問題”として片づけてよいのでしょうか。医師を支えるメディカルスタッフの技術力が高ければ、難しい症例も治療可能になり、放射線治療計画の一部を担うことができれば働き方改革で話題になっているタスクシフトにより、医師の患者さんに向き合える時間が増える可能性があります。研究開発の視点で考えれば、人工知能の利用により、業務の効率化を図ることができるかもしれません。患者さんからは直接的に見えない仕事かもしれませんが、その前向きな活動の一つ一つが、患者さんの納得にコミットすると確信しています。

放射線治療部会の会員の皆様は、メディカルスタッフ、教員、研究者など様々な立場がありますが、最終的には、放射線治療の発展と患者さんの納得に基づく医療の提供に帰結すると思います。私も放射線治療部会スタッフとして、“学術大会やセミナーに参加することによる技術力の向上”，“研究発表や論文執筆による放射線治療全体の底上げ”，このような皆様の前向きな活動をサポートし、患者さんの納得にコミットできるよう努めていきたいと考えています。

委員就任にあたり



この度、放射線治療部会の委員を拝命いたしましたがん研究会有明病院の中島と申します。2003年に当時、豊島区にあった癌研究会附属病院に入職し、2005年には現在の江東区有明に病院共々移りました。最近では東京オリンピックを控え、職場の周りでもたくさんの工事があちこちで行われています。

入職当時のことを思い返すと、全国で放射線治療関連の医療事故が相次いで起こり、参加したセミナーなども重苦しい雰囲気があったように思います。入職後の十数年の放射線治療はこれまでの技術の高精度化を主軸に発展してきたように思われます。しかしながら近年では、深層学習などが画像処理や radiomics などに用いられるようになり、放射線治療においても変革をもたらす可能性があります。また、免疫チェックポイント阻害剤などの免疫療法などが、一般にも広く認知されるようになり、当院でも矢継ぎ早に多くの臨床試験が開始されています。学生の頃学んだニューラルネットワークやシグナル伝達が目に見える形となって実際使われるようになると感慨深いものがあります。これらの花開きつつある新しい知見は、医療構造及び就業構造を変えていく可能性を持っています。

今日では非常に多くの情報がインターネットを介して出回っており、その質も様々です。必要とされる情報を効率的に探し出し、内容を精査し、活用できる能力である情報リテラシーは、診療放射線技師にも必要な能力となっています。入職して以来、職場の上司のみならず、大学の恩師や施設に関係なく多くの先輩方に助言をいただきました。歴代の治療部会委員の方々にもわからないことを色々と教えていただきました。現在の委員の方々とはここ数年治療部会セミナーをご一緒させていただくことがありましたが、非常に献身的に活動されていることを実感いたしました。これまで自分がしていただいたように自分もそうありたいと思いますので、ご指導をいただきながらになると思いますが、放射線治療部会の活動を通じて会員の皆様に貢献できるよう務めたいと思います。よろしくお願い申し上げます。

委員就任にあたり



この度、広島大学病院の中島健雄様の交代で中国・四国地区の放射線治療部会委員を拝命いたしました徳島大学の佐々木幹治と申します。

私が、放射線治療部門の配属となったのは、診療放射線技師として働きだした2年目の年の瀬の12月中旬に晴天の霹靂で配属が決まり、何も分からないままに年末年始の照射をしていたことを思い出します。思い返せば、配属当初の2000年代の当時には放射線治療事故が頻発した頃でしたので保科先生主導によるMU計算のスプレッドシートを用いた実習型の講習会が各地で実施されておりました。その当時の学会では、RadCalcが出始めの頃でもあり、実測値とTPSの違いについても報告がありました。MU計算のスプレッドシートを作成するにあたり、ビルドアップキャップならぬミニファントムというものを今後は、測定に利用するというのを聞き、学生時代に勉強したときには聞いたことがなかったのか、聞き逃していたのかと悩んだことも思い出します。学生時代の資料を見返しましたが、その当時はOPFにとどまった講義でした。今後は、ScとSpに分離が必要であり、そのためにミニファントムが必要であるということが分かりました。それ以外にも色々と聞きなじみのない定義や測定法等に悪戦苦闘していた毎日を思い出します。そのうちにIMRTが保険収載となり、放射線治療医のほうから、ぜひとも前立腺のIMRTを実施したいとのことで、当時SIEMENSマシンとXiOでのIMRTコミッショニングを実施いたしました。その後、Novalis TxやTrueBeamなど幸いにもその時々で立ち上げ作業に携わることができた事は、良い経験をさせていただけたと感謝しております。

放射線治療に従事する我々技術者にとって一番重要なことは、より良い医療を常にブラッシュアップしながら患者さんに提供するために何をすべきなのかを考えることだと思います。放射線治療部会の委員として少しでも会員の皆様方にとって役立つことができればと考えて精一杯、やっていく所存でございます。皆様方、何卒、どうぞよろしくお願いいたします。

第79回放射線治療部会開催案内

教育講演 [放射線治療部会] 10月19日(土) 8:50~9:50 (第1会場)

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

「患者線量検証の方法論と必要性」

東洋メディック株式会社 中口 裕二

第79回放射線治療部会 10月19日(土) 9:50~11:50 (第1会場)

シンポジウム「今一度考えよう高精度照射の事前検証 -個別化と最適化と簡略化-」

司会 藤田医科大学病院 林 直樹

徳島大学大学院 佐々木 幹治

1. 電離箱線量計とフィルムによる検証

大阪大学大学院 水野 裕一

2. ガントリーマウント型線量計

大阪国際がんセンター 乾 翔輝

3. カウチ設置型線量計

愛知県がんセンター中央病院 北川 智基

4. 独立検証ソフトウェアの活用

神戸市立医療センター中央市民病院 山下 幹子

入門講座7 放射線治療部会 10月18日(金) 9:00~9:50 (第8会場)

司会 山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「粒子線治療のトレンド」

新潟医療福祉大学 前島 偉

専門講座2 放射線治療部会 10月18日(金) 10:00~10:50 (第8会場)

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「IMRTの治療計画のピットフォール」

近畿大学病院 松本 賢治

放射線治療関連のプログラム

教育委員会企画 1

10月17日(木) 13:00~16:00 (第1会場)

Diagnostic and Therapeutic Indications of Brain Tumor

「研究のススメ：ファントムを使いこなそう」

座長 藤田医科大学 林 直樹
京都市立病院 前田 富美恵

1. 一般撮影

大阪大学医学部附属病院 廣瀬 慎一郎

2. マンモグラフィ

聖路加国際病院 秋 山 忍

3. MRI

広島大学 田村 隆行

4. CT

箕面市立病院 水戸 武史

5. Angio

NTT 東日本関東病院 塚本 篤子

6. 核医学

豊橋市民病院 市 川 肇

7. 治療

京都医療科学大学 霜村 康平

予稿

「患者線量検証の方法論と必要性」

東洋メディック株式会社 中口 裕二

90年代前半からコンピュータの発展とともに技術革新が進み、強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radiation Therapy ; IMRT) を代表とする、高精度な放射線治療が実現可能となった。IMRT に関して、本邦で広く行われている方法は、マルチリーフコリメータ(Multi-Leaf Collimator ; MLC)を用いた方法であり、治療計画装置では、IMRT の線量分布を完全には再現できないため、MLC の動作確認を含めて、患者毎に品質保証が必要となっている。

IMRT が開始された当初は、電離箱線量計によるポイント線量評価とフィルムを用いた 2 次元の線量分布評価を組み合わせ、3 次元の線量分布の品質保証を行ってきた。

電離箱線量計とフィルムによる検証方法では、測定に時間と手間が必要で、IMRT 患者の増加と共に問題となってきた。また、フィルム測定は、測定精度の面でも課題が残る。

このような背景のもとに、電離箱線量計とフィルム測定に代わる検証方法として、電離箱検出器や半導体検出器を多数搭載した、2 次元、3 次元検出器が登場した。更に、リニアックに搭載の EPID(Electric Portal Imaging Device)を用いた検証法や log ファイルや計算のみの検証法も登場している。各々の検証法で、特徴があり、特徴を理解した使用法が重要である。

本講演では、患者線量検証の意義を物理的な検証の側面と医療安全の側面とで対比しながら必要性を議論し、現在、本邦で使用可能な検証法を解説する。また、今後の患者線量検証についても考察する。

予稿

今一度考えよう高精度照射の事前検証
—個別化と最適化と簡略化—

座長集約

藤田医科大学 林 直樹

徳島大学大学院 佐々木幹治

本邦における強度変調放射線治療は、2000年に全国の7施設で開始されました。時代と共に治療装置および治療計画装置が進歩・発展を遂げる中で、診療報酬としては2006年に先進医療として承認され、2008年には頭頸部腫瘍、前立腺腫瘍および中枢神経腫瘍に対して保険適用となり、2010年4月から限局性の固形悪性腫瘍の患者に対してIMRTが保険適応となりました。現在では、240施設を超える医療機関からIMRTの施設基準の届出が申請されています。IMRT実施施設数の増加や適応拡大および新たな照射法やQA装置が開発される中で2011年には、「強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011」が出版されました。2011年に出版されたガイドラインから来年で10年目の節目の年を迎える前に今一度、IMRTの事前線量検証について技術学会会員の皆様と立ち止まって考える機会があれば良い機会となるのではと考え、本シンポジウムを企画いたしました。本シンポジウムにおけるテーマは、【今一度考えよう高精度照射の事前検証—個別化と最適化と簡略化—】といたしました。

本シンポジウムにおいては、様々な三次元線量検証システムが販売される中で、従来から実施されてきた電離箱線量計による絶対線量測定とフィルムによる相対線量検証のメリット・デメリットを整理するとともに、新しい検出器の有効性を理解して効率化を図るためのプロセスを議論します。また、近年では論文等にて患者事前検証として独立検証ソフトウェアを活用して、線量検証そのものを簡略化できる可能性も示唆されているので、この点についても議論をいたします。高精度照射に特化した検出器が普及していく中で、実施に時間がかかり手順の複雑な従来法は回避されがちです。しかし、従来法でカバーする要点を理解せずに検証方法を置き換えることは、避けるべきと考えられます。線量検証手順を効率化・簡略化するにあたり、もちろん、照射部位毎による線量検証手法の最適化をしないといけないと考えられます。最適化を行う上では、目的関数があり、そのパラメータを正確に用いることによって、本当の意味での個別化された患者事前検証になるとも考えられます。本シンポジウムでは、4名の著名な先生にご講演をお願いし、最後に総合討論を行う予定です。技術学会会員の皆様におかれましては、多数の方にご参加いただき、この夏の暑さ以上のアツい議論ができますと幸いです。

予稿

今一度考えよう高精度照射の事前検証
—個別化と最適化と簡略化—

1. 電離箱線量計とフィルムの有用性

大阪大学大学院 水野 裕一

本邦では 2000 年秋頃から IMRT が臨床導入され、2008 年には頭頸部腫瘍、前立腺腫瘍、中枢神経腫瘍に対して IMRT 保険適応、2010 年 4 月には限定性の固形悪性腫瘍に対して IMRT 保険適応となった。それに伴い IMRT を実施可能な施設も増加し、患者検証のツールも非常に多岐にわたるようになった。

当初は電離箱、フィルムによる検証が一般的であったが、現在は様々な選択肢がある。では電離箱やフィルムによる検証はもう時代遅れだろうか。電離箱には安価で信頼性の高いデータを取得できるというメリットがある反面、体積効果の影響から急峻な線量域の測定には注意を要する。フィルムも初期導入費用が他の検出器と比較すると安価で、優れた解像度、検出器自体の擾乱が少ないというメリットがある反面、フィルム自身の不確かさやスキャナによる不確かさ、扱う解析ソフトによる違い、特性曲線の取得や解析までの時間を要するという欠点も存在する。放射線治療における検証は測定結果に軸足をおいて考察を行う。すなわちその結果を元に治療開始の可否を判断、そして治療計画の見直し、再検証などを行う。患者検証の結果を考察する際に、電離箱だけでなくフィルムも理解して扱えば信頼性は高いと考える。特に頭部の SRS などではフィルムは力を発揮する。また MRI リニアックでの検証においても利用可能である。

本シンポジウムでは、新しい患者検証ツールが数多く存在する中での、電離箱、フィルムの有用性について、効率性、費用対効果、信頼性の観点から報告する。

予稿

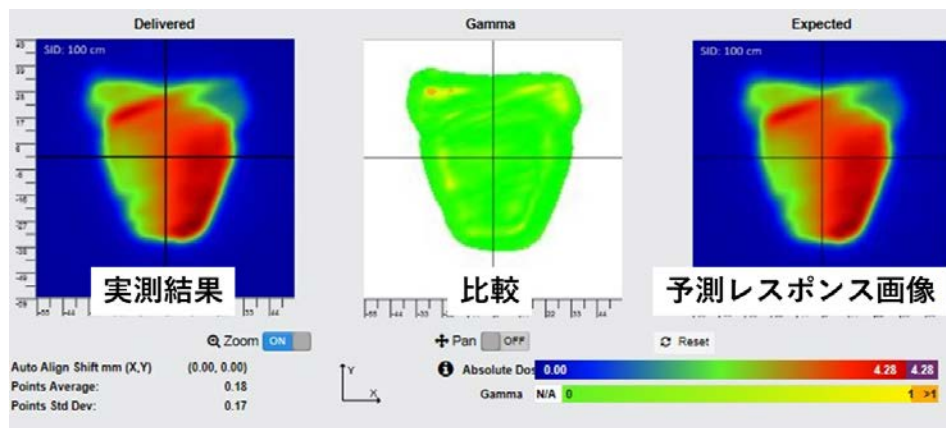
今一度考えよう高精度照射の事前検証
—個別化と最適化と簡略化—

2. ガントリーマウント型検出器と電子ポータル画像装置を用いた事前検証

大阪国際がんセンター 乾 翔輝

当院では 2 年前の病院移転時から IMRT・VMAT の事前検証にガントリーマウント型検出器である Dolphin (IBA 社)とその解析ソフトウェアである COMPASS (IBA 社), および EPID 画像の解析ソフトウェアである PerFRACTION (SunNuclear 社)を導入している. これらのツールは事前検証の効率化に有効な方法ではあるが, 従来から検証に使用されているフィルムや ArcCHECK とは異なり, DICOM データから独自に搭載されたアルゴリズムを用いて計算するモデルベースの検証である. したがって, 解析では計算して得られた予測レスポンス画像と実測結果との比較を行っており, 正しい理解のもとで使用される必要がある.

本シンポジウムでは, Dolphin-COMPASS システムと PerFRACTION の装置説明, 特性, VMAT 事前検証の測定方法や, 当院における各システムの使い分けを述べる. また, モデルベースの検証のため, 当院では電離箱における評価点絶対線量検証と組み合わせて測定していることなど, 検証結果を交えて紹介する.



PerFRACTION における VMAT 解析例

予稿

今一度考えよう高精度照射の事前検証
—個別化と最適化と簡略化—

3. 多次元検出器による検証

愛知県がんセンター病院 北川智基

多次元検出器は小型の半導体や電離箱が多次元に配列されており、適切な線量校正により二次元もしくは三次元の絶対線量分布検証が迅速に行える。2011年に国内において発刊された「強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011」¹⁾では、多次元検出器がフィルムに比べて空間分解能が低いことや、方向依存性や線量率依存性などがあることから多次元検出器単独での線量検証は避け、状況に応じて電離箱・フィルムと併用することが望ましいとされている。その後、多くの研究者により多次元検出器の使用経験とエビデンスが集積され、2018年に国外のガイドラインではあるが、米国医学物理士会より Task Group 218²⁾が発刊され、絶対線量分布検証における多次元検出器の有用性や普遍的な許容限度が示された。

当院(愛知県がんセンター病院)では2006年にトモセラピー(アキュレイ社)が導入され、強度変調放射線治療の臨床使用開始と同時に電離箱による絶対線量検証とラジオグラフィックフィルムによる相対線量分布検証を開始した。2012年には、多次元検出器である円筒型半導体検出器 ArcCHECK (SunNuclear 社)を導入し、電離箱およびフィルムと並行して運用が開始された。その後、自動現像機の稼働停止により電離箱による絶対線量検証と ArcCHECK による相対線量分布検証に置き換えた。現在では、半導体素子の絶対線量校正を行い ArcCHECK 単独の絶対線量分布検証を実施している。また、当院では Synergy (エレクタ社)と TrueBeam (バリアン社)の臨床使用がそれぞれ2012年と2017年に開始され、強度変調放射線治療を実施している。これらの線量検証には二次元検出器 MapCHECK2 (SunNuclear 社)による線量分布検証を装置導入当初より実施しており、現在では MapCHECK2 単独の絶対線量分布検証を実施している。

今回のシンポジウムでは、当院での多次元検出器の運用状況を紹介し、線量検証における多次元検出器の諸問題、およびその対策について報告する。また、本シンポジウムにあたって近隣施設に対して多次元検出器の運用状況についてアンケート調査を実施したため、その結果を報告する。

参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011
- 2) Moyed M, Arthur O, Dimitris M et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med. Phys 2018; 45 (4): e53-e83

予稿

今一度考えよう高精度照射の事前検証
—個別化と最適化と簡略化—

4. 独立計算検証ソフトウェアの活用

神戸市立医療センター中央市民病院 山下幹子

放射線治療において、治療計画装置で作成した治療計画と放射線治療装置を用いて行う照射が重要な要素となる。そのため、患者個々の治療計画の結果を第三者的に評価できる独立計算検証は放射線治療の品質保証法として非常に有効な手段と言える。その中で、英国では独立計算検証が義務化されており、米国では保険適用されているが、日本では整備が遅れており、義務化もなく、保険適用もない上に施設独自の判断となっている。

近年、光子線治療では腫瘍の形状に合わせて線量を集中させることが可能な高精度放射線治療と呼ばれる強度変調放射線治療や定位放射線治療が行えるようになって来た。特に強度変調放射線治療は、標準的な照射方法として確立されつつあるが、未だ治療前の検証(主に実測)が必要不可欠であるが、臨床を行いながらの検証はマシンタイムが限られていることもあり、休憩時間をずらして行ったり業務終了後に行ったりしているのが実状である。その中で、独立計算検証ソフトウェアが高精度放射線治療においても実用可能であれば、実測検証する時間を短縮することが可能となり、治療スタッフにとって業務負担の軽減、患者にとって治療開始までの時間の短縮が出来る。

そこで、厚生労働科学委託研究及び日本医療研究開発機構委託研究において、光子線治療の汎用治療装置及び特殊治療装置(CyberKnife・Vero4DRT・Tomotherapy)に対して、共通の独立計算検証ソフトウェアを用いて国内で多施設共同試験を実施した。この試験では、AAPM Task Group 114(TG114)での報告にある汎用治療装置によるConventional治療や定位放射線治療に加え、TG114では除外されている強度変調放射線治療や特殊治療装置に対して Clarkson ベースのソフトウェアを用い独立計算検証の許容値などを学会や論文で報告した。

今回のシンポジウムでは、この多施設試験での結果の一部を報告させていただき、各施設における独立計算検証を考える際の一翼を担えればと思う。

予稿

「粒子線治療の現状とトレンド」

新潟医療福祉大学 前島 偉

粒子線治療の歴史を顧みると 1938 年に速中性子線治療として始まった。速中性子線に対する期待は大きかったが振るわず、その後荷電粒子線治療は 1946 年 Wilson により提唱された。

日本国内においての粒子線治療は 1979 年に放医研が陽子線治療を開始した。深部腫瘍に対する陽子線治療は 1983 年に筑波大学で、1994 年に放医研で炭素イオン線治療が開始された。2019 年 7 月現在世界で 95 の粒子線治療施設が稼働しており、そのうち国内には 23 施設稼働している。建設中(立上げ中含)が世界で 40 施設あり、そのうち日本国内 2 施設(2020 年開設予定)を含む。さらに計画中が世界に 23 施設あり、近い将来 180 施設程が稼働する予定であり、国際的にも粒子線治療の期待は高まっている。

今回は現在の粒子線治療の国内と世界の現状と動向、最新のトピックである Flash Treatment(72Gy/sec の大線量照射), Arc Proton Therapy 等を報告する予定である。

予稿

「IMRT の治療計画のピットフォール」

近畿大学病院 松本 賢治

強度変調放射線治療(IMRT)の治療計画における最大の特徴は、逆方向治療計画(Inverse Planning)にある。計画者がすべての照射条件を設定し線量分布を作成する Forward Planning に対し、Inverse Planning では、理想的な線量分布を作成するためのフルエンスマップ及び MLC セグメントをコンピュータが計算するため、正確に施設のプランポリシーを反映したプランデザインを設定する必要がある。IMRT の治療計画では、可能な限りターゲットに局限した線量分布の作成を目標とするため、ターゲットの輪郭抽出は非常に重要となる。加えてリスク臓器(OAR)の耐容線量を考慮した空間的線量分布を作成し、各 OAR の線量指標を把握することが治療計画担当者に求められる。IMRT では体積処方線量を用いて治療計画を作成するため、OAR では意図せぬ線量増加につながる可能性がある。従って ICRU83 等で述べられているように D_{98} (nearly D_{min})や D_{50} , D_2 (nearly D_{max})等の DVH 評価指標を利用した治療計画の評価が IMRT の治療計画では有用である。Inverse Planning では、コンピューターが最適化計算を行うが、最適化計算のための優先度等のパラメータ、線量率、エネルギー、ガントリ及びコリメータ角度の設定は計画者が行なわなければならない。コンピューターは、設定値に忠実に最適化計算を行うが、計算結果から設定値の間違いを検出することは困難であることが IMRT 治療計画の特徴である。この事を治療計画担当者は理解し、人間が介在するポイントには必ずヒューマンエラーのリスクが存在することを認識しそのエラーに対する対処方法(検出方法)を準備する必要がある。

近年、日本において IMRT は施設基準をクリアした施設で広く実施されるようになった。施設基準には、安全に IMRT を施行するために必要な人的要件が設けられており、治療計画を物理士及び治療専門技師が担務する施設も多く存在する。今回の発表では、治療計画におけるピットフォールに主眼を置いた内容であるが、治療中の IGRT 画像(特に CBCT 画像)から得られる情報の治療計画へのフィードバックについても言及したい。一旦治療開始となっても、治療室から得られる患者情報(体重減少など)をもとに再治療計画となる IMRT 症例は少なくない。照射担当の技師も IMRT の治療計画及び線量分布を理解し IGRT 画像から得られる情報を基に継続的な治療の実施が適切であるかを判断し、医師及び物理士に提案するスキルが求められる。筆者は広義の意味では、この点も治療計画のピットフォールに含まれると考える。今回の発表では、治療計画及び照射を担当するすべての技師にとって有益となる内容を展開したい。

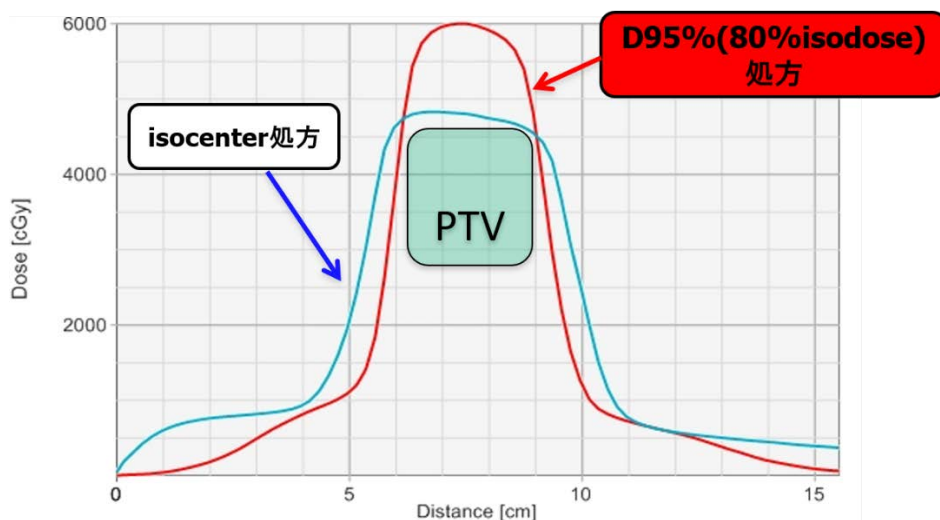
体幹部定位照射の臨床

広島大学病院 木村 智樹

1. はじめに

体幹部定位照射(以下, SBRT)が 2004 年に肺, 肝腫瘍および脊髄動静脈奇形に対して保険収載されて 15 年経過し, 多くの施設で様々な臓器に対して施行されるようになった. 技術的な面でも, 線量処方法が従来主流であった腫瘍中心に対して設定するアイソセンタ処方から PTV の辺縁に処方線量の分布がほぼ一致するように設定する辺縁処方を採用する施設が増加している. 辺縁処方の場合, PTV 辺縁の線量が担保され中心線量は処方線量より高くなり, かつ周辺正常臓器の線量も低下する利点がある. 一方で, PTV 辺縁付近での線量勾配が急峻になるため, 少しの位置ずれにより, PTV への線量が一気に低下する恐れもあり, 位置照合により注意を要する(図 1). 様々な臨床試験においても, どこを基準に処方されているかによって線量分布が大きく異なる点を認識しておくことが重要である.

本講演では臨床の立場から, 施行される頻度の高い原発性肺癌, 肝細胞癌, そして転移性腫瘍に対する SBRT の現状について解説した.



(図 1)アイソセンタ処方と辺縁処方の線量分布の特徴(広島がん高精度放射線治療センター 小澤修一先生のご厚意による)

2. 原発性非小細胞肺癌

I 期非小細胞肺癌に対する SBRT において, 以下のような解決すべき課題がある.

- 1) 末梢性 T1 病変(腫瘍径 3cm 以下)の至適線量

腫瘍径 3cm 未満の IA 期非小細胞肺癌に対する第 II 相試験である JCOG0403(48Gy/4 回, アイソセンタ処方)が行われ, 標準手術可能 64 例および標準手術不能 100 例の 3 年生存割合はそれぞれ 76%, 59.9%と, 従来の報告(報告は IB 期を含む I 期全体に限られる)の 3 年生存割合約 20-40%に比して明らかに高かった¹⁾. Grade 3 以上の有意事象はそれぞれ 13.5%, 6.2%であり, Grade 5 は認めていない. この結果から, 手術不能例においては SBRT が標準治療となった. 一方, 米国では従来辺縁処方が用いられており, 54Gy/3 回が標準的である. IB 期も含む I 期全体で手術不能 55 例を対象とした RTOG0236 では, 3 年生存割合及び局所制御割合はそれぞれ 55%, 93%²⁾, 手術可能 26 例を対象とした RTOG0618 では, 同様の線量分割で 2 年生存割合及び局所制御割合はそれぞれ 84.4%, 92.3%と報告されている³⁾. 現時点での I 期非小細胞肺癌の SBRT の目指すべき治療成績としては, 3 年局所制御割合約 90%, 手術不能及び可能例の 3 年全生存割合はそれぞれ 60%, 70%程度が目標となる. このように, I 期非小細胞肺癌に対する SBRT は有効かつ安全に施行可能であるが, 様々な線量分割法が用いられており, 至適線量は定かではない. 現在, IA 期非小細胞肺癌及び 3cm 以下の組織未確定の肺腫瘍に対して, JCOG0403 での標準線量(42Gy/4 回, D_{95%} 処方)より高線量(55Gy/4 回, D_{95%} 処方)の SBRT が生存割合を改善するかを検証する第 III 相試験(JCOG1408)が行われており, この結果が待たれる⁴⁾.

2) 末梢性 T2 病変(腫瘍径 3-5cm)の至適線量

腫瘍径 3-5cm の末梢性 T2 病変に対する線量増加第 I 相試験である JCOG0702 が実施された. PTV<100cc では, 15 例登録され, 60Gy/4 回(D_{95%} 処方)まで線量増加された. 60Gy/4 回群では Grade 2 の放射線肺臓炎を 1 例認めたのみであったが, 線量制約の遵守が困難な症例が多く, 実行可能性から 55Gy/4 回が推奨線量となった⁵⁾. PTV≥100cc では, 13 例登録され, 50Gy/4 回(D_{95%} 処方)まで Grade 3 以上の放射線肺臓炎は認めなかった. 本来なら 55Gy/4 回群へ線量増加すべきであったが, 正常組織の線量制限を満たさないことなどから登録がなく, これ以上の試験延長を回避するため, 50Gy/4 回群で試験終了となった. この群でも実行可能性を考慮し 50Gy/4 回が推奨線量となった⁶⁾.

3) 中枢性病変の至適線量

気管・気管支, 大血管, 食道などの直列臓器への高線量照射による致死的な有害事象が問題となる中枢性肺癌に対する SBRT については, 様々な線量分割法が報告されているが, 安全性の面において確立されたとは言えない状況である. また, 最近では中枢性肺癌の中でも致死的な有害事象の可能性がより高くなる状況として, PTV に気管・主気管支が含まれる場合を“ultracentral”と定義し, 従来の定義による中枢性肺癌と分けて考える必要性が検討されている⁷⁾. 多施設臨床試験として, 国内では, 中枢性の臨床病期 IA 期非小細胞肺癌に対して, 安全性を重視し, 末梢性で用いられる 4 分割ではなく, 8 分割での線量増加第 I 相試験(JROSG10-1)が実施され, 60Gy/8fr(アイソセンタ処方)を推奨線量とした⁸⁾. 一方, 米国での RTOG0813 は 5cm 未満の T1-T2N0M0 非小細胞肺癌に対する第 I/II 相試験として行われ, 最大耐容線量は 60Gy/5 回(D_{95%} 処方)とされた. 第 II 相部分において高線量群(57.5Gy/5 回と 60Gy/5 回の 2 レベル)でそれぞれ 38, 33 例が登録された. 57.5Gy/5 回と 60Gy/5 回において 2 年局所制御割合, 全生存割合はそれぞれ 89.4%, 87.9%, 及び 67.9%, 72.7%であった. また, Grade 4-5 の有害事象はそれぞれ 7.9%, 6.1%であり, この結果から高線量群において高い局所制御割合を得られ, かつ毒性も許容範囲内であったと結論付けている⁹⁾. 前述の“ultracentral”については, Tekatli らが 47 例に対して 60Gy/12 回での寡分割照射を行い, Grade 3 以上の有害事象を 18 例(38%), うち 10 例(21%)に治療関連死(致死的な喀血 7 例: 15%を含む)を認めたと

している⁷⁾。この報告で用いられた線量分割法は、前述の 60Gy/5 回や 60Gy/8 回といった線量分割法よりも線量強度が軽減しているにもかかわらず、致命的な有害事象を多く認めており、日常臨床で推奨できるものではない。一方で、Karasawa らの提唱する寡分割照射法 75Gy/25 回(アイソセンタ処方)¹⁰⁾などの新たな線量分割法でのエビデンス作りが急務である。いわゆる”ultracentral”も含め、現時点でどの線量分割法が最適であるかを結論付けることは困難である。安全性の面から、それぞれの線量制限を遵守することはもちろんのこと、症例選択を慎重に行うことが最も重要であると思われる。

4) 手術との比較

肺癌診療ガイドライン 2018 年版では、I 期非小細胞肺癌において SBRT は手術不能例では標準治療、標準手術(肺葉切除)不能例では選択肢の一つという位置付けである¹¹⁾。現時点で手術と SBRT によるランダム化比較試験の結果はないが、傾向スコアを用いた比較が多くなされている。Chen らはこのような 16 試験のメタアナリシスを報告しており、全生存割合におけるハザード比は手術の方が有意に良好であったが (1.48; $p < 0.001$)、肺癌原病生存割合におけるハザード比は両者で有意差を認めなかったとしている(1.17)¹²⁾。手術法による解析では、ハザード比は肺葉切除及び縮小手術との比較ではハザード比がそれぞれ 1.61, 1.28 であり、縮小手術では差が減少している。全生存割合は SBRT より手術が良好であったが、原病生存割合では両者とも同等の治療法であると結論付けている。現在、4 つのランダム化比較試験が進行中でその結果が待たれる。

3. 肝細胞癌

各種ガイドラインにおいて、肝細胞癌に対する SBRT は、手術やラジオ波焼却術(以下、RFA)が適応とならない場合の代替という位置付けである^{13,14)}。3 年局所制御割合は 90%以上という良好な成績が報告されており¹⁵⁻¹⁷⁾、局所治療の 1 つの選択肢として認知されつつあるが、長期の治療成績の報告や前向き試験がまだまだ乏しい状況である。広島大学では 2008 年より SBRT を行う症例が増加し、当初は I 期非小細胞肺癌と同様の 48Gy/4 回(アイソセンタ処方)で行っていたが、2014 年よりほぼ等価となる 40Gy/4 回(D_{95%} 処方, 80% isodose)に変更し、現在に至っている。我々は初期に 48Gy/4 回(アイソセンタ処方)で行った 65 例 74 病変を長期経過観察(観察期間中央値 41 か月)し、5 年生存割合及び局所制御割合がそれぞれ 41.4%, 100%であったことを報告した¹⁸⁾。Grade 3 以上の有害事象は 23.1%であったが、うち 5 例は SBRT 前より Grade 3 の血小板減少を認めた患者を含んでおり、観察期間中央値 26 カ月の段階で報告した時と増加は認めなかった。長期経過観察においても有効性及び安全性を確認できた。

現時点で手術、RFA、肝動脈塞栓化学療法(以下、TACE)といった他のモダリティと SBRT によるランダム化比較試験の結果はないが、傾向スコアを用いた比較が多くなされている。

<TACE との比較>

Huo らは PubMed 等のデータベースより 25 編の論文を引用し、TACE 単独と TACE に SBRT を含む放射線治療との併用(TACE+RT 群)を比較するメタアナリシスを行った¹⁹⁾。生存期間中央値は TACE+RT 群が TACE 単独群より有意に良好であったとしている(22.7 ヶ月 vs 13.5 ヶ月; $p < 0.001$)。

<RFA との比較>

Wahl らは SBRT 63 症例 83 病変と RFA 161 症例 249 病変の局所無再発期間をエンドポイントとした後方視的解析を行い、単変量解析において、治療モダリティ(RFA vs SBRT)が有意に局所制御に関与(HR=2.63, $p=0.016$)し、特に 2cm 以上の場合、SBRT 群より RFA 群で局所無再

発期間が有意に低かったとしている(HR, 3.35; p=0.025)²⁰。一方で, Rajyaguru らは, I-II 期肝細胞癌を傾向スコアを用いて RFA(3684 例)と SBRT(296 例)を比較し, 5 年生存割合は RFA 群で 29.8%, SBRT 群で 19.3%であり, 有意に RFA が良好であったとしている (p=0.001)²¹。

<手術との比較>

Su らは, 傾向スコアを用いた解析で手術と SBRT を 33 例で比較し, 5 年全生存割合は 69.3% と 74.3%(p=0.405)で有意差を認めず, 毒性は同様であったため, SBRT は非侵襲的である分, 切除よりメリットがあると結論付けている²²。一方で, 広島大学での検討では, 同じく傾向スコアにて 手術 54 例と SBRT 27 例を比較したところ, 5 年生存割合が 75.2%と 47.8%で有意差を認めた(p=0.0149)²³。5 年無病生存割合では有意差は認めなかったものの(33.8% vs 16.4%, p=0.0512), 初発例に対しては切除が第一選択であり, SBRT は手術不能例の良いオプションであると結論付けた。

以上のように, 他のモダリティと比較において, 後方視的及び傾向スコアを用いた報告が多くなされているが, ランダム化比較試験は存在しないため, 結論を得るまでには至っていない。このような状況を改善するためにも SBRT に関するエビデンスの構築が急務である。現在, 初発単発肝細胞癌に対する SBRT の多施設前向き試験(STRSPH 試験)が行われており, その結果も待たれる。

また, 肝細胞癌の治療において, Bragg peak による優れた線量分布から粒子線治療も重要な役割を果たしている。Qi らはメタアナリシスにおいて SBRT と陽子線治療との比較を行い, 全生存割合と局所領域制御割合に有意差は認めなかったが, 晩期有害事象は陽子線で有意に改善したと報告している²⁴。腫瘍径が 5cm を超える, 消化管に近接する, 肝機能不良例などでは粒子線治療の方が SBRT より適している場合が多いと思われるが²⁵, 現時点で肝細胞癌に対する粒子線治療は保険適応ではなく, 地域偏在も問題点である。

4. 転移性腫瘍

肺や肝におけるオリゴメタスタシスに対しても SBRT は良い適応となる。しかし, Onishi らによる肺転移に対する SBRT の全国調査では, 大腸直腸癌がそれ以外の臓器からの転移と比較して局所制御割合が有意に不良であると報告している²⁶。各種ガイドラインでも大腸直腸癌からの肺・肝転移の第一選択は切除であり, SBRT に関する記載は乏しい²⁷。Tree らは大腸直腸癌からの肺・肝転移の SBRT において, 90%以上の 2 年局所制御割合を得るには少なくとも 48Gy/3 回は必要としている²⁸。オリゴメタスタシスに対する SBRT においては, 原発巣によって線量増加を考慮する必要があると考えられる。この領域においても, 前向き試験が乏しく, エビデンスの構築が急務と言える。

一方で, 最近では多発転移を来した症例に対し, SBRT と免疫チェックポイント阻害剤との併用によるアブスコパル効果が注目され, その効果に期待がかかる²⁹。

5. おわりに

SBRT は肺, 肝以外にも適応を広がっており, 我々はその有用性と非侵襲性についてエビデンスをもって提示していく必要がある。本講演を通じて SBRT の臨床的な状況について理解がより一層深まっていれば幸いである。

最後に, このような貴重な機会を与えて頂きました日本放射線技術学会治療部会の皆様に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) Nagata Y, Hiraoka M, Shibata T, et al. Prospective trial of stereotactic body radiation therapy for both operable and inoperable T1N0M0 non-small cell lung cancer: Japan Clinical Oncology Group Study JCOG0403. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2015;93:989–6.
- 2) Timmerman R, Paulus R, Galvin J, Michalski J, Straube W, Bradley J, et al. Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer. *JAMA* 2010;303:1070-1076.
- 3) Timmerman R, Paulus R, Pass HI, Gore E, Edelman MJ, Galvin JM, et al. Stereotactic body radiation therapy (SBRT) to treat operable early stage lung cancer patients. *ASCO* 2013;Abstract.
- 4) Kimura T, Nagata Y, Eba J, et al. A randomized Phase III trial of comparing two dose-fractionations stereotactic body radiotherapy (SBRT) for medically inoperable Stage IA non-small cell lung cancer or small lung lesions clinically diagnosed as primary lung cancer: Japan Clinical Oncology Group Study JCOG1408 (J-SBRT trial). *Jpn J Clin Oncol* 2017;47:277-281.
- 5) Onimaru R, Shirato H, Shibata H, et al. Phase I study of stereotactic body radiation therapy for peripheral T2N0M0 non-small cell lung cancer with PTV < 100 cc using a continual reassessment method (JCOG0702). *Radiother Oncol* 2015;116:276–80.
- 6) Onimaru R, Onishi H, Shibata H, et al. Phase I study of stereotactic body radiation therapy for peripheral T2N0M0 non-small cell lung cancer(JCOG0702):Results for the group with PTV \geq 100 cc. *Radiother Oncol* 2017;122: 281-285.
- 7) Tekatli H, Haasbeek N, Dahele M, et al. Outcomes of hypofractionated high-dose radiotherapy in poor-risk patients with “ultracentral” non–small cell lung cancer. *J Thorac Oncol* 2016;11:1081-1089.
- 8) Kimura T, Nagata Y, Harada H, et al. Phase I study of stereotactic body radiation therapy for centrally located stage IA non-small cell lung cancer (JROSG10-1). *Int J Clin Oncol* 2017;22:849-856.
- 9) Bezjak A, Paulus R, Gaspar LE, et al. Safety and efficacy of a five-fraction stereotactic body radiation therapy for centrally located non-small cell lung cancer: NRG Oncology/RTOG 0813 Trial. *J Clin Oncol* 2019;37:1316-1325.
- 1 0) Karasawa K, Hayakawa S, Machitori Y, et al. Accelerated hypofractionated radiotherapy versus stereotactic body radiotherapy for the treatment of stage I non–small cell lung cancer –A single institution experience with long-term follow-up. *Technology in Cancer Research & Treatment* 2018;17:1-8.
- 1 1) 肺癌診療ガイドライン2018年版. 金原出版.
- 1 2) Chen H, Laba JM, Boldt RG, et al. Stereotactic ablative radiation therapy versus surgery in early lung cancer: A meta-analysis of propensity score studies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2018;101:186-194.
- 1 3) European Association for the Study of the Liver. EASL clinical practice guidelines: Management of hepatocellular carcinoma. *J Hepatology* 2018;69:182-236.
- 1 4) National Comprehensive Cancer Network Inc NCCN clinical practice guidelines in Oncology. Hepatobiliary Cancers version 2. 2019. Available from URL: https://www.nccn.org/professionals/physician_gls/f_guidelines.asp#hepatobiliary.

- 1 5) Sanuki N, Takeda A, Oku Y et al. Stereotactic body radiotherapy for small hepatocellular carcinoma: a retrospective outcome analysis in 185 patients. *Acta Oncol* 2014;58:399–404.
- 1 6) Takeda A, Sanuki N, Eriguchi T et al. Stereotactic ablative body radiotherapy for previously untreated solitary hepatocellular carcinoma. *J Gastroenterol Hepatol* 2014;29:372–379.
- 1 7) Takeda A, Sanuki N, Tsurugai Y et al. Phase 2 study of stereotactic body radiotherapy and optional transarterial chemoembolization for solitary hepatocellular carcinoma not amenable to resection and radiofrequency ablation. *Cancer* 2016;122:2041–2049.
- 1 8) Kubo M, Kimura T, Aikata H, et al. Long-term outcome of stereotactic body radiotherapy for patients with small hepatocellular carcinoma. *Hepatol Res* 2018; 48:701–707
- 1 9) Ya Ruth Huo and Eslick GD. Transcatheter arterial chemoembolization plus radiotherapy compared with chemoembolization alone for hepatocellular carcinoma: A systematic review and meta-analysis. *JAMA Oncol* 2015;6:756–765.
- 2 0) Wahl DR, Stenmark MH, Tao Y, et al. Outcomes after stereotactic body radiotherapy or radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma. *J Clin Oncol* 2016;34:452-459.
- 2 1) Rajyaguru DJ, Borgert AJ, Smith AL, et al. Radiofrequency ablation versus stereotactic body radiotherapy for localized hepatocellular carcinoma in nonsurgically managed patients: Analysis of the National Cancer Database. *J Clin Oncol* 2018;36:600-608.
- 2 2) Su TS, Liang P, Liang J, et al. Long-term survival analysis of stereotactic ablative radiotherapy versus liver resection for small hepatocellular carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2017;98:639-646.
- 2 3) Nakano R, Ohira M, Kobayashi T, et al. Hepatectomy versus stereotactic body radiotherapy for primary early hepatocellular carcinoma: A propensity-matched analysis in a single institution. *Surgery* 2018;164:219-226.
- 2 4) Qi WX, Shen F, Qing Z, et al. Charged particle therapy versus photon therapy for patients with hepatocellular carcinoma: A systematic review and meta-analysis *Radiother Oncol* 2015;114:289-295.
- 2 5) Dawson LA. Overview: Where does radiation therapy fit in the spectrum of liver cancer local-regional therapies? *Semin Radiat Oncol* 2011;21:241-246.
- 2 6) Onishi H, Matsumoto Y, Miyakawa A, et al. Japanese multi-institutional study of stereotactic body radiotherapy for totally 380 patients with lung metastases. ASTRO 2014 presentation.
- 2 7) National Comprehensive Cancer Network Inc NCCN clinical practice guidelines in Oncology. Colon Cancers version 1. 2019. Available from URL: https://www.nccn.org/professionals/physician_gls/f_guidelines.asp#colon.
- 2 8) Tree AC, Khoo VS, Eeles RA, et al. Stereotactic body radiotherapy for oligometastases. *Lancet Oncol* 2013;14:e28-37.
- 2 9) Sharabi AB, Lim M, DeWeese TL, et al. Radiation and checkpoint blockade immunotherapy: radiosensitisation and potential mechanisms of synergy. *Lancet Oncol* 2015;16:e489-509.

第 78 回放射線治療部会（横浜市）シンポジウム
「体幹部定位照射技術 ～高精度リニアックなら、ここまでできる体幹部定位照射～」

座長集約

がん研究会研有明病院 中島 大
都島放射線科クリニック 辰己 大作

第 78 回放射線治療部会シンポジウムは、汎用リニアックを用いた体幹部定位照射をテーマとして、4 名の先生方にご講演いただいた。体幹部定位照射をテーマとしたシンポジウムは 2007 年の第 54 回放射線治療分科会で『体幹部定位放射線治療を成功に導く技術』として過去にとりあげられている。当時と比較してより多くの施設に高精度放射線治療装置が普及したのと同様に処方、位置合わせ、呼吸管理など様々な変化が生じている。それらの変化に対応しつつ、汎用リニアック装置でどの様な照射が実際に行われているのか豊富な経験を元にした取り組みをご提示いただいた。

国内における体幹部定位照射を取り巻く状況としては、日本医学物理学会が 2015 年に IGRT、2017 年に肺定位放射線治療における放射線治療計画手法について実態調査アンケートを実施しており、ホームページ上で公開されているので参考にさせていただきたい。

体幹部定位照射の計測に関しては、小照射野の計測が重要であり、検出器のサイズや材質の選択に注意を払う必要がある。外部照射の小照射野計測について書かれた IAEA TRS-483 では、検出器と計測データの関係が示されており、自施設の計測データがどの程度検出器の影響を受けているかを推測するのに役立つ情報が含まれている。また、Farmer 形電離箱を FFF の標準計測に用いる際、標準計測法 12 では考慮されていない検出器の体積効果と平坦化フィルターの有無

による阻止能比の違いは、2 つの補正係数 $\left\{ (k_{vol})_Q^{f_{ref}} \text{ および } (s_{w,air})_{TPR_{20,10}(10)}^{FFF} / (s_{w,air})_{TPR_{20,10}(10)}^{WFF} \right\}$ の

積をとると 1.000 ± 0.001 に収まるので、標準計測法 12 の値をそのまま使用しても結果的に大きな問題にならないことが示されたと考える。しかしながら、小型の電離箱の場合は体積効果の影響が小さくなるので注意が必要である。

体幹部定位照射においては、多くは肝臓や肺などの呼吸性移動が伴う部位を対象としており、移動量を描出および評価することが重要である。そのためには 4D-CT もしくは Long Time Scan で移動範囲を捉える必要があるが、CT 装置ないし治療計画装置によってはそのどちらも使用できないといった施設においては奥先生のご提示いただいた同一スライスで呼吸周期よりも長い時間 Fast Scan を連続して繰り返す撮像方法が参考になるかもしれない。また各施設で呼吸性移動対策の手法に違いがあったが、使用する装置や症例数、施設の考え方が色濃く反映された結果であった。呼吸が安定しないあるいは息止めができないなどさまざまな患者に対応できるよう、いくつかの選択肢を持っておくことがスムーズな臨床運用を行う上で必要であり、各施設の取り組み方が非常に参考になったと思われる。

線量処方に関しても、従来用いられてきたアイソセンタ処方ではなく volume 処方ないし isodose 処方が用いられるようになったが、ターゲットに対し十分な線量を確保するには必然の結果であろう。国内においても 2010 年の高精度外部照射研究会ではポイント処方で行なっている施設が最も多かったが、2017 年の医学物理学会のアンケート調査ではすでに多くの施設が volume 処方に移行している。60%isodose 処方と $D_{95\%}$ 処方では高線量域が変わってくる。 $D_{2\%}$ でそれぞれ処方

線量の 160%と 125%を超えるような分布となるが、 BED_{10} が 100Gy を超えるような体幹部定位照射においても線量増加による局所制御の改善が期待されており、腫瘍の存在確率が高い中心線量を高くする治療計画は、腫瘍への線量増加と、腫瘍の周囲の正常組織の線量を低減する効果がある。JCOG1408 で $D_{95\%}$ が採用されているのには、辺縁線量が JCOG0403 とほぼ同等であるということに加え、多くの施設での実施可能性を考慮に入れた結果と伺っている。

肝臓の体幹部定位照射において、OBI や CBCT など通常の IGRT ではターゲットの位置を正しく同定できない場合もあるが、リニアック単体で marker gating 照射機能を有した装置を用いることで安心して治療を提供することができる。ただし、SyncTraX などの専用の IGRT 機器を用いる場合と比べるとユーザー側で工夫しなければならない点もあることがよく理解できた。

臨床でのフローや品質管理での検討事項など先生方の施設で取り組まれていることを非常にわかりやすくまとめていただいた。当院でも臨床試験参加が治療内容を見直すきっかけにもなったこともあり、本シンポジウムが皆様の施設の体幹部定位照射を見直すきっかけになると嬉しく思います。また、体幹部定位照射のさらなる普及を通して、多くの患者が適切に治療を受けられることを望みます。

最後になりましたが、お忙しい中本シンポジウムの講演をお引き受け頂いた先生方に改めて感謝の意を表します。

1. 小照射野, FFF ビームの測定

大阪大学医学部附属病院 秋野 祐一

1. はじめに

高精度治療に対応した汎用リニアックの普及に伴い、多くの施設で体幹部定位放射線治療 (SBRT) が行われるようになってきた。2018 年に日本医学物理学会が実施したアンケート調査では回答施設のうち 77% が定位照射を実施していると回答した [1]。また SBRT の照射に強度変調回転放射線治療 (VMAT) の技術を利用する施設が増えており、小照射野 X 線の測定・線量計算精度の重要性が増している。定位照射や VMAT で使用される小照射野 X 線は線量勾配が非常に急峻であり、通常照射野の測定で使用される検出器では正確に測定することができない。米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM) のタスクグループ No. 101 では、空間分解能 1 mm 程度の適切な検出器で測定する必要があると、それでも注意深く計測しないと 10% 以上の誤差が生じると警告している [2]。さらに近年ではフラットニングフィルターフリー (flattening-filter-free: FFF) ビーム を照射可能なリニアックも多くの施設で導入され、1 回大線量の定位照射も短時間に終わることができるようになった。

小照射野線量計測の国際的なガイドラインとして、2017 年に International Atomic Energy Agency (IAEA) Technical Reports Series no. 483 (TRS-483) [3] が出版された。TRS-483 では FFF ビームの標準計測についても記載されている。本内容では過去の文献を踏まえ、小照射野で起こっている現象、小照射野の計測に使用される検出器の特性、その影響を補正する数式、そして FFF ビームの標準計測について述べる。

2. 小照射野で起こっている現象

(i) ビームに起因する現象

【荷電粒子平衡の不成立】 図1に示すように、通常照射野では微小空間の外に出てしまう荷電粒子があったとしても同程度の荷電粒子が流入してくる平衡状態にある。しかし小照射野では、流出する粒子が流入する粒子を上回り、平衡状態が成立しない。小照射野ではもともと荷電粒子平衡が成立していない両側のペナンプラが近づきオーバーラップしたような状態である [4]。

【線源の部分的遮蔽】 電子ビームがターゲットに当たって X 線を発生させる線源部分は直径 1 mm 程度のサイズがある [5]。図2に線源から下流の点への寄与を示す。十分な照射野サイズであれば下流の点から線源を見上げたときに線源全体が遮蔽されずに見えているため、線源全体からのフルエンスが寄与する。しかし小照射野では下流の点から見上げたときに線源の一部はコリメータによって遮蔽されてしまう。そのため小照射野では一次光子が遮蔽されビーム中心の出力も低下し、特にオフセンターでは出力が急峻に低下する [6]。

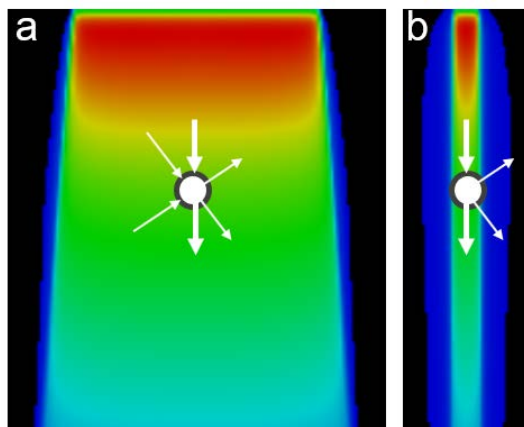


図1. (a) 荷電粒子平衡が成立する通常照射野, (b) 荷電粒子平衡が成立しない小照射野

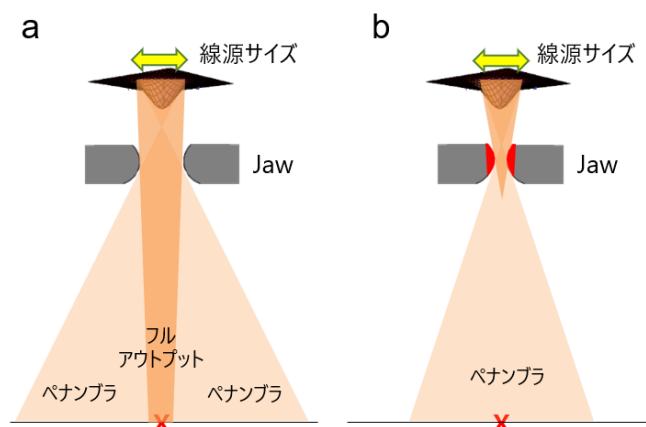


図2. 線源の部分的遮蔽. (a) 通常照射野, (b) 小照射野

(ii) 検出器に起因する現象

【平均体積効果】 小照射野ではOCRに平坦化領域がないため、検出器の有感体積に応じて平均体積効果の影響を受ける。そのためサイズの大きな電離箱を測定に使用してしまうと、測定結果は中心線量より大きく低下してしまう。

【エネルギースペクトルの変化】 通常照射野では一次光子に加えてコリメータ内で発生する散乱線も大きく寄与していたが、小照射野では散乱光子の寄与が小さく一次光子の影響が大きくなり、光子の平均エネルギーは高くなる [6, 7]。また照射野が小さくなると、物質中におけるファントム散乱も小さくなる。これらの影響により、ビーム中心軸上の光子のエネルギースペクトルは小照射野になるに従い硬化する。エネルギー依存のある検出器ではレスポンスに影響する。

3. 検出器の種類と特性

(i) 電離箱線量計

電離箱線量計はエネルギーや線量率に対する安定性や再現性が良好であり、また絶対線量を直接測定できる。中-大照射野のスキヤニングや各種ファクターの測定には有感体積 0.1 cm^3 の一般的にミニ形と呼ばれる電離箱が使用される。小照射野には有感体積 0.01 cm^3 程度のマイクロ形と呼ばれる線量計が使用される。小照射野では有感体積の小さい検出器のほうが平均体積効果は小さく、良好なデータが得られる。しかしその一方で信号が小さくなり、ステムやケーブルが照射されることにより発生する電流の寄与が大きくなり、極性効果が大きくなるため、大きい照射野に小体積の電離箱を使用することは推奨されない [8]。

(ii) ダイオード検出器

ダイオード検出器は空間分解能に優れており、小照射野の計測に広く用いられている[9]。ダイオード検出器はシールド有りとしールド無しの検出器に大別される。Diode P (Model 60016; PTW社) やEDGE (Sun Nuclear社) といった光子測定用の検出器はダイオードを金属シールドで覆うことにより低エネルギー光子の影響を低減させた製品である。低エネルギー

光子では光電効果の寄与が大きくなり、光電効果の反応断面積はケイ素の原子番号の5乗に比例するため、低エネルギー光子に対して過大に応答する[10, 11]. そのため照射野が大きくなるにつれて増加する散乱線が大きく影響する. シールド有りのダイオードはこの低エネルギー光子を遮蔽することにより、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野でも大きな誤差なく測定できる. しかし小照射野X線の計測では金属シールドによる擾乱が計測結果に影響してしまう.

一方で電子線および小照射野X線測定用のダイオード検出器では、Diode E (Model 60017; PTW社) や Diode SRS (PTW社), SFD や Razor (IBA Dosimetry社) などが用いられる. これらのダイオード検出器には金属シールドがないため、小照射野X線の計測では電子の擾乱が少ない. しかし中-大照射野では低エネルギー光子に過大に反応する. ダイオード検出器には温度依存性や線量率依存性、方向依存性、などもあるため、特性をよく理解した上で使用する必要がある.

(iii) ダイヤモンド検出器

ダイヤモンドはダイオードに同様の原理で放射線計測に利用できる[12]. 炭素はシリコンダイオードと比べて原子番号が人体組成に近く、質量減弱係数や水に対する阻止能比は広いエネルギー領域でほぼ一定である. 低い線量率ではややレスポンスが上がるという報告がある[13]. 温度依存性は小さく、線量直線性なども良好である[14]. ダイオードと同様、良好な空間分解能で測定が可能である.

(iv) プラスチックシンチレータ

最大の特徴はシンチレータから光ファイバーまで水等価に近い物質で構成されているため、阻止能比や擾乱の影響が少ないことである. またシンチレーション光の発光は広いエネルギー範囲において与えられたエネルギーと直線性が保たれており、エネルギー依存性は小さい. しかし検出される光にはシンチレーション光だけではなくチェレンコフ光も混在しており、その影響を取り除く必要がある[15-18]. また温度依存性は比較的大きいことが報告されている[16].

図3に2100C/D (Varian社) の6 MV X線のOCRを様々な検出器で測定した結果をしめす [14]. 電離箱が顕著な平均体積効果を示したのに対し、ダイヤモンドとダイオード検出器は急峻なペナンプラを示した. 小照射野では特にダイオードやダイヤモンドのような小体積の検出器が適切である.

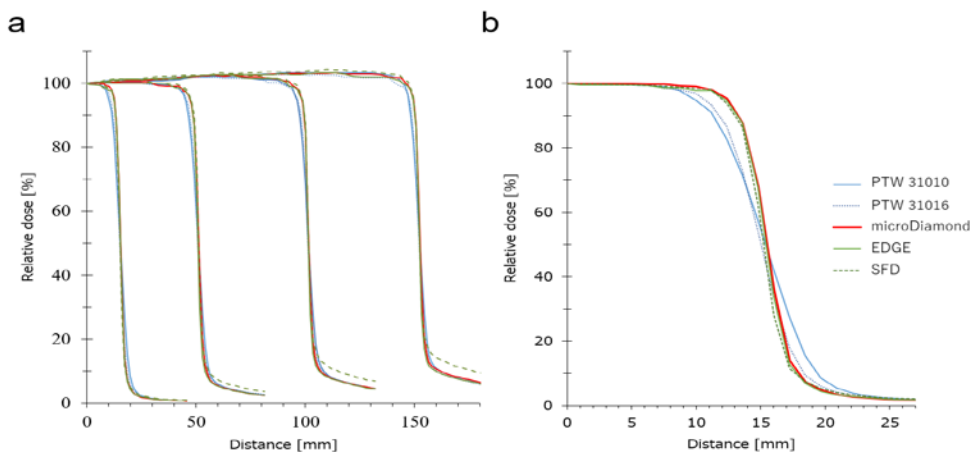


図3. 6 MV X線のOCR. (a) 3-30 cm 照射野のOCR, (b) 3 cm 照射野OCRの拡大図

4. Output correction factors

2008年、IAEA/AAPMは新しい数式を提唱した[19]. この文献の中では、(i) 絶対線量測定において $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野を作ることができないCyberKnifeやTomoTherapyといった特殊治療機のマシン固有リファレンス照射野 (machine specific reference: msr) に対する補正と、(ii) マシン固有照射野に対して小照射野の相対線量を計測する際の検出器のレスポンスの補正について記述されている. 臨床で用いられる小照射野 (clin) の線量 $D_{w,Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}$ は以下の式で表される.

$$D_{w,Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}} = D_{w,Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}} \cdot \Omega_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}, \quad (2)$$

$$\Omega_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}} = OF_{\text{det}} \cdot k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}, \quad (3)$$

$$OF_{\text{det}} = \frac{M_{Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}}{M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}}. \quad (4)$$

ここで $f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}$ はそれぞれ小照射野とmsrの照射野サイズ、 Q_{clin} と Q_{msr} はそれぞれ小照射野とmsrの線質をしめす. OF_{det} (detector output factor) はmsrに対する測定値の比である. 小照射野において、この値は使用する検出器に依存して変わるため、真の出力係数を表しているとは言えない. そこで検出器の影響を補正するoutput correction factors ($k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$) を OF_{det} に乘算し、真の出力係数である $\Omega_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$ (field output factor) を求める. この $k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$ ファクターは、検出器の外装や電気回路等による擾乱、水に対する原子番号・密度の違いの影響、幾何学的な影響を補正するものである. 検出器の種類だけではなく照射野のサイズやX線のエネルギーにも依存する.

様々な検出器に対して $k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$ ファクターをモンテカルロ法により評価した文献が数多くあり、2017年に出版されたIAEA TRS-483 [3]では、これらの値がまとめられている (図4). 電離箱は平均体積効果のため小照射野ではレスポンスが低下し、そのため正の補正值が適用される. ダイオード検出器では逆に小照射野では過大に応答するため、負の補正值が適用される. その中でもシールド有りの検出器であるEDGE detectorは、他のシールド無しの検出器よりも大きな補正が必要であることがわかる.

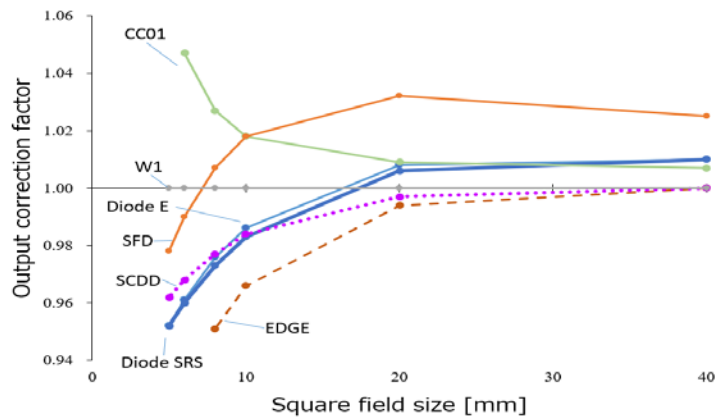


図4. IAEA TRS-483に記載されている6 MV X線用Output correction factors [3].

CC01 (IBA Dosimetry); W1 (Standard Imaging); SFD (IBA Dosimetry); SCDD (single-crystal diamond detector, model 60019, PTW), Diode E (model 60017, PTW), Diode SRS (model 60018, PTW); EDGE (Sun Nuclear).

実際に同一のリニアックの OF_{det} を様々な検出器で測定し、 $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ ファクターで補正を行ってみたところ、図5のように顕著にばらつきは小さくなり、治療計画装置 Eclipse と良好な一致が認められた。しかし IAEA TRS-483 [3] では、 $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ ファクターによる補正が $\pm 5\%$ を超えない範囲を測定の最小照射野に推奨している。したがって $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ ファクターが1に近い検出器を用いるのが理想的である。Standard Imaging社のW1というプラスチックシンチレータが4 mmの正方形照射野まで1.000という値であると記載されている。これは密度や原子番号が水に近い物質を使用しているためと思われる。しかしそれぞれの検出器に特徴があり、利点・欠点を理解した上で購入し、適切に使用する必要がある。

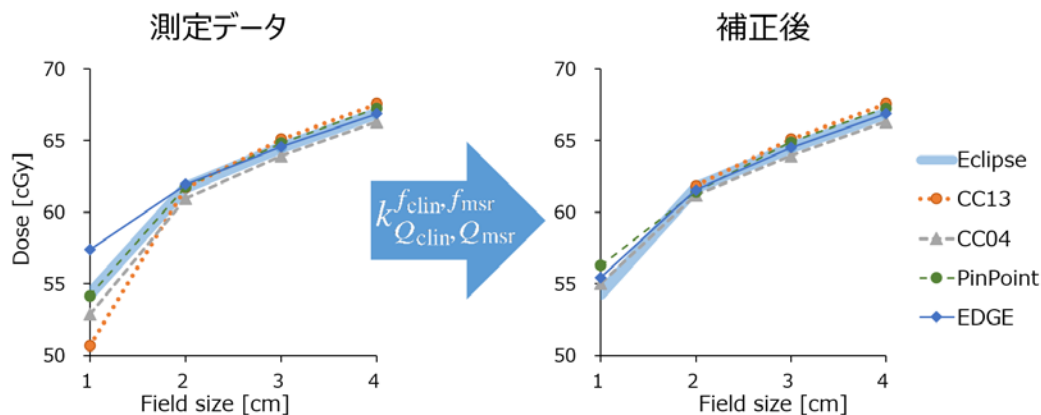


図5. (左) 6 MV X線のDetector output factor (OF_{det})，および(右) output correction factorで補正したfield output factor ($\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$)。

5. Output factorのリスケーリング

図6 (a)に示すグラフは2100C/D (Varian社) の6 MV X線のoutput factorを様々な検出器で測定した結果である。SFDで測定した結果が他の検出器の結果と大きく乖離していることがわかる。これは非シールド型のダイオード検出器は中-大照射野では増加した散乱光子のために光電効果が多く起こり、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 照射野でも過大に応答したためである。

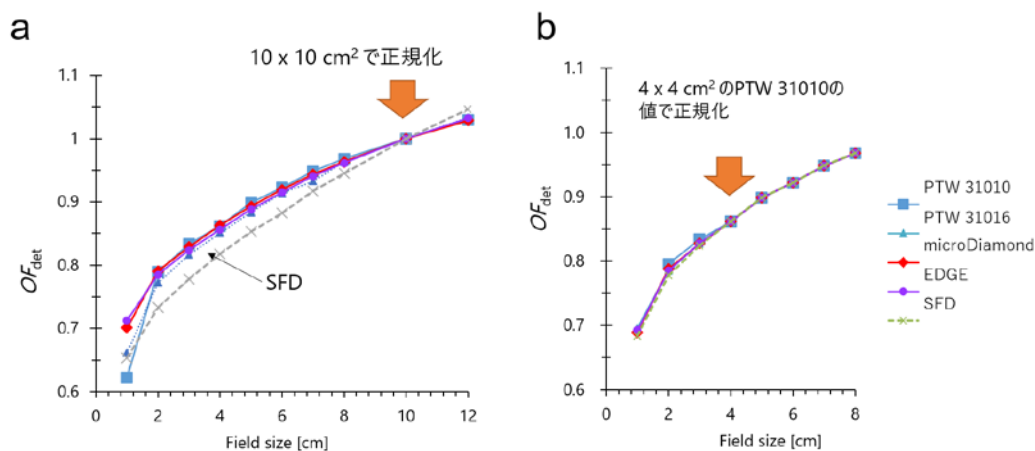


図6. (a) $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 照射野で正規化した6 MV X線のdetector output factor (OF_{det})，(b) $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 照射野のPTW 31010 の値で再正規化した OF_{det} 。

IAEA TRS-483では、基準照射野 (f_{msr}) から小照射野 (f_{clin}) までのすべての照射野サイズで適した応答をしない場合には、その検出器を小照射野でのみ用い、中間照射野 (f_{int}) 以上では電離箱を使用する intermediate field method (IFM) を用いることを推奨している。この方法を用いたときの field output factor ($\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$) は以下の式で与えられる。

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC}$$

この式で det はダイオードなどの小照射野検出器、IC は電離箱についての値である。 $k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}}$ は電離箱の中間照射野 ($4 \times 4 \text{ cm}^2$ など) における output correction factor であり、基準照射野に対する値である。例えば PTW 社の model 31010 や IBA Dosimetry 社の CC13 であれば 4 cm 以上の照射野であれば $k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}}$ の値は 1.0 である。 $k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}}$ は小照射野検出器の output correction factor であり、中間照射野 ($4 \times 4 \text{ cm}^2$ など) の値に対する相対値である。すなわち中間照射野の電離箱の値で再正規化した値を小照射野で用いる。図 6 (b) は 4 cm 照射野の PTW 31010 の値で再正規化したグラフであり、 4 cm 以上は電離箱の値を当てはめている。小照射野でもよく一致した結果になっている。

6. FFFビームの標準計測

TomoTherapy や CyberKnife ではこれまでも FFF ビームが使われてきたが、近年では汎用リニアックでも FFF ビームを照射可能な機種が多く、施設で導入されてきている。FFF ビームは従来の平坦化ビームと異なる点が多く存在する。一般的に線量校正に用いられる 0.6 cc ファーマー形電離箱線量計は長軸が 23 mm ほどあり、その範囲の線量勾配を平均化して計測してしまう。2014 年に発行された AAPM の TG-51 Addendum ではじめて radian beam profile 補正係数 (P_{rp}) が登場した。 P_{rp} はこの平均体積効果を補正するための係数であるが、その算出方法についての記載はなく、三次元水ファントムのスキャンデータから見積もる、治療計画装置で電離箱体積相当の輪郭を作成して FFF ビームの線量分布の平均化を見積もるなど、各ユーザーで試行錯誤が行われた。IAEA の TRS-483 では以下のような補正式が与えられている。

$$(k_{vol})_Q^{f_{ref}} = 1 + (6.2 \times 10^{-3} \cdot \text{TRR}_{20,10}(10) - 3.57 \times 10^{-3}) \cdot \left(\frac{100}{\text{SDD}}\right)^2 \cdot L^2$$

ここで L は電離箱の寸法 (cm)、SDD は線源・検出器間距離 (cm) である。また代表的な電離箱については補正係数と $\text{TPR}_{20,10}$ の対応表が提供されている。

次にフラットニングフィルターで線質硬化が起こらないことによる線質の違いの影響がある。Dalaryd らはモンテカルロ・シミュレーションを用いて $\text{TPR}_{20,10}$ が同じ 5.0 MeV の平坦化ビームと 6.3 MeV FFF ビームを比較し、エネルギースペクトルが大きく異なることを示した [20]。また同じ $\text{TPR}_{20,10}$ の平坦化ビームと FFF ビームで空気/水の平均制限質量衝突阻止能比が 0.4% 程度異なることを報告した。すなわち $\text{TPR}_{20,10}$ が同じだからといって X 線の線質が同じとは言えず、標準計測法 12 の k_Q のテーブルをそのまま使えない可能性がある。IAEA の TRS-483 には水/空気の阻止能比について平坦化ビームに対する FFF ビームの比を $\text{TPR}_{20,10}$ との対応表として提供している。

図 7 に示すのはファーマー形電離箱線量計 (PTW model 30013) の平均体積効果の補正係数

と水/空気の阻止能比補正係数を $TPR_{20,10}$ に対してプロットしたものである。これら2つの係数は正負が逆で、2つ両方を加味した補正係数は、どちらも考慮しなかった場合と1%以内の違いしか生じないことがわかる。

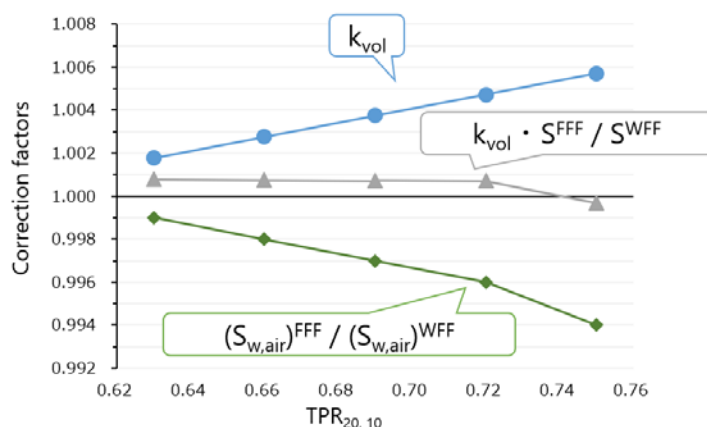


図7. 平均体積効果 (k_{vol}), FFFビームとWFF (with flattening filter)の水/空気 阻止能比の比, およびその2つを乗算した値.

図8に示すのは医学物理学会の標準計測法12に記載されているPTW 30013電離箱の k_Q と, IAEAのTRS-483に記載されているPTW 30013電離箱の平坦化ビーム・FFFビームにおける k_Q である。平坦化ビームとFFFビームの k_Q に大きな差はなく、標準計測法12の値とも0.3%程度の差にとどまっていることがわかる。すなわち、PTW 30013を使用している場合には標準計測法12のプロトコルでも大きな誤差なく線量校正が可能だと考えられる。

ただしこれはPTW 30013では2つの影響が互いにキャンセルされるためである。現在、我が国ではCC13のようなミニクラスの電離箱線量計も $N_{D,w}$ の校正定数をもらうことができる。

このような小体積の電離箱では平均体積効果の影響が小さくなる一方で線質の影響は残り、標準計測法12の k_Q の値をそのまま使った場合は誤差を生じる可能性がある。IAEA TRS-483で提供されているFFFビーム用の k_Q の表には我が国で広く使用されているIBA CC13やPTW 31010といった電離箱の値がないため、小体積電離箱で線量校正を行う場合には適切な補正を行うと同時に、他の計測法や第三者評価と乖離がないか確かめるなど、注意深く進める必要があると思われる。

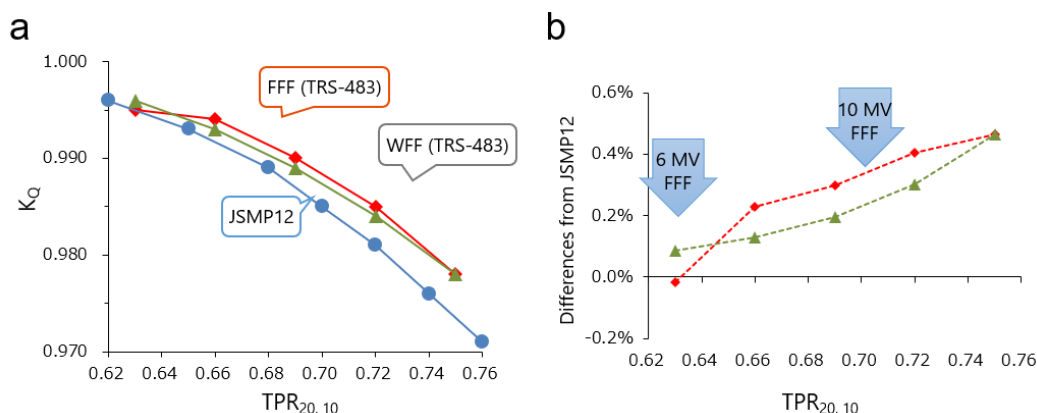


図8. (a) 標準計測法12およびIAEA TRS-483に記載されたファーナー形電離箱 (PTW 30013) の線質変換係数 (k_Q). (b) 標準計測法12の値との差.

7. 最後に

ビームデータの計測は、通常リニアックや治療計画装置を新規購入した際に行われ、非常に時間的余裕がない中で行われることが多い。小照射野では測定時のファントムや検出器のセットアップに最新の注意を払わないと不適切な測定結果を生む可能性がある。これまで述べてきたように、通常照射野では起こらない様々な現象が小照射野では関係しており、正確な線量計測をするのは非常に難しい。治療計画装置に入力した値が計算結果に与える影響は製品により異なるが、もし検出器の特性により影響を受けマシン出力と乖離したビームデータが治療計画装置に登録されている場合、患者に投与される線量のばらつきにつながる可能性がある。放射線治療かたろう会のGolden beam data working groupで多施設からデータ収集を行い小照射野のビームデータを評価したところ、10 mm以下の小照射野では大きな施設間のばらつきが認められた[21]。しかし $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ による補正でばらつきは大幅に小さくなったことから、ばらつきの主な要因は測定に用いた検出器の違いであったと考えられる。検出器それぞれに特性があり、現時点では補正なしに正確な小照射野線量を計測できる理想的な検出器は存在しない。IAEA TRS-483では、 $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ の補正が±5%を超えない範囲を測定の最小照射野に推奨している。施設によって整えることができる検出器や測定用ファントムにも制限はあるが、自施設の測定結果にどの程度の不確かさが含まれているのか、どこまでが精度を担保できる限界なのかを把握しておくことが重要である。

謝 辞

本内容で紹介した研究を行うに当たり、放射線治療かたろう会、及びその Golden Beam Data Working Group の活動に多数のご施設からデータ提供いただきました。また BrainLAB 社より情報提供をいただき、PTW Freiburg 社より micro Diamond detector を貸与いただきました。厚く御礼申し上げます。

参考文献

1. Akino Y, Tohyama N, Akita K, et al. Modalities and techniques used for stereotactic radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and image-guided radiotherapy: A 2018 survey by the Japan Society of Medical Physics. *Physica Medica* 2019;**64**:182-7.
2. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;**37**:4078-101.
3. IAEA, Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination, Technical Report Series No. 483. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency; 2017.
4. Das IJ, Ding GX and Ahnesjo A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys* 2008;**35**:206-15.
5. Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, et al. X-ray sources of medical linear accelerators: focal and extra-focal radiation. *Med Phys* 1993;**20**:1417-27.
6. Ding GX, Duggan DM and Coffey CW. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Phys Med Biol* 2006;**51**:2549-66.
7. Benmakhlouf H, Sempau J and Andreo P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study. *Med Phys* 2014;**41**:041711.

8. Agostinelli S, Garelli S, Piergentili M, et al. Response to high-energy photons of PTW31014 PinPoint ion chamber with a central aluminum electrode. *Med Phys* 2008;**35**:3293-301.
9. Zhu TC and Saini AS, Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School). Chapter 28, Diode dosimetry for megavoltage electron and photon beams. . (American Association of Physicists in Medicine, 2009).
10. Yin Z, Hugtenburg RP and Beddoe AH. Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry. *Phys Med Biol* 2004;**49**:3691-702.
11. Griessbach I, Lapp M, Bohsung J, et al. Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams. *Med Phys* 2005;**32**:3750-4.
12. Das JJ, Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School). Chapter 27, Diamond Detector. (American Association of Physicists in Medicine, 2009).
13. Bjork P, Knoos T and Nilsson P. Comparative dosimetry of diode and diamond detectors in electron beams for intraoperative radiation therapy. *Med Phys* 2000;**27**:2580-8.
14. Akino Y, Gautam A, Coutinho L, et al. Characterization of a new commercial single crystal diamond detector for photon- and proton-beam dosimetry. *J Radiat Res* 2015;**56**:912-8.
15. Beddar AS, Mackie TR and Attix FH. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: II. Properties and measurements. *Phys Med Biol* 1992;**37**:1901-13.
16. Beddar S and Briere TM, Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School). Chapter 32, Plastic scintillation detectors. . (American Association of Physicists in Medicine, 2009).
17. Carrasco P, Jornet N, Jordi O, et al. Characterization of the Exradin W1 scintillator for use in radiotherapy. *Med Phys* 2015;**42**:297-304.
18. Galavis PE, Hu L, Holmes S, et al. Characterization of the plastic scintillation detector Exradin W2 for small field dosimetry. *Med Phys* 2019;**46**:2468-76.
19. Alfonso R, Andreo P, Capote R, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;**35**:5179-86.
20. Dalaryd M, Knoos T and Ceberg C. Combining tissue-phantom ratios to provide a beam-quality specifier for flattening filter free photon beams. *Med Phys* 2014;**41**:111716.
21. Akino Y, Mizuno H, Tanaka Y, et al. Inter-institutional variability of small-field-dosimetry beams among HD120TM multileaf collimators: a multi-institutional analysis. *Phys Med Biol* 2018;**63**:205018.

2. 体幹部定位における治療計画

大船中央病院 奥 洋平

1. はじめに

2004年の放射線治療室開室より肺および肝臓に対する定位放射線治療(Stereotactic Body Radiation Therapy ; SBRT)を開始し2018年末までに肺および肝臓に対してそれぞれ1005例, 896例を施行した。2016年のSBRTの適応拡大に伴い前立腺に対しても開始し2018年末までに207例に対してSBRTを施行している。図1は当院のSBRTの治療数である。

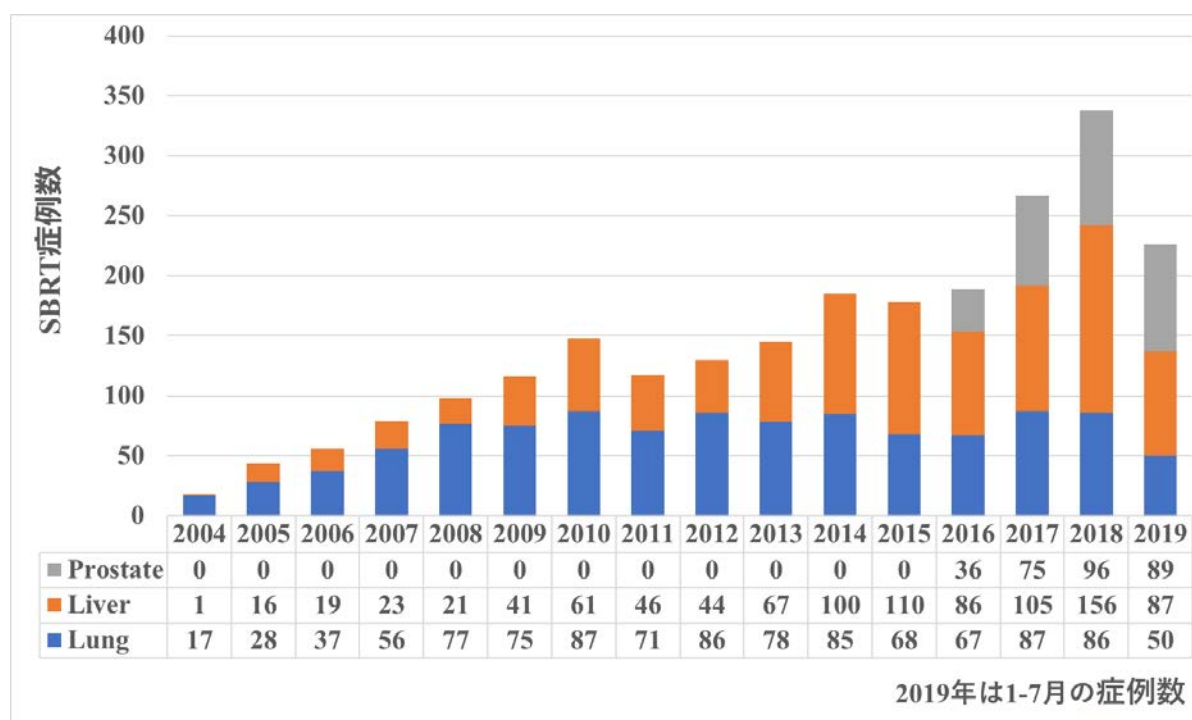
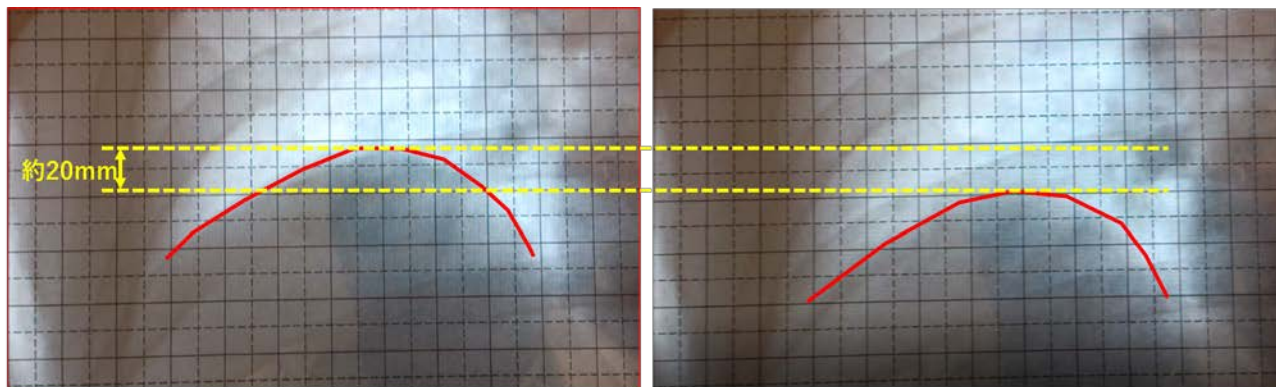


図1 当院の開室以来の定位放射線治療数

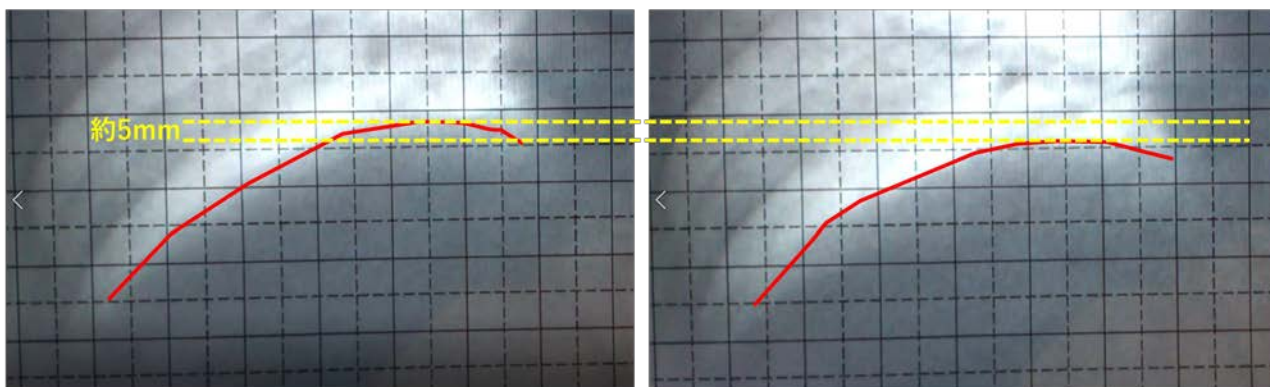
肺, 肝臓に対するSBRTの呼吸性移動対策はSBRT開始当初から一貫して, 腹部圧迫抑制自由呼吸下にて照射を行っている。治療計画CT撮像方法は, 同一スライスを6秒以上撮像し, それぞれのスライスで平均値投影処理および最大値投影処理により画像再構成を行い, 最大値投影処理にて得られた画像を用いてターゲット描写, 平均値投影処理にて得られた画像を用いて線量計算を行っている。処方線量は, PTV 辺縁が最大線量の60%線量としている(症例によっては70%線量)。当院で行っている呼吸性移動を伴う体幹部定位放射線治療について, 呼吸性移動対策方法, 治療計画撮像方法, 処方線量について紹介する。

2. 呼吸性移動対策

当院の肺および肝臓のいわゆる，呼吸性移動を伴う部位に対する SBRT は当初より一貫して腹部圧迫法を採用している．腫瘍の呼吸性移動量の確認は治療計画 CT 撮像前にあらかじめ X 線透視にて行っている(図 2)．図 3 に抑制方法の確認で使用しているフォーマットを示す．



自由呼吸下の横隔膜の呼吸性移動



腹部圧迫時の横隔膜の呼吸性移動

図 2 X 線透視による横隔膜の呼吸性移動量の確認
この症例では腹部圧迫により横隔膜の呼吸性変動は 20mm から 5mm に縮小した．

| 透視 | 腫瘍・横隔膜 変動(mm) | | | | | | SpO2 | 抑制バンド サイズ |
|-----------|---------------|---|---|---|-----|---|------|--|
| | 背臥位 | | | | 側臥位 | | | S <input checked="" type="radio"/> M <input type="radio"/> L |
| | R | L | H | F | A | P | | 採用 |
| 抑制バンド(-) | 5 | 5 | 6 | 6 | 5 | 5 | 99% | |
| 抑制バンド(+) | 2 | 2 | 3 | 3 | 2 | 2 | 96% | <input type="radio"/> |
| 抑制バンド+圧迫板 | | | | | | | | |

図 3 呼吸抑制方法決定に使用するチェックシート

透視による腫瘍の呼吸性移動量の確認は実際の治療での抑制方法の決定を行うためであり、実際に呼吸性移動対策加算を請求するためには、詳細に腫瘍の呼吸性移動量を算出している。抑制方法の決定はまず、自由呼吸下で腫瘍そのもの又は横隔膜の呼吸性移動量を確認し、呼吸による腫瘍の移動量が 10mm 以下の場合には自由呼吸下で照射を行う。呼吸による腫瘍の移動量が 10mm を超える場合は、腰部固定帯(ヤイック®株式会社竹虎)を使用して腹部圧迫を行い腫瘍の呼吸性移動量の確認を行う。腰部固定帯のみの腹部圧迫では不十分な場合は更に圧迫板(スタイロフォームで自作)を用いて腹部圧迫を行っている(図 4)。



図 4 腰部固定帯(右上)と圧迫版(右下)を用いた腹部圧迫

2.1 腫瘍の呼吸性移動量の確認

当院では詳細に肺 SBRT における腫瘍の呼吸性移動量を把握するために、呼吸停止下、自由呼吸下、腹部圧迫下それぞれで同一条件にて CT 画像を撮像している。それぞれの呼吸状態でターゲット描写を行うことで、呼吸性移動対策なし (①自由呼吸下)、呼吸性移動対策あり(②腹部圧迫下)、腫瘍サイズ(③呼吸停止下)のターゲットサイズを算出し、呼吸性移動対策加算のための 2 条件を満たすことを確認している。

条件 1. 腫瘍の呼吸性移動が 10mm 以上であること

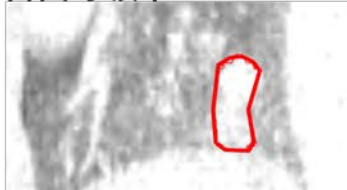
①-③: 頭尾左右腹背のサイズそれぞれよりスカラー

条件 2. 腹部圧迫抑制による照射野の拡大

②-③: 頭尾左右腹背のそれぞれの差分

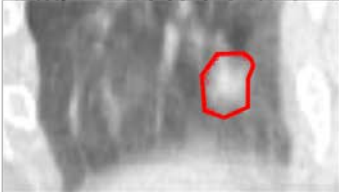
図 5 はそれぞれの呼吸状態で撮像した CT 画像にターゲット描写を行い、JAW サイズをターゲットにフィットさせることで腫瘍サイズを算出した例である。

①自由呼吸下



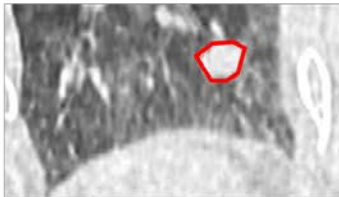
| Gantry (deg) | Coll (deg) | Couch (deg) | Coll Jaw | X Jaws (cm) | 左 | 右 | Y Jaws (cm) | 頭 | 足 |
|--------------|------------|-------------|----------|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|
| 0.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.7 | 0.7 | Y2/Y1 | 1.2 | 1.2 |
| 90.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.7 | 0.7 | Y2/Y1 | 1.2 | 1.2 |

②腹部圧迫自由呼吸下



| Gantry (deg) | Coll (deg) | Couch (deg) | Coll Jaw | X Jaws (cm) | 左 | 右 | Y Jaws (cm) | 頭 | 足 |
|--------------|------------|-------------|----------|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|
| 0.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.7 | 0.7 | Y2/Y1 | 0.8 | 0.8 |
| 90.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.7 | 0.7 | Y2/Y1 | 0.8 | 0.8 |

③呼吸停止下



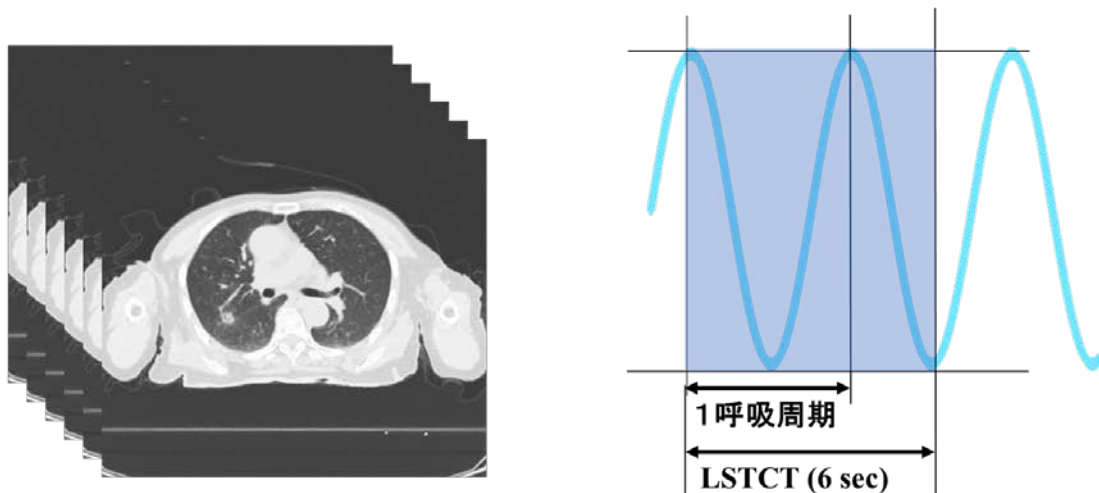
| Gantry (deg) | Coll (deg) | Couch (deg) | Coll Jaw | X Jaws (cm) | 左 | 右 | Y Jaws (cm) | 頭 | 足 |
|--------------|------------|-------------|----------|-------------|-----|-----|-------------|-----|-----|
| 0.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.6 | 0.6 | Y2/Y1 | 0.5 | 0.5 |
| 90.0 | 0.0 | 0.0 | Asym | X1/X2 | 0.6 | 0.6 | Y2/Y1 | 0.5 | 0.5 |

- ①-③ 頭尾：14mm, 左右2mm, 腹背：2mm ⇒総移動量14.3mm(>10mm)
 ②-③ 照射野の拡大 頭3mm, 足3mm, 左1mm, 右1mm, 腹1mm, 背1mm

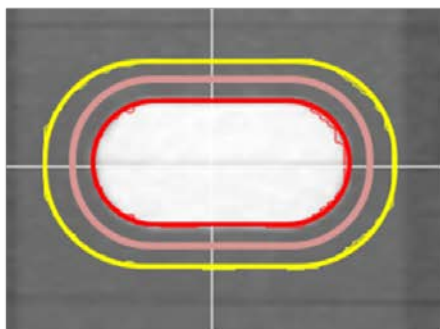
図5 腫瘍の呼吸性移動量の詳細確認方法

3. 治療計画 CT 撮像方法

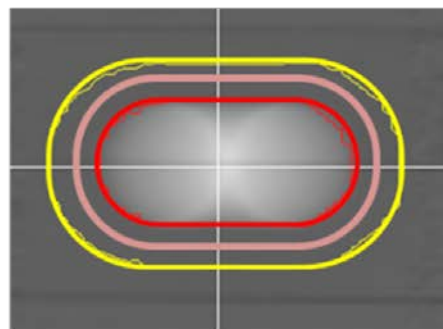
当院で呼吸性移動が問題になる部位に対して実施している CT 撮像方法は、同一スライス位置で Fast-Scan を連続複数回、それぞれのスライス位置で 1.0 秒スキャン×6 回を基本とし、呼吸周期が長い、もしくは呼吸が安定しない場合には 1 秒スキャン×10 回や 0.5 秒スキャン×12 回とするなど、個々の症例でスキャン時間と回数を変更している。それぞれのスライス位置ごとで得られた画像はそれぞれのスライス位置ごとに平均値投影処理および最大値投影処理を行う。最大投影処理を行った画像は腫瘍が移動した範囲を CT 画像上に正確に描写できるため、ターゲットをコンツォーリングすれば Internal Target Volume ; ITV が描出される。図 6 に当院の治療計画 CT 撮影の概念と直径 2.0 cm の腫瘍を頭尾方向にそれぞれ 1.0cm 移動させた動体ファントムの平均値投影処理および最大値投影処理を施した画像を示す。



同スライスで1呼吸周期より長い時間Fast-Scan を施行



最大値投影処理：ITV描写



平均値投影処理：線量計算

直径2.0 cmの腫瘍を頭尾方向にそれぞれ1.0cm移動させた動体ファントム

図 6 当院の呼吸性移動を伴う腫瘍に対する治療計画 CT 撮像の概念

4. 体幹部定位放射線治療における処方線量

当院の体幹部定位放射線治療の線量指示は PTV 辺縁に処方線量を一致させる%Isodose 処方であり、最大線量の*%を PTV 辺縁に一致するように治療計画を作成している(*は症例により異なる)。例えば、60Gy60%Isodose 処方であれば、PTV 辺縁に最大線量(100%Isodose)の 60%線量=60Gy が一致し、最大線量(Global Max Dose)は 100Gy となる。PTV 内の線量不均一を許容し、実質的に処方線量より高線量が投与される(図 7)。

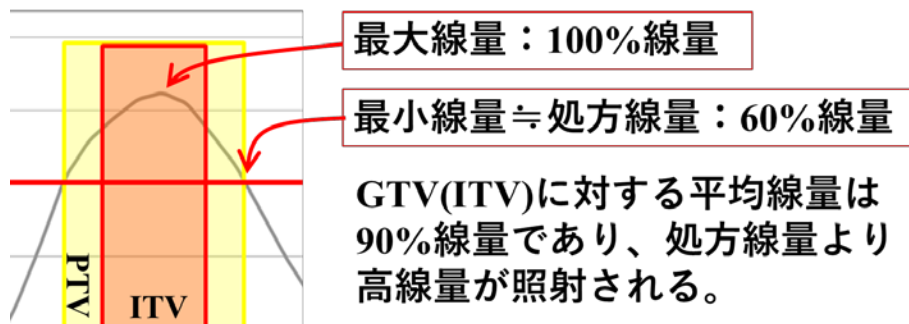


図 7 60%Isodose 処方の線量プロファイル

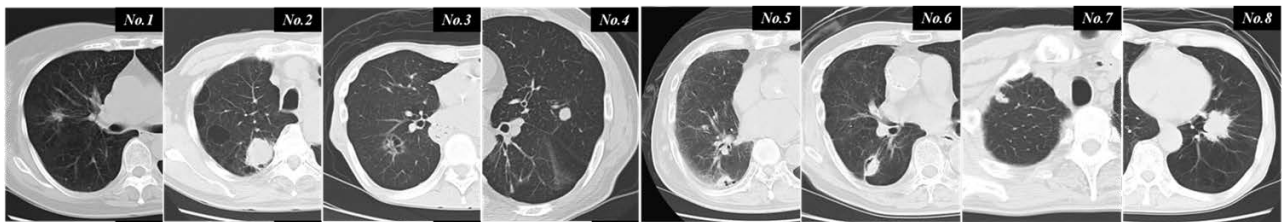
4.1 最適な Isodose 処方の模索 ※¹

4.1.1 目的

肺に対する体幹部定位放射線治療において、腫瘍に対して実質的に高線量照射し周辺臓器への線量を抑えるための PTV 最大線量に対する最適な PTV 辺縁の%Isodose を決定する。

4.1.2 方法

当院で三次元原体照射法を用いて体幹部定位放射線治療を行った症例からサイズ、密度、場所の異なる 8 症例(図 8)を選択し、ITV を描写し頭尾にそれぞれ 8mm、左右腹 6mm、背 7mm のマー ジンを付与し PTV を作成した。それぞれの症例で PTV 辺縁と最大線量の 20% から 90% Isodose 曲線を一致させ、PTV 辺縁(処方線量)を 50Gy/5 回とする治療計画を行った。ターゲットおよび肺の線量体積因子を解析し、最適な%Isodose を決定した。



| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|------------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------------|--------|--------|
| Tumor | Size | Small | Large | Medium | Small | Medium | Medium | Small | Large |
| | Density | GGO | Solid | GGO | Solid | Solid | Solid with cavity | Solid | Solid |
| Lung | | COPD | COPD | Normal | Normal | IP | Normal | Normal | COPD |
| Chest wall | | — | Close | — | | Close | Close | Close | — |
| GTV | (mL) | 1.78 | 23.76 | 7.52 | 1.46 | 8.18 | 6.89 | 1.14 | 17.47 |
| | (HU) | 66 | 44 | -668 | 40 | 50 | 73 | -23 | 47 |
| ITV | (mL) | 2.13 | 30.25 | 8.80 | 2.29 | 9.72 | 14.19 | 1.53 | 26.00 |
| PTV | (mL) | 16.42 | 79.06 | 35.32 | 13.62 | 39.80 | 52.55 | 12.87 | 84.11 |
| Lung | (mL) | 3552.0 | 2916.7 | 3712.3 | 3685.6 | 4349.0 | 2782.7 | 3508.8 | 5129.6 |
| | (HU) | -903 | -867 | -883 | -860 | -231 | -897 | -868 | -919 |

図 8 検討した肺がん 8 症例

4.1.3 結果

図 9 は最大線量の 20-90%Isodose を PTV 辺縁に一致させた場合の Beams Eye View である。20~50%Isodose の場合、MLC 照射野は PTV より小さくなり、60%Isodose で MLC 照射野と PTV は一致、70~90%Isodose の場合 PTV に比べ照射野が大きくなる。図 10 は PTV 辺縁を 50Gy とし、最大線量の 20-90%Isodose を PTV 辺縁に一致させた場合の線量プロファイルの一例である。辺縁線量を最大線量の 20/30/40/50/60/70/80/90 %Isodose とした場合のそれぞれの最大線量は、各々 250/166.7/125/100/83.3/71.4/62.5/55.6 Gy となる。

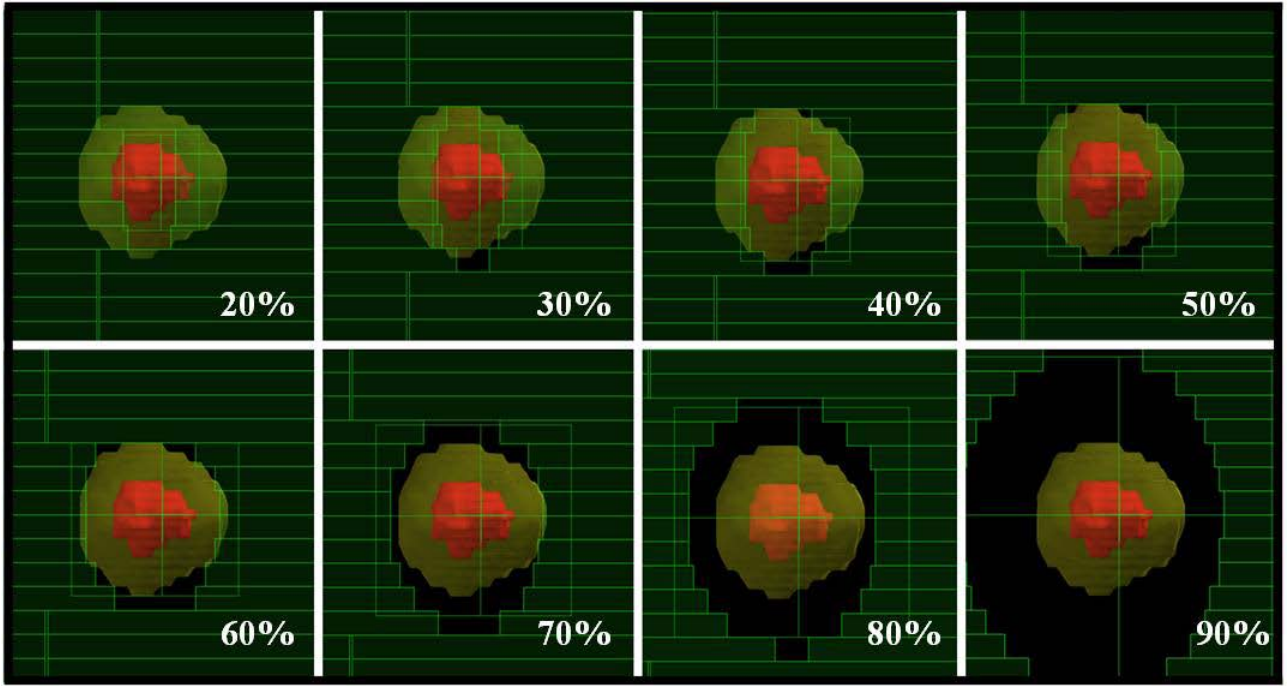


図9 各%Isodose における Beams Eye View

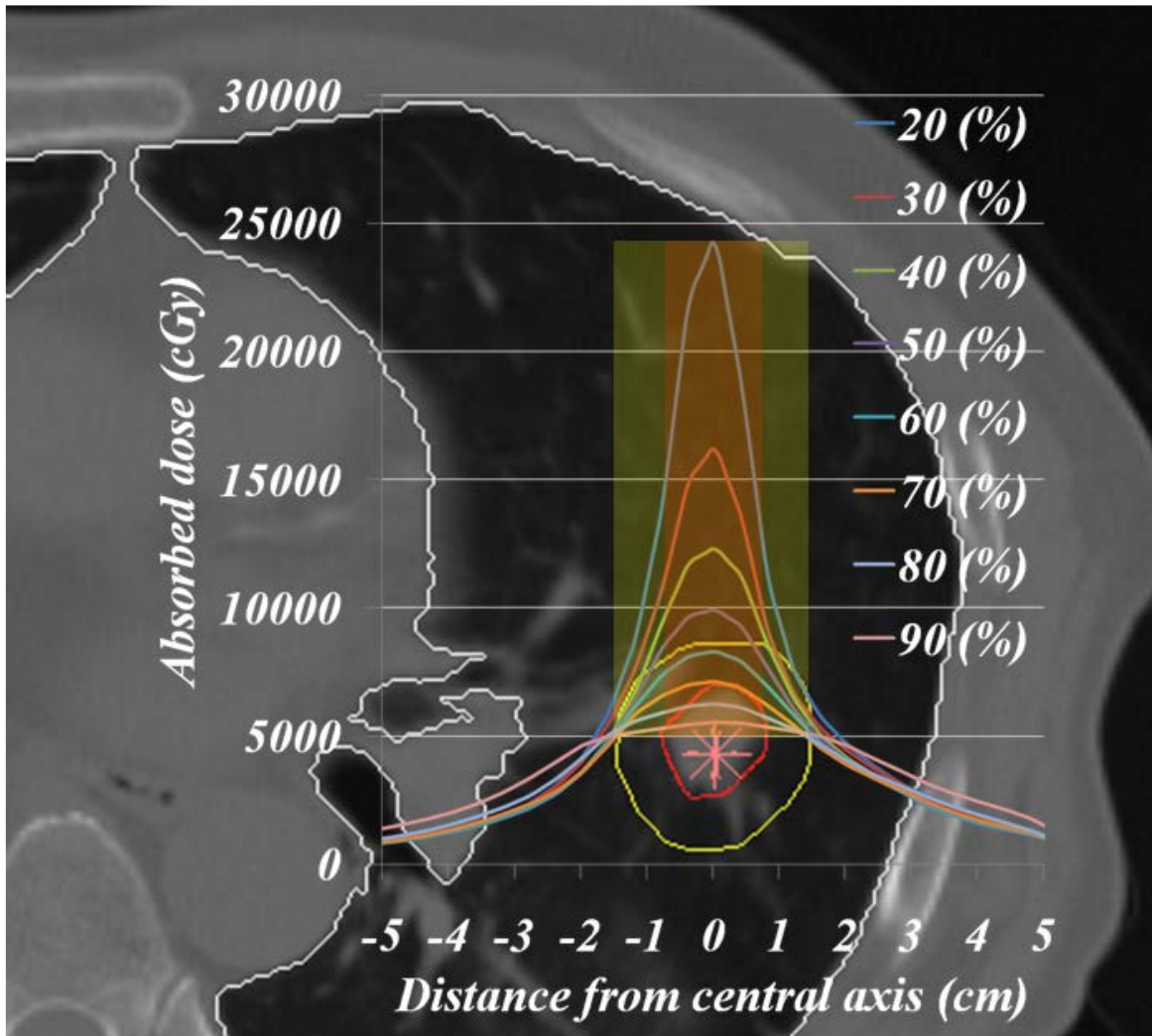


図10 各%Isodose 処方での線量プロファイルの例

また、図 11 に示した通り、線量集中度は%Isodose が低くても、大きくても悪化し、50-80%Isodose で 1.2 以下となった。線量均一性は当然のことながら%Isodose が低くなるほど悪化する。MU 値は最大線量からも想像できるが、当然のことながら%Isodose が低いほど多くなる。

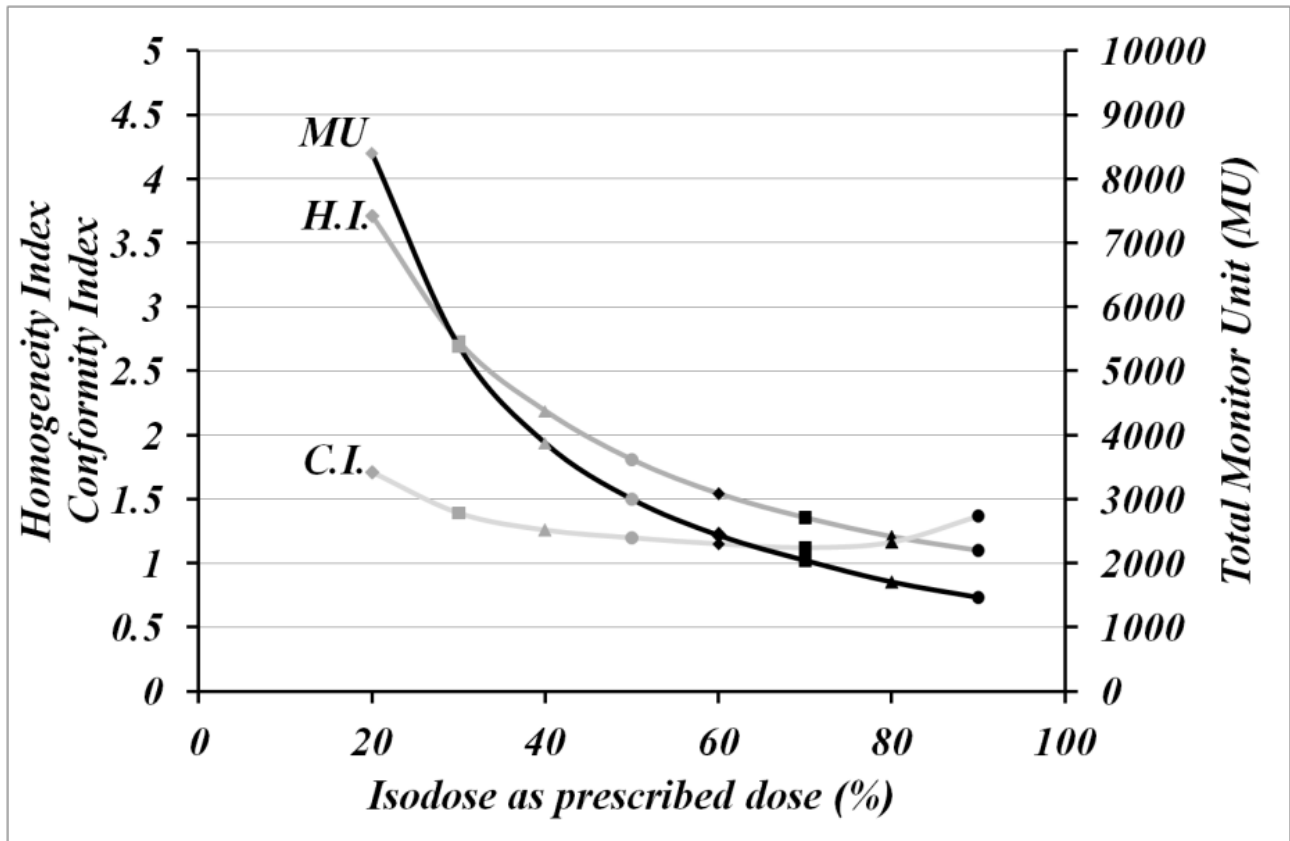


図 11 各%Isodose における均一性，集中度，MU 値

表 1 は肺の V5 から V30 および平均肺線量を示した。60%Isodose で治療計画を行った場合、肺の線量体積因子がもっとも低く、また、平均肺線量も最小となった。

| | Isodose as prescribed dose (%) | | | | | | | |
|---------|--------------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 |
| V5 | 19.56 (6.18-33.06) | 18.21 (5.61-28.5) | 17.49 (5.64-25.51) | 17.52 (5.77-25.95) | 17.51 (5.71-25.51) | 18.16 (6.08-26.24) | 19.87 (6.70-28.73) | 27.47 (9.38-39.09) |
| V10 | 11.75 (3.49-18.52) | 10.55 (3.02-15.39) | 10.01 (3.06-14.14) | 9.99 (3.14-14.52) | 9.91 (3.11-14.44) | 10.25 (3.38-14.92) | 11.49 (3.92-16.23) | 17.33 (6.60-25.65) |
| V15 | 8.10 (2.22-12.91) | 6.96 (1.81-10.76) | 6.36 (1.79-10.27) | 6.19 (1.80-9.75) | 6.00 (1.78-9.09) | 6.12 (1.95-8.50) | 7.02 (2.34-9.72) | 11.22 (4.39-17.41) |
| V20 | 5.81 (1.50-9.41) | 4.65 (1.14-7.75) | 4.15 (1.13-7.14) | 3.95 (1.15-6.05) | 3.84 (1.14-5.59) | 3.99 (1.26-5.72) | 4.72 (1.55-6.65) | 8.01 (3.02-13.45) |
| V25 | 4.17 (1.03-6.75) | 3.20 (0.77-5.45) | 2.78 (0.76-4.52) | 2.67 (0.78-4.17) | 2.61 (0.77-4.04) | 2.74 (0.86-4.15) | 3.33 (1.09-4.81) | 6.03 (2.21-10.89) |
| V30 | 3.08 (0.75-5.18) | 2.23 (0.54-3.49) | 1.94 (0.53-3.06) | 1.86 (0.54-3.10) | 1.81 (0.53-2.97) | 1.90 (0.60-3.07) | 2.37 (0.78-3.56) | 4.63 (1.65-9.03) |
| MLD(Gy) | 4.42 (1.36-7.25) | 3.97 (1.40-5.78) | 3.58 (1.15-5.28) | 3.53 (1.16-5.37) | 3.49 (1.15-5.25) | 3.60 (1.22-5.34) | 3.99 (1.40-5.73) | 0.79 (2.17-8.45) |

表 1 各%Isodose における肺の線量体積因子

図 12 に 8 症例の肺に対する V20 を示したが、各症例においても 60%Isodose の場合に V20 が最小になった。

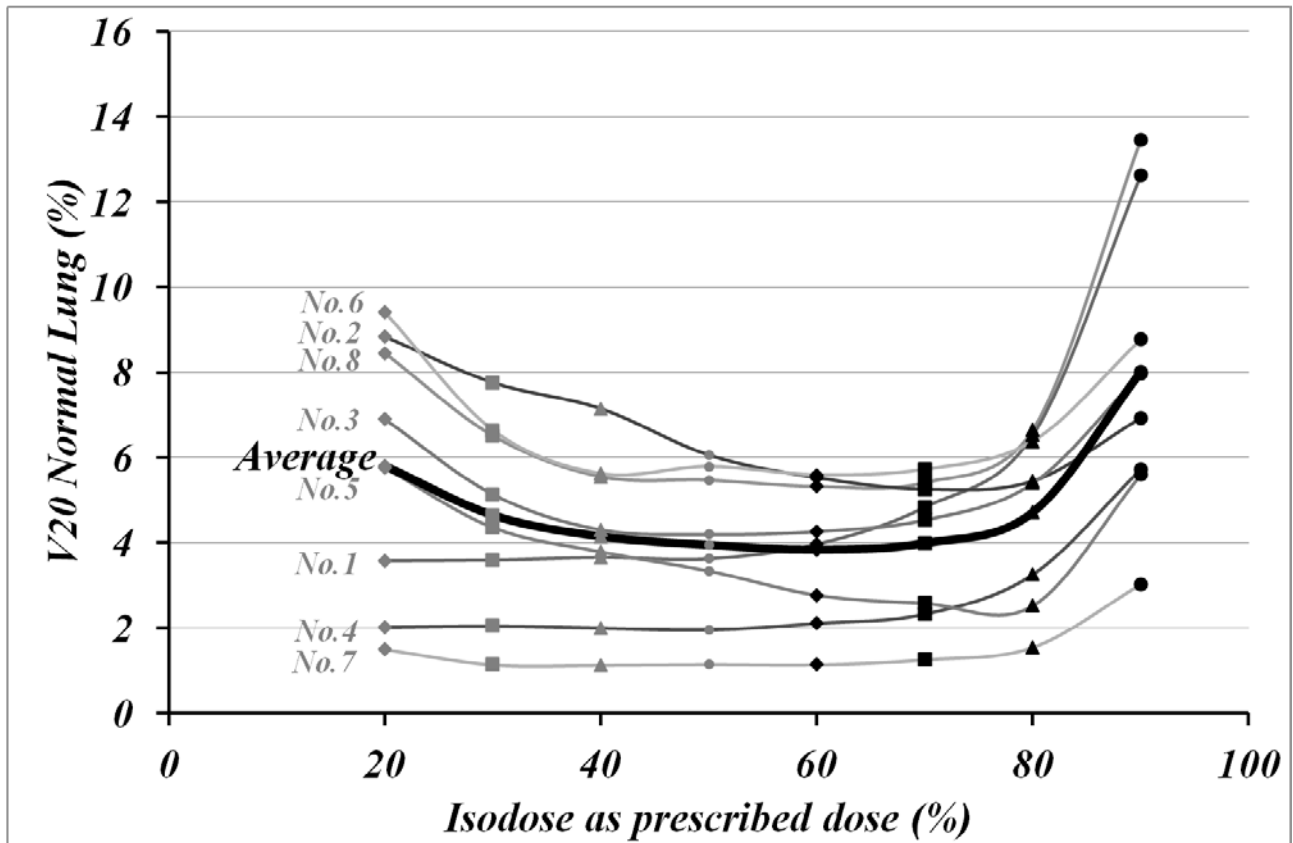


図 12 8 症例の肺 V20

以上より，当院の肺に対する体幹部定位放射線治療では PTV 辺縁を最大線量の 60%Isodose と一致するように治療計画を行っている

4.1.3.1 80%Isodose と 60%Isodose の比較

当院は開院から 2011 年までは肺の体幹部定位放射線において PTV 辺縁を最大線量の 80%Isodose と一致させていた．2011 年以降は最適な%Isodose の模索の結果より PTV 辺縁を最大線量の 60%Isodose と一致させている．表 2 に 80%と 60%Isodose の種々パラメータの比較を示し，図 13 に線量分布および Dose Volume Histogram(以下；DVH)を示した．従来の 80%Isodose に比して 60%Isodose では照射野サイズは縮小し，肺の線量は約 15%低下した．また，線量増加に伴い MU 値は 40%増加し，ターゲットへの線量は約 30%増加した．最適な%Isodose にて治療計画を行うことで，従来よりもターゲットの線量を増加させながら，周囲の肺線量を低減させることが可能となった．

| | 80% | 60% | (値60%/値80%) |
|-------------------------|------|--------|-------------|
| Square Filed size (cm) | 4.03 | → 2.98 | (73.8%) |
| V20 _{Lung} (%) | 4.72 | → 3.84 | (81.4%) |
| Mean Lung Dose (cGy) | 399 | → 349 | (87.5%) |
| CI | 1.16 | → 1.15 | (98.8%) |
| MU 値 | 1706 | → 2435 | (142.7%) |
| Mean ITV Dose(cGy) | 5964 | → 7744 | (129.8%) |
| Mean PTV Dose(cGy) | 5611 | → 6681 | (119.0%) |

表 2 80%Isodose と 60%Isodose の比較

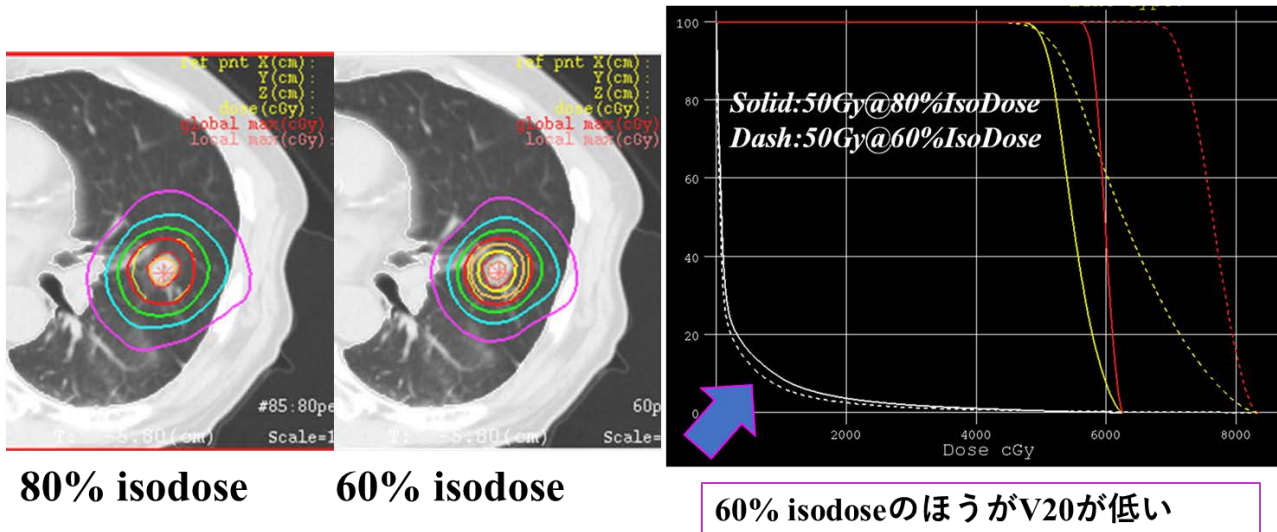


図 13 80%Isodose 処方と 60%Isodose 処方の比較

5. PTV 辺縁処方の治療計画

PTV 辺縁処方では PTV 辺縁と目的の Isodose 曲線が一致するように固定多門の場合は Multi Leaf Collimator の調整が必須となる．IMRT, VMAT の場合は Optimize Parameter を調整し，目的の DVH および線量分布を作成する．

5.1 固定多門の場合

図 14 に固定多門照射の場合の MLC 調整の一例を示しめす．図 14 左のように PTV に対して MLC マージン『ゼロ』mm とした場合，Beams Eye View 上で PTV より外側に 60%Isodose の領域ができる．また，DVH に着目すると，PTV の 95%領域が照射される線量は最大線量の 75%線量であり過照射となる．図 14 右のように 60%Isodose と PTV 辺縁が一致するように各 Field で MLC の調整を行う．その結果，PTV の 95%領域が照射される線量は最大線量の 60%線量程度となればよい．

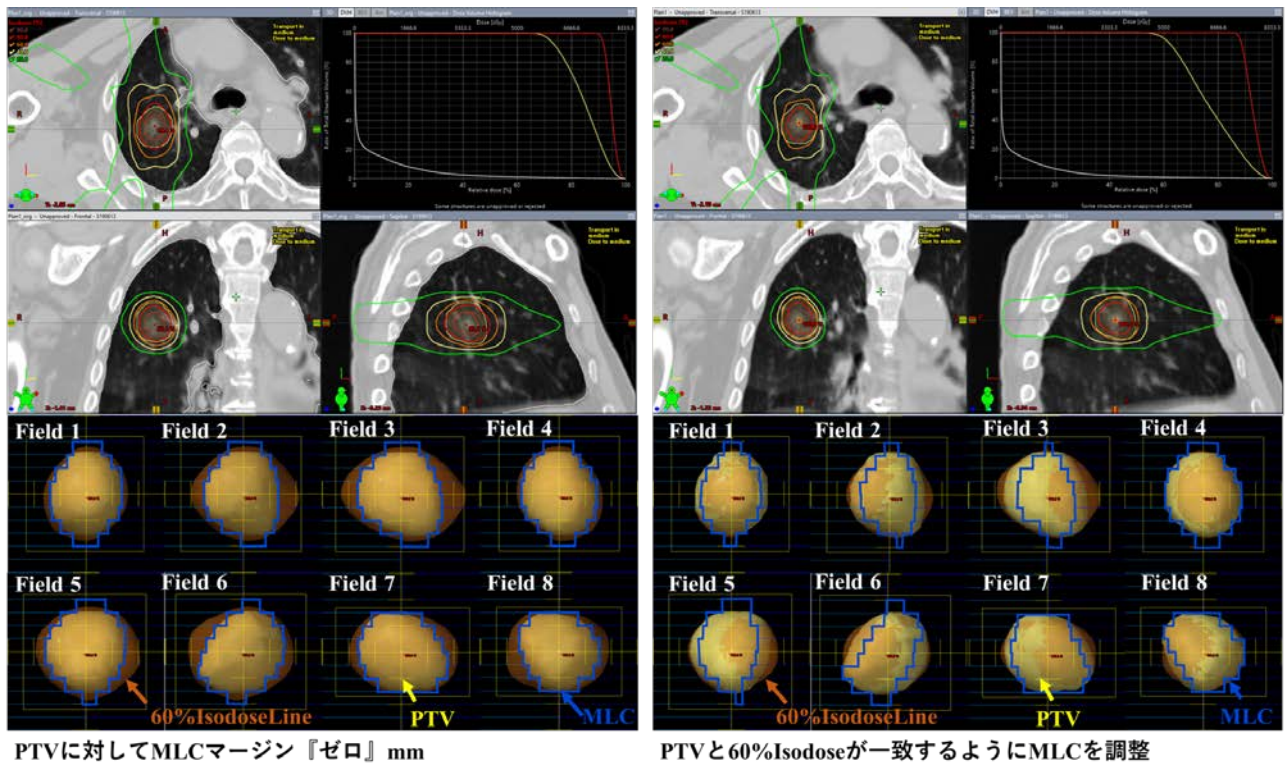


図 14 固定多門の場合の MLC の調整例

5.2 線量ノーマライズ

固定多門, IMRT, VMAT の照射技法に関わらず, 線量ノーマライズ方法は変わらない. 図 15 は Eclipse(Varian 社)の場合であるが, ①; Prescribed Percentage[%]を『60』とし, ②Plan Normalization Modeを『100% in Target Maximum』とする. ノーマライズの結果として③; PTV の 95~100% Volume が処方どおり線量照射されればよい. 最後に Dose per Fraction [Gy], Number of Fractions, Total Dose[Gy]に処方線量を入力すればよい.

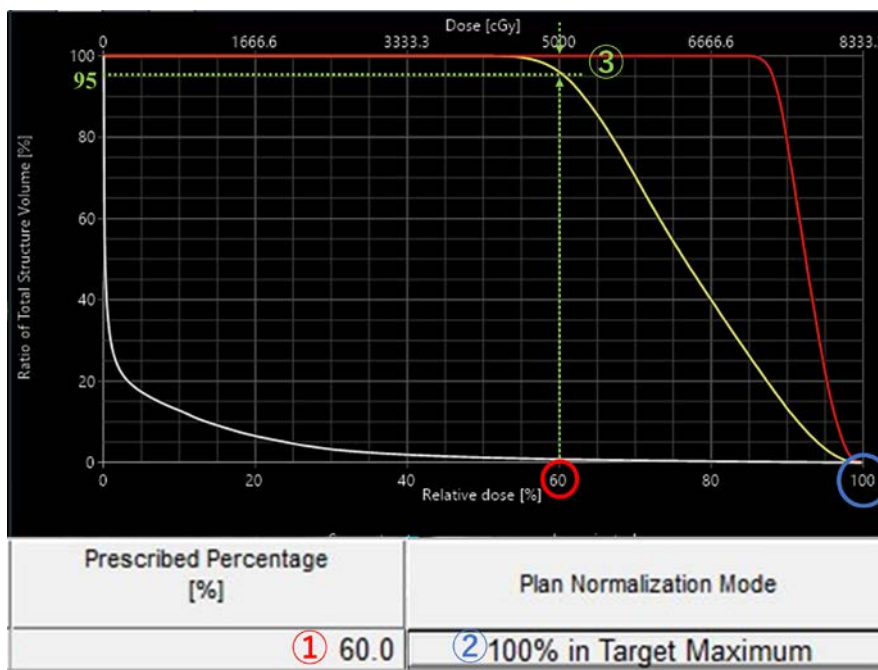


図 15 線量ノーマライズ方法

6. まとめ

本稿では、当院の体幹部定位放射線治療について、呼吸性移動対策方法、治療計画 CT 撮像方法、および当院の特徴である PTV 辺縁を処方線量定義位置とし PTV の最大線量の 60%とする PTV 辺縁処方(%Isodose 処方)について紹介した。体幹部定位放射線治療の実施を検討している施設にとって本稿が有益な情報となれば幸いである。

3. 山梨大学医学部附属病院における SBRT の現状

山梨大学医学部附属病院 鈴木 秀和

1. 当院の紹介

山梨大学医学部附属病院は昭和 58 年 4 月 1 日に開設。山梨県内唯一の特定機能病院として、28 の診療科、618 の病床数を有している。現在の放射線治療センターは 2012 年 10 月に開設し、Synagy™ (Elekta 社)、Tomotherapy HD™ (Accuray 社)、RALS Multi Source™ (BEBIG 社) が導入された。リニアック、RALS の各照射室には移動型の CT 装置を設置し、IGRT、IGBT に威力を発揮している。スタッフは、医師 11 名（専門医 7 名、研修医 4 名）、診療放射線技師 6 名（うち、放射線治療専門技師 3 名、放射線治療品質管理士 3 名、医学物理士 3 名）、専従医学物理士 1 名、看護師 2 名の体制で日々の診療を行っている。

2. 当院における SBRT の現状

当院の体幹部定位放射線治療（SBRT）は、2000 年より肺癌の照射に始まり、2003 年から肝臓癌の照射を開始した。現在では肺を主に、肝臓、脳、腎・副腎、尿管・膀胱、膵臓、各リンパ節等広範にわたり、今年度（2017 年 12 月～2018 年 11 月）は 88 件の照射を行った (fig.1)。現在までに延べ約 650 件の治療を行っている。

・山梨大学の定位放射線治療件数

・2017年12月～2018年11月: 88件（/全657件中）

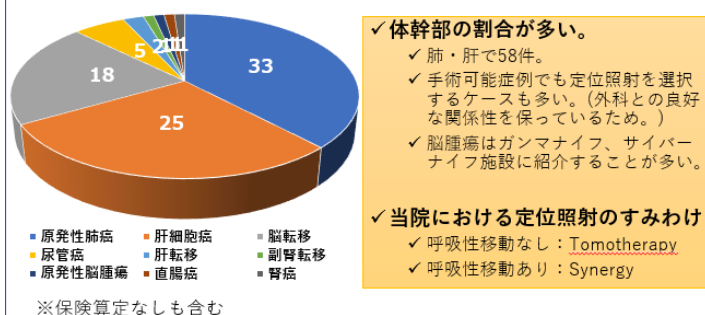


Fig. 1

3. 息止め照射について

医学物理学会 QAQC 委員会第一班、肺定位放射線治療における放射線計画手法の実態調査アンケート 2017 年に、日本の臨床現場における肺定位放射線治療における呼吸性移動対策の現状が報告されている。

アンケートの結果より、呼吸性移動対策を行っている施設の方が少数派であり、ガイドラインで規定された 10 mm の移動を実施基準にしている施設が約 80% となっている。当院ではそれより厳しくいずれかの方向へ 5 mm の移動に対して呼吸性移動対策を実施している。呼吸性移動対策の方法として同アンケートでは息止め照射が半数以上の施設で使用していると報告された。当院においても、当院で開発した Abches を用いた息止め照射をおこなっている。息止め照射法はその再現性を担保できれば、呼吸同期照射のための治療計画のように動体ターゲットに対する margin を考慮する必要もなく、止まっているターゲットへの照射のため線量分布を容易に確認することができる。また、実測検証においても線量計を動かす必要がなく、治療計画との比較や投与線量の推測が容易となる。

4. 呼吸性移動対策指針

ここでは末梢性早期肺がん定位照射における当院の呼吸性移動対策指針を紹介する。放射線治療が適応となり、呼吸性移動が考えられる腫瘍の照射の場合、まず、X線透視もしくは4DCTによって呼吸性移動長を確認する。その移動長がガイドラインより厳格な5mmを超えない場合は自由呼吸下で照射を行ういわゆるITV法の選択となる。移動長が5mmを超える場合はAbchesを用いた息止め練習に進む。十分再現性のある息止めができない場合は、動体追尾照射法を選択し当院関連病院のサイバーナイフでの治療を行う。その場合は当院でのマーカー留置となる。再現性のある息止めができる場合はAbchesによる吸気息止め照射または呼気息止め照射となる。

呼吸性移動対策指針

・末梢性早期肺がん定位照射における当院の呼吸性移動対策

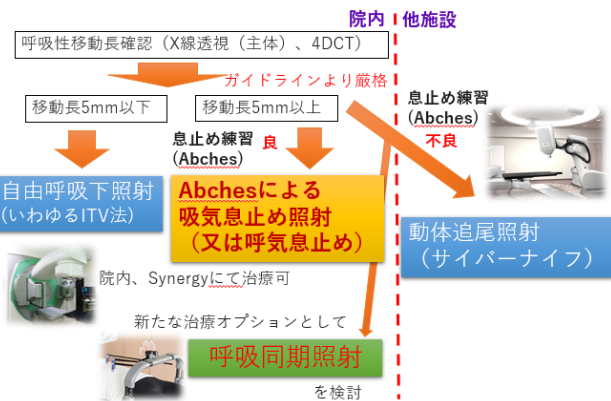


Fig. 2

呼吸同期照射法において照射とする呼吸位相は一般的には呼気時とすることが多い。その理由として再現性と位相時間が長いことがあげられる。しかし、当院では肺の照射においては吸気息止めにて行っている。これは、長時間の呼吸停止が可能であることと、正常肺の容積拡大によって相対的に正常肺への線量を低減できるメリットがあるからである²⁾。また大西らの報告³⁾より、Abchesを用いることによって2mmの精度までの再現性が担保できると報告している。

5. SBRTの手順

SBRTを行う上で照射ターゲット位置の精度は重要である。そのため当院では照射時のターゲット位置の精度、再現性に重きを置いたワークフローを構築し日々の照射に臨んでいる。まず治療が決定し、息止めでの照射が選択された場合、3日間連続の息止め練習を行うこととなる。Abchesを患者に設置し、呼吸の状態を確認しながら呼吸停止ポイントを決定する。その呼吸停止ポイントでの再現性を確認するため、透視下において横隔膜の位置を確認する。当院ではマーカーレスのためターゲットでの確認はできずこの方法となる。必要によっては4D-CTで体内の確認が追加される。この練習は1回30分程度で、10秒以上の息止めを繰り返し行う。

山梨大学病院のSBRTの手順

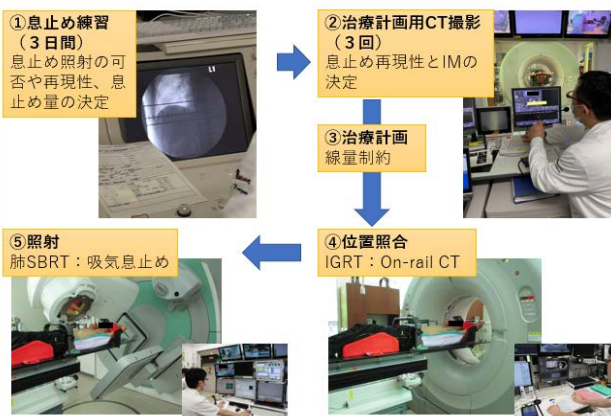


Fig. 3

次に、この練習の最終日、再現性のある呼吸が確認できれば治療計画用のCT撮影へ移る。通常治療計画用範囲の撮影後、ターゲットの位置再現性を確認するため、ターゲット付近のみをさらに追加撮影を行い、それをもってIMの決定に利用する。治療計画は医師又は物理士によって、例えば末梢性肺癌のSBRTについては腫瘍径30mm以下では50Gy/4Fr、30mmを超える場合では55Gr/4Frとし、いずれもPTVのD_{95%}処方、Non-coplanar Beamを使用した固定多門3D-CRT(MLC margin:0-5mm)で治療

計画が作成される(Fig.3). そのほか線量制約はJCOG1408を満たすよう注意されている.

当日の治療においては全例同室の On-rail CTによるIGRTを実施している. このCTは治療計画用CTと同性能であり, 高精細にターゲットが確認でき, さらに治療計画画像との詳細な重ね合わせを可能としている. そのためマーカーレスであってもターゲットとなる腫瘍部を鮮明に確認でき照射位置の同定に威力を発揮している. 治療計画用のCT撮影と同等の吸気量を Abches で確認しながら患者に息止めをしてもらい CT撮影を行う. その画像を医師によって3次元的なvolumeで位置合わせを行い,その後寝台を移動,再度CT撮影を行う. この工程を繰り返し,呼吸とターゲット位置との再現性の確認が得られたら照射開始となる(Fig.4). 照射はAbchesを用いた息止め照射となる. SBRTは一回大線量であり照射時間が長いことから,照射中にターゲットが動いていないことを担保する必要がある. そこで当院では照射中にEPIDを用いたMV-Cine画像を用いてターゲットの位置変化を確認している(Fig.5).

• IGRT

- On-rail CTによるターゲットの位置合わせ.



Fig. 4

• 照射時ワークフロー

- 肺がんに対しては, 当院では吸気息止め照射が1st choice
- Non-coplanar, non-IMRTの固定多門照射

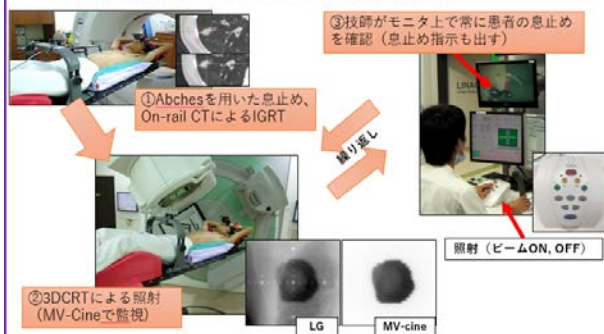


Fig. 5

6. SBRTを良好に行うための試み

6-1 オリジナル固定具の利用

SBRTは長時間照射となるため患者固定は重要であり, ビーズを装填した吸引式固定具が利用されている. しかし背側全体を覆う固定具の場合, 皮膚のたるみやシワなども形成されてしまうため, 再度患者に利用する場合, その部分の再現性が悪く空間ができる場合がある. そこで当院では背面のビーズをなくし, Roll方向のみを抑制する形状の吸引式固定具作成, 使用している. これの使用によって照射中の骨格移動は全方向で平均1mm以下に抑制することができた(Fig.6).

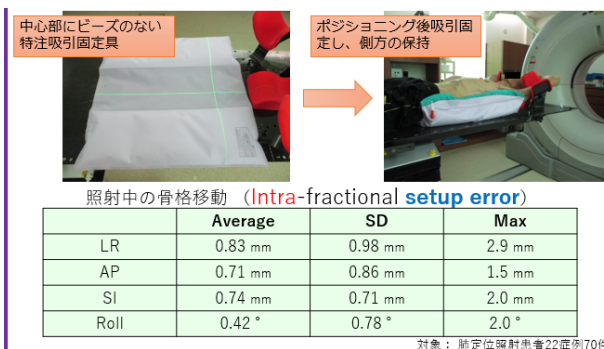


Fig. 6

6-2 On-rail CTによるIGRTの精度管理

当院の同室CTは、リニアック装置の反対側へ設置され、寝台は共用で、CTガントリーが移動することによって撮影を行っている。そのため、治療用寝台を180度回転する必要があり、CT画像中心とリニアックビーム中心との一致精度が重要となる。そこで当院ではweekly点検として専用ファントムを用いて、回転に伴うアイソセンターの一致性、CTガントリーの駆動精度、CT画像スライス面の位置精度の確認を行っている。アイソセンターの経時的な変位についてFig.7に示す。現状では0.5mmを越した場合は当日中に調整を行っている。

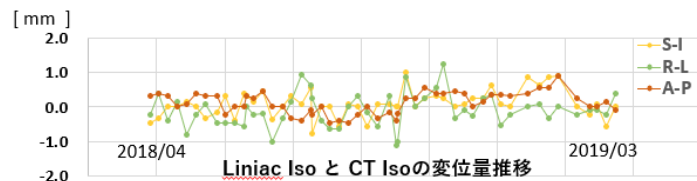


Fig. 7

7. 息止めを行う呼吸同期照射法

当院のSBRTは治療計画のよりよい再現性確保のため息止めによる照射を行っている。しかし、息止めが良好にできない症例も多く経験する。その場合は吸気ではなく、呼気息止めを試すことで息止めが可能な症例もあり、肺がん以外のSBRTでは基本的には呼気息止めで行っている。息止めの再現性が悪いままでの治療は当然厳禁である。吸気・呼気でも息止めが不良な場合はさらに別の照射法を選択することとなる。当院では、金属マーカー留置後に関連施設における動体追尾照射（サイバーナイフ）での治療となるが、マーカー留置や長時間の拘束など患者負担も多いためより簡便な呼吸同期照射法の選択が必要となることがある。一般的な呼気位相での照射を行う呼吸同期照射は息止めが不要で患者負担は少ない。その一方、体表面のサロゲートと腫瘍移動の相関関係の評価システムが構築されていないことや、マーカーレスでの不安定さなど問題点も多い(Fig.8)。そこで、息止め照射法と呼吸同期照射法の利点をミックスした、現在当院で検討を行っている「息止め呼吸同期照射法」を紹介する。

従来の呼吸同期照射法は自由呼吸下で、決められた呼吸位相時に照射を行うが、照射時間が短いため治療時間の延長や、腫瘍は常に動いているため線量分布に不均一が起こることが懸念される。しかし息止め呼吸同期照射法は、事前に決めたAbchesのスケール幅を患者が見ながら自発的に自由なタイミングで可能な時間の息止めを行い、その中で自動的に照射を行う手法で、患者の息止めに対するストレス軽減や照射時間の短縮が期待できる(Fig.9)。また、呼吸停止時に照射を行うため、線量分布のターゲットへの集中性も確保できる利点がある。照射技師による手動操作では、息止め時間や照射タイミングのズレなど個人差が発生していた点も、事前に決めたThresholdでの自動照射のため再現性のよい照射が可能と考えている。現在検討段階ではあるが、今後新たな知見がでたら報告する。

(自由呼吸下) 呼吸同期照射

・利点

- ・息止めが必要なく、患者は楽。
- ・ITV法に比べて線量分布の改善が見込める。

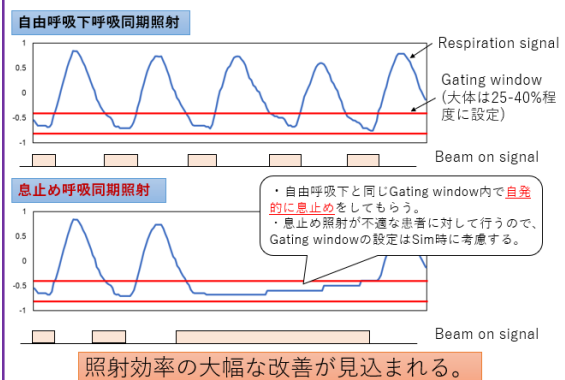
・欠点

- ・体表の呼吸信号と腫瘍の相関関係の評価方法
 - ・相関評価システムが構築されていない。特に当院は金マーカーレスのため、画像解析するにもひと苦労。目視でも不可能ではないが、客観性が乏しい。
- ・技師が嫌なこと：治療時間の延長
 - ・単に延長するというのほかに、同期幅の短いビームも、基礎的検討結果からできれば使用は避けたい。
- ・医師が嫌なこと：治療計画煩雑さ、理解の難しさ
 - ・不確かさの要因が多く、理解しにくい。

精度よく行うには、ノウハウや熟練が必要。
(当院としては) 照射効率の改善と、治療計画のわかりやすさを考えて、**息止め呼吸同期照射**を検討した。

Fig. 8

息止め呼吸同期照射



照射効率の大幅な改善が見込まれる。

Fig. 9

8. まとめ

当院の息止めによる呼吸性移動性対策と Elekta 製リニアックによる体幹部定位放射線治療の実際を紹介した。息止めによる呼吸移動性対策は margin の縮小や線量分布において有利な点が多い。しかし、その再現性には特に注意が必要であり、患者の協力がなにより不可欠である。また高精度な IGRT 技術が必要であり、各施設で可能な方法を十分に検討し、それに伴う装置の性能を十分把握する努力も必要である。これが今後 SBRT を始める施設の参考になれば幸いである。

参考文献

1. 医学物理学会 QAQC 委員会 第一班, 肺定位放射線治療における 放射線治療計画手法の実態調査アンケート, 2017
2. Bianca Cesar Della, et al. Comparison of end normal inspiration and expiration for gated intensity modulated radiation therapy (IMRT) of lung cancer. Radiotherapy and oncology 75.2 (2005): 149-156.
3. H Onishi, et al. A simple respiratory indicator for irradiation during voluntary breath holding: a one-touch device without electronic materials. Radiology 255.3 (2010): 917-923.

4. 高精度リニアック体幹部定位の実際 -VARIAN 装置- 広島大学病院 河原 大輔

I. はじめに

当院では 1999 年に体幹部定位放射線治療(SBRT)を開始され、現在までに肺及び肝臓を対象として実施している。SBRT では比較的小さな肺、肝臓の腫瘍に対して、多方向から高い位置精度を保ちながらピンポイントで大線量照射を行う高精度放射線治療技術である。肺ではリンパ節転移や遠隔転移のない原発性肺癌及び原発巣は制御され他臓器転移がない転移性肺癌が対象となる。肝臓では肝細胞癌 (hepatocellular cell carcinoma, 以下, HCC) または転移性肝腫瘍に対して SBRT が用いられることが多い。

治療装置は現在 Varian Medical System 社製の Clinac 系及び TrueBeam の 2 種類のリニアックがあり、治療計画装置は Pinnacle3 と Eclipse を所有している。SBRT の治療計画ではこれまで Pinnacle3 を使用していたが、複雑な照射技術である Intensity modulated radiation therapy (IMRT) の発展形の VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) に対応する際に Eclipse に移行した。

本稿では Varian 装置を使用した当院の SBRT ワークフローを紹介し、当院がこれまで行ってきた呼吸性移動対策・位置照合より妥当なセットアップマージンの検討、小照射野線量検証など SBRT に必要な品質管理について過去から近年まで放射線治療法の変遷に対応した物理的、技術的な取り組みを紹介する。

II. ワークフロー

当院では図 1 に示すようなワークフローで SBRT を実施している。CT 撮影時間枠と治療時間枠は固定しており、治療計画用 CT 撮影から治療開始日までの期間は約 1 週間である。ワークフローについて Simulation, Planning, Delivery の 3 つに分けられる。Simulation では診療放射線技師 1 名、看護師 1 名が担当する。Planning では医師 1 名、品質管理担当者である医学物理士 1 名または診療放射線技師 1 名が担当する。Delivery では線量検証を品質管理担当者である医学物理士と診療放射線技師 2 名が担当し、治療の際は位置照合確認を医師 1 名、患者への対応や治療の実施を診療放射線技師 2 名及び看護師 1 名で担当している。

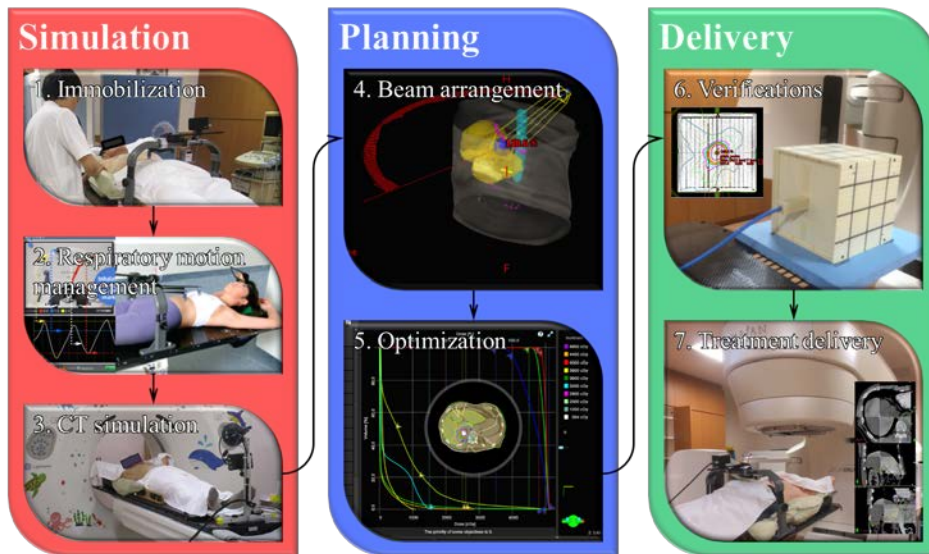


図1 当院における SBRT ワークフロー

IIA) Simulation

Simulation では固定具作成, 呼吸制御法の決定, さらに治療計画用 CT 撮影を行う. まず, 固定具作成において患者の基本体位は手上げとし体幹部は吸引式固定具を使用している. 固定具作成の際に治療体位も決定するため, 治療時間を 40 分程度と想定して体位が保てるか患者にも声かけをしながら決定する. 手上げの姿勢が耐えられないようであれば医師と相談し治療計画におけるビーム設定なども考慮しながら手上げの姿勢をとるなど検討を行う. 固定具作成及び治療体位が決定した後は呼吸制御法の決定を行う. 呼吸制御法の決定については図2のような手順で行うこととしている.

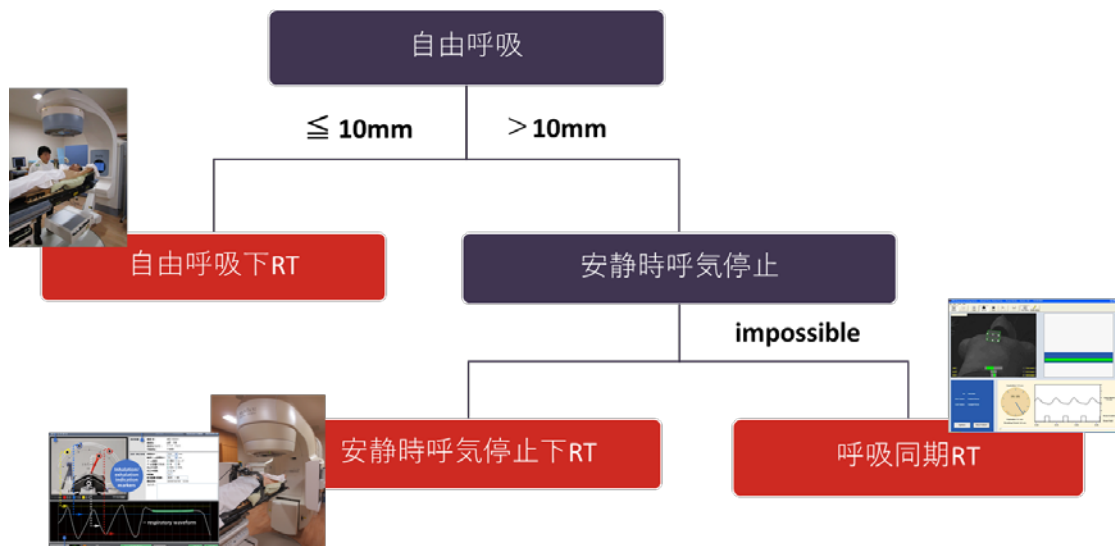


図2 当院における呼吸制御法

まず、自由呼吸下で腫瘍または周辺のランドマークの呼吸性移動距離が 1 cm 以内であれば自由呼吸下での治療とする。ここでランドマークとして使用するのは肝臓癌であれば横隔膜面、肺腫瘍で気管に近く視認ができない場合は気管など、周辺の呼吸性移動のある臓器とすることもある。腫瘍の呼吸性移動距離 1 cm 以上であれば呼吸性移動を補償するために必要な照射範囲の拡大をしなければならず、これにより正常臓器への被ばく線量の増加が懸念されるため安静時呼気停止下治療を検討する。当院では図3のように Abches(エイペックスメディカル社)を使用し安静時呼気停止を行う。安静時呼気停止を採用しているのは過去の研究より、安静時呼吸停止の Intrafractional error が吸気時に比べ呼気時の方が小さいためである。安静時呼気停止位置の再現性は X 線透視を数回撮影して確認する。安静時呼気停止が困難な場合は呼吸同期照射を検討する。呼吸同期照射の場合は装置の負担が大きいため原則的に VMAT を使用しない。また呼吸位相を 10 分割(0-100%)し、最大呼気を 50%とした場合に 40-60%呼吸位相のみ照射を行う。X 線透視を数回撮影し呼吸サイクル、波形のばらつきが小さいか確認する。

呼吸制御法の決定後、治療計画用 CT 撮影を行う。撮影条件はスライス厚 1.25mm とし、自由呼吸、呼吸同期照射の場合のみ Internal target volume (ITV) 設定用に four-dimensional computed tomography (4D-CT) を撮影する。安静時呼気停止下照射では呼吸停止下において数回ほど低線量で撮影し再現性を確認した後高線量で治療計画用の CT を撮影する。さらに肝細胞癌の場合はリピオドールの集積がない部分へ造影するため息止め下でダイナミック CT 撮影を行うこともある。



図 3 Abches における呼吸制御

IIB) Planning

治療計画は Eclipse を使用し肺の場合は 6MV、肝臓の場合は 10MV の X 線を使用している。2013 年からは Flattening filter free (FFF) ビームを使用している。FFF ビームにより高い線量率を使用することが可能となり、息止め時間、回数の減少でスループットも向上した。当院の処方線量について肺では Japan Clinical Oncology Group(JCOG)1408 に準拠し 42 Gy、肝臓では 40 Gy としどちらも 80% Isodiseline 処方である体積処方を採用している。最大線量としては PTV の D2cc(体積中の 2 cc が含まれる高線量域)が 125-130%以内、さらに線量分布の集中制を評価する Conformity Index は過去の我々の治療計画の結果より 0.75 以上を目標値として設定している。リスク臓器については食道、胃や腸管が近い場合ではこれらを中心に線量制約を設定するが、周辺に胃や腸管がない場合は PTV の 2 cm 周囲(D2 cm)の最大線量に線量制約を設定し線量分布の広がりを防いでいる。

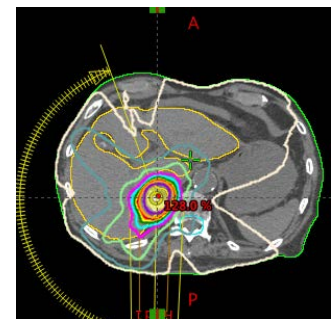


図 4 VMAT による SBRT

当院では治療計画のワークフローの簡素化のためテンプレート化を積極的に行っている。治療計画のワークフローを図5に示すが、当院ではコンツールリング用 ROI(Region of Interest)、照射ビーム角度などが含まれるプラン、最適化用の Optimization テンプレートを Eclipse 内で作成している。線量評価については In-house のプログラムを作成し、Eclipse より Export した DVH (Dose volume histogram) データを別プログラムで解析し線量制約を満たしているか評価を行っている。これにより治療計画の負担軽減を図れ、さらにヒューマンエラーも防ぐことができるため効率的かつ安全な治療計画を実施できるよう努めている。

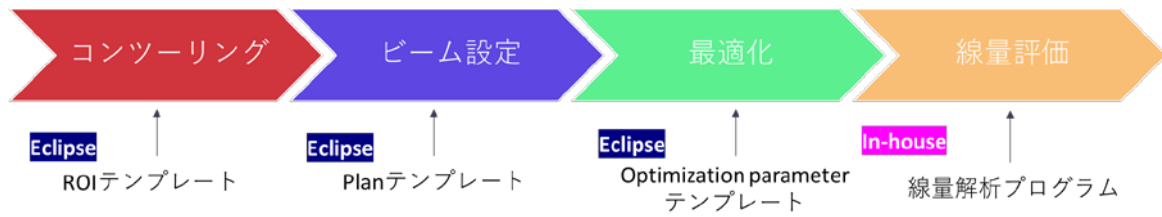


図5 当院治療計画ワークフローとスクリプトを使用したワークフローの簡素

IIC) Delivery

治療計画終了後、患者へ治療を実施する前に線量検証を行うが Three Dimensional Conformal Radiation Therapy(3DCRT)と IMRT では検証方法が異なる。当院で従来行われていた 3DCRT の場合は独立検証のみ行っていた。これは照射野 MU を入力し人体を水と等価として線量計算を行っている。2017 年より 3DCRT から IMRT へ移行したが、IMRT の線量検証は実測ベース以下の 2 項目に関して検証を行っている。

①絶対線量検証

小型の電離箱線量計(Pinpoint 線量計や CC04 等)を使用した線量検証を実施する。測定値と計算値との差におけるトレランスは3%以内としている。ただし、FFF ビームでは従来使用してきた FF ビームに比べて線質が低く、線質変換係数が 0.5%程度異なるという報告もある²⁾。さらに FFF ビームでは平坦な線量プロファイルでないため、測定に使用する線量計の体積が大きいと有感体積の大きさによって線量の見積もりが異なる。これは体積平均効果と呼ばれる。Pinpoint 線量計と Farmer 型線量計の体積平均効果について 6 MV FFF ビームで約 0.4%、10 MV FFF ビームで約 0.7%であったことが過去の研究で報告されている³⁾。当院では線質補正のみを行っているが標準測定 12 でも明確な取り決めはないため各施設で各補正について検討し取り入れるべきか判断すべきである。



図5 電離箱線量計による絶対線量検証

②面線量測定検証

面線量計は 3 次元線量を測定可能なデバイスや 2 次元線量のみ測定可能なデバイスなど様々に存在する。当院の 2 次元検出器では 1 cm の検出器間隔と大きいため、照射野内の測定点が少ない。そのため小照射野の評価が困難であるため分解能の高い EBT XD フィルムを使用して検証を行うこととした。EBT XD は高線量域まで使用可能であり SBRT に推奨されているフィルムである。図 6 に IMRT 導入の際の事前検証として行ったコールドランの線量解析を示すが、解析の結果は (線量差/DTA)=(3%/3 mm) を判定基準として 97%以上であり良好な結果を示した。検証方法の確立、またシステムを移行する際にはコールドランを実施することで円滑な臨床導入が可能となる。

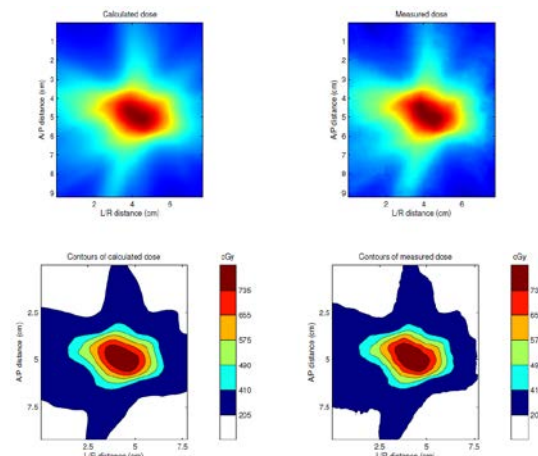


図 6 Film による面線量解析：計算結果(左)、測定結果(右)

治療ではまず位置照合、呼吸制御の再現性確認を行う。位置照合では図 7 に示すような 2 次元照合、3 次元照合を行っている。照射前にリニアック搭載の kV-X 線で 2 次元照合として骨照合を

行い、さらに息止めの場合は数回の撮影で呼吸性移動再現性確認を行う。その後 Cone Beam CT(CBCT)を撮影し3次元照合を行う。3次元照合におけるランドマークとして当院では肺腫瘍の場合は腫瘍位置が同定できるためこれを使用し、肝臓の場合はSBRTの1カ月前にTACEを実施している症例が多いためTACE時に使用したリピオドールが残存していればこれを腫瘍位置として代用する。TACEを行っていない場合やリピオドールが同定できない場合は過去の我々の研究より横隔膜面での照合を採用している。照射時間は照射技術や呼吸制御法によって異なるが、3DCRTを用いた自由呼吸では20-30分程度、呼気息止めでは30-40分程度、呼吸同期法では60分程度である。近年ではIMRT技術であるVMATに移行しスループットが向上し息止め症例で5-6分程度治療時間が短縮した。

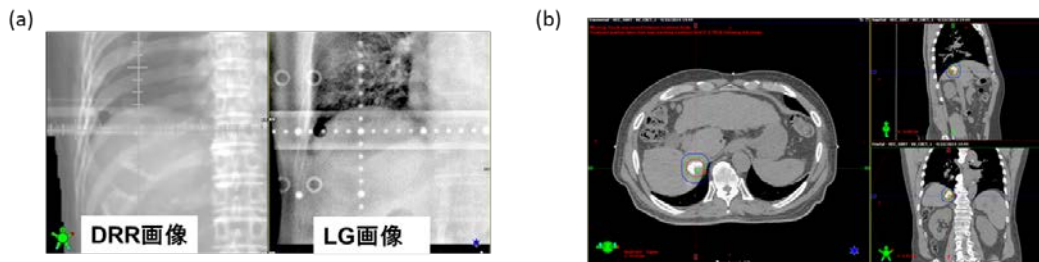


図7 当院における治療前位置照合：2次元照合(左), 3次元照合(右)

III. 技術的・物理的な取り組み

IIIA) 呼吸停止再現性

当院では呼吸制御法として呼気息止めを行っているが再現性の担保は必須であり、これを検討し治療計画にフィードバックする必要がある。我々の過去の研究で呼気停止位置再現性である Inter fractional error 及び Intra fractional error について横隔膜面をランドマークとして解析を行った⁴⁾。呼気息止めで X 線透視により 3 回撮影し腹背方向の横隔膜面位置誤差の平均値を Intra fractional error として患者ごとに解析し、さらに CBCT を使用し照射日ごとの横隔膜面位置誤差を Inter fractional error として照射日ごとに解析した。解析結果を図 8 に示すが、Intrafractional error は 3.2 mm 以内であり再現性が良好であった。一方、Interfractional error においては 1 cm をこえる場合もあるため、再現性は良好とはいえなかった。このため、臨床における 3 次元位置照合では骨照合は許容しないこととした。さらに、肝臓癌でリピオドールが存在しない場合は腫瘍の位置同定が困難であるため、この場合の位置照合法について当院では横隔膜面をランドマークとした位置照合法が有用ではないかと考え、検証を行った⁵⁾。まず、リピオドールが治療計画及び治療時に残存していた症例をピックアップした。残存したリピオドール領域を腫瘍位置として代用し位置照合を行い、これを原点とした。次に横隔膜面照合及び骨照合を行い、原点から位置誤差を解析した。図 9 に 3 次的に位置誤差の結果を示す。骨照合より横隔膜面照合を行った方が位置誤差は小さいことがわかる。さらに位置誤差から必要なセットアップマージンを算出し当院の許容可能なマージンであったため、腫瘍位置が同定できない場合は横隔膜面をランドマークとした位置照合を臨床で使用することにした。

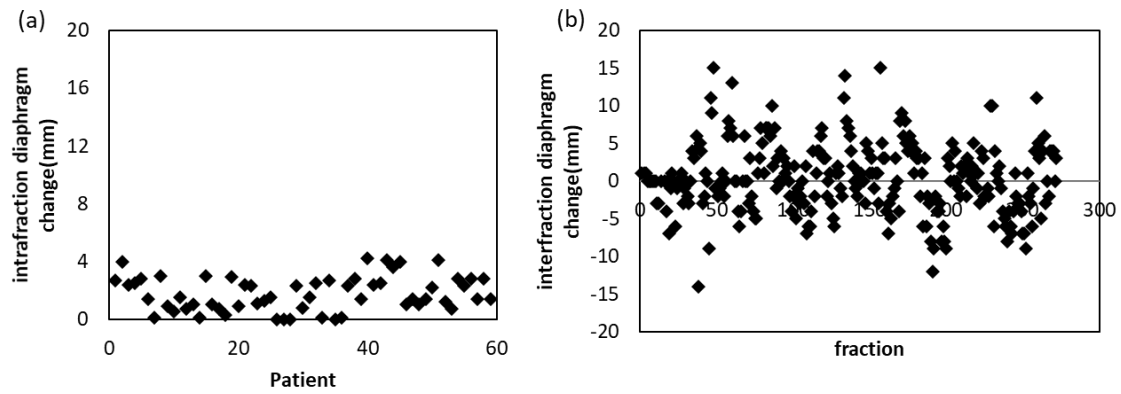


図 8 横隔膜面をランドマークとした呼吸停止再現性: Intra fractional error(左)及び Intra fractional error(右)

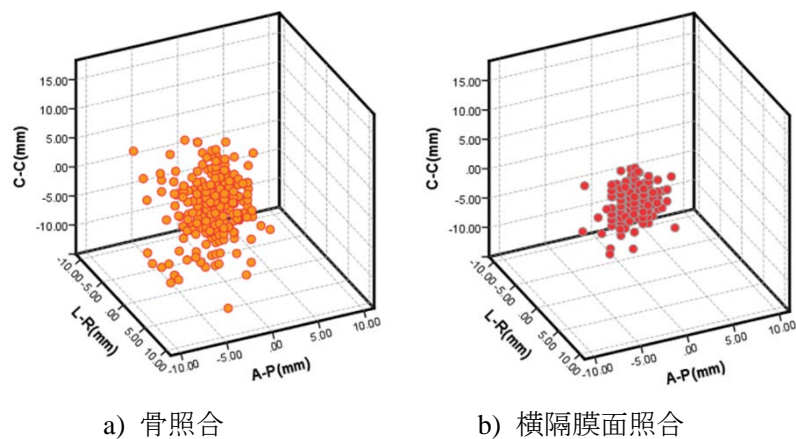


図 9 骨照合, 横隔膜面照合を行った場合の腫瘍とみなしたリピオドールの位置誤差

IIIB) FFF ビーム小照射野線量検証

SBRTでは小照射野を使用するため事前に治療計画装置の計算と実測との比較検証を行う必要がある。EclipseではCommissioningの際に入力した照射野の範囲外も外挿するため外挿データ部分について特に検証する必要がある。当院では $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 以上のデータをCommissioning時の入力データとして使用している。当院ではFFFビームを臨床に使用する際に小照射野($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$)の深部線量プロファイル, 軸外線量比, 出力係数検証を行った⁶⁾。深部線量, 軸外線量比については全ての照射野において線量計算結果と測定値で良好に一致した。出力係数について $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野で規格化した実測値及び線量計算の結果を図10に示す。照射野 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ において3%以内で良好に一致した。一方で $1 \times 1 \text{ cm}^2$ の照射野では, Eclipseの計算アルゴリズムであるAcuros XB(AXB)でモンテカルロ計算及び実測の結果と比較し5%以上の差が生じた。この結果より当院の臨床使用可能な照射野の最小値は($2 \times 2 \text{ cm}^2$)と制限した。以上のように小照射野における出力係数などは外挿されている部分もあるため臨床に使用可能か事前に必ず小照射野線量検証を行う必要がある。

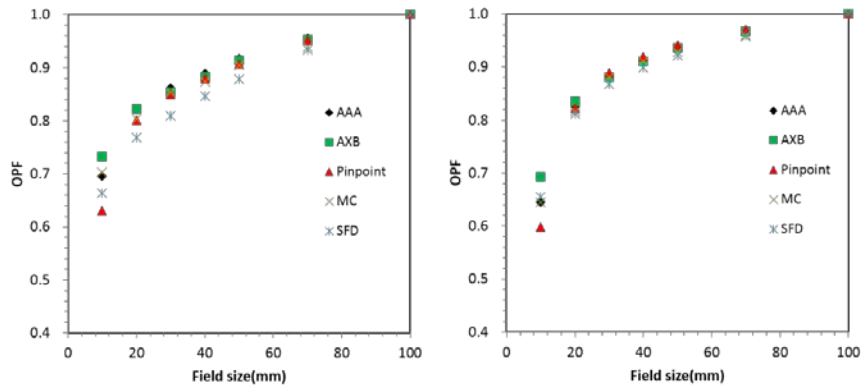


図 10 6XFFF ビーム(左)と 10XFFF ビーム(右)を使用した小照射野(1×1 cm²)出力係数の検証：AAA, AXB(治療計画装置 Eclipse の計算アルゴリズム), Pinpoint(電離箱線量計), MC(モンテカルロ計算), SFD(半導体線量計)の比較

III C) 処方方法変遷への対応

近年ではポイント処方ではなく PTV 辺縁処方など体積処方が行われるようになり、当院でも体積処方を導入するにあたり最適な処方線量の検討を行った⁷⁾。処方線量の決定については過去の臨床試験の結果を参考にした。肺の定位照射では過去の臨床試験(JCOG0403)で良好な成績が得られたと報告されている⁸⁾。そのため JCOG0403 で行われた治療計画法における PTV 辺縁線量を体積処方の処方線量として採用することとした。ただし、線量計算アルゴリズムの変遷に伴い、JCOG0403 で使用されていた Clarkson 相当の計算アルゴリズムから近年は Superposition やモンテカルロ計算が使用されるようになり、当院でも現在は Superposition 相当の計算アルゴリズムを使用している。線量計算アルゴリズムの変遷も考慮した PTV 辺縁線量を評価するため図 11 に示すような評価方法を実施した。まず JCOG0403 で主に使用されていた Clarkson 相当の線量計算アルゴリズムを使用して治療計画を立案する。次に同じ Monitor Unit を使用し Superposition 相当の線量計算アルゴリズムで再計算し、線量分布から PTV 辺縁線量を評価した。

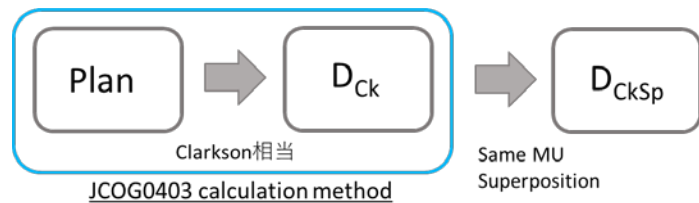


図 11 JCOG0403 プランにおける PTV 辺縁線量評価

評価した PTV 辺縁線量は PTV の D95%(体積の 95%投与線量)及び PTV に対して最も Conformity Index(CI)が高い線量域(D_{CI_{max}})とした。CI は下記の式を使用した。

$$CI_{(D)} = \frac{TV_{V(D)}}{V(D)} \times \frac{TV_{V(D)}}{TV} = \frac{TV_{V(D)}^2}{V(D) \times TV}$$

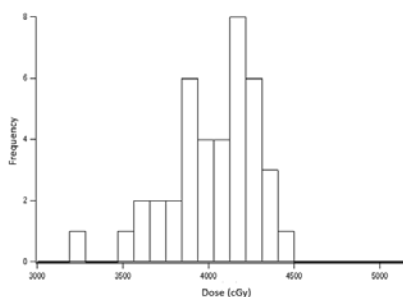
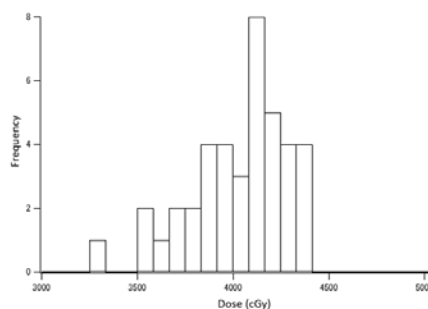
V(D): volume surrounded by an isodose volume of D

TV_{V(D)}: the target volume within V(D)

TV: the target volume

結果を図 12 に示す。PTV の D95%の平均線量は 41.4Gy であり標準偏差は 2.1Gy であった。D_{CI_{max}}について平均線量は 41.6Gy で標準偏差は 2.8Gy であった。以上から体積処方における最適な処方線量としては 42Gy が妥当であると示された。上記のように計算アルゴリズムの変遷や治療計画法の変遷に対応するためには過去の症例を解析し、臨床成績も考慮しながら処方線量の決定や線量分布評価を行う必要がある。

PTV D95%

D_{Clmax}図 12 PTV 辺縁線量の結果 : PTV の D95%線量(左), D_{Clmax}(右)

IV. まとめ

Varian装置を使用した体幹部定位照射における当院の取り組みを紹介した。体幹部定位照射では施設により呼吸制御法や治療計画方法が異なるため、まず自施設のワークフローを整理することで、検証が必要な項目や簡便化が図れる部分を明確となり安全かつ効率的な医療を提供することができる。さらに、新規装置の導入、線量計算アルゴリズムの変遷や治療計画方法の変更を行う場合は現状の手法との違いや臨床試験の結果の参照、さらにコールドランの実施など、事前の検証と準備を行う必要がある。

参考文献

1. Kimura T, et al. Reproducibility of organ position using voluntary breath-hold method with spirometer for extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004 Nov 15;60(4):1307-13.
2. McEwen M, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys.* 2014;41:041501–041520.
3. A. Sudhyadhom, et al. Preferred dosimeter size and associated correction factors in commissioning high dose per pulse, flattening filter free x-ray beams. *Med Phys.* 2016 Mar; 43(3):1507.
4. Kawahara D, et al. Interfractional diaphragm changes during breath-holding in stereotactic body radiotherapy for liver cancer. *Rep Pract Oncol Radiother.* 23(2): 84-90, 2018.
5. Kawahara D, et al. Availability of applying diaphragm matching with the breath-holding technique in stereotactic body radiation therapy for liver tumors. *Phys Med.* 2016 Apr;32(4):557-61.
6. Kawahara D, Ozawa S, et al. Evaluation of beam modeling for small fields using a flattening filter-free beam. *Radiol Phys Technol.* 2017 Mar;10(1):33-40.
7. Kawahara D, et al. Marginal prescription equivalent to the isocenter prescription in lung stereotactic body radiotherapy: preliminary study for Japan Clinical Oncology Group trial (JCOG1408). *J Radiat Res.* 2017 Jan; 58(1): 149–154.
8. Nagata Y, et al. Prospective Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy for Both Operable and Inoperable T1N0M0 Non-Small Cell Lung Cancer: Japan Clinical Oncology Group Study JCOG0403. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2015

5. マーカを利用した汎用高精度リニアック体幹部定位 国立がん研究センター東病院 大吉 一

1. 施設紹介

1-1 当院での SBRT

当院では2013年からSBRTを開始しているが、金属マーカを利用した照射ができない理由から肺疾患のみを治療していた。また当院は陽子線治療も行っている為、患者の病態によっては陽子線治療を行っている。

2015年8月にTrueBeam(Varian medical System社製)を導入し、同年10月より体幹部定位放射線治療(Stereotactic body radiotherapy: SBRT)を開始した。

汎用型高精度リニアック TrueBeam (Ver2.5.13.5)には Respiration Synchronized KV imaging というライセンスがあり、当院ではその機能を利用して肝 SBRT を行っている。

Respiration Synchronized KV imaging とは設定された呼吸位相のタイミングで画像を取得し、照射時と計画時における金属マーカの位置を瞬時に自動認識、一致していれば照射するというシステムである。本シンポジウムでは肝 SBRT の流れ・テクニックについて紹介した。

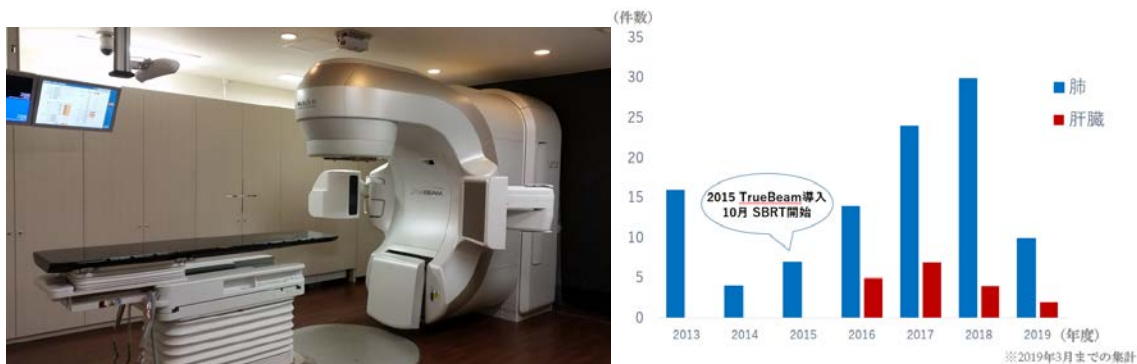


Fig.1 当院のリニアックと SBRT 件数

1-2 呼吸同期法とマーカ迎撃法の併用による治療

当院では肺と肝で呼吸性移動対策が異なる。

肺は呼吸同期法または自由呼吸にて治療を行っている。呼吸同期は呼吸位相中の一定部分のみを照射時間に充てるもので、呼気終末相のみを照射するように設定している。

肝は呼吸同期法と迎撃法の併用による治療を行っている。呼吸同期法は肺と同様、呼気終末相の部分のみを照射するように設定している。迎撃法は腫瘍近傍に留置された直径 1.2 mm のマーカ (3箇所) に対し、On-Board Imager (OBI) キロボルト (kV) イメージングを用いて呼気終末相のタイミングで画像を取得、計画時のマーカと一致したときのみ照射するように設定している。

肝では呼吸同期法と迎撃法の両方でモニタリングしている為、両方が条件をクリアしなければ照射できないシステムになっている。

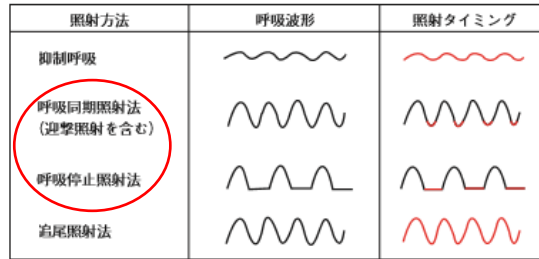


Fig.2 呼吸状態と照射タイミングの模式図¹⁾

1-3 金属マーカ

1-3-1 種類

マーカを使用するにあたり、動体ファントムを設置、OBI を用いて透視下で自動認識テストを実施した。実施したタイプは以下の通りである。

ACCULOC(CIVICO 社製) 0.7/1.2mm

VISCOIL(RadioMed 社製) 0.35/0.5/0.75/1.1mm

Gold Anchor(Naslund Medical AB 社製) 1.0/2.0mm

小さいタイプは画像上認識が困難であり、検出不可であった。また複雑な形状、長いタイプのものは位置を誤認識する可能性が有るといった結果が得られ、当院では ACCULOC の 1.2mm を用いている。

マーカとして市販されている一部を Fig.3 に示す。

iGOLD(メディキット社製) は当院で認識テストを実施していないが、参考までに表記した。

| メーカー | CIVICO | RadioMed | Naslund Medical AB | メディキット |
|-------|--------------------------------|---|---------------------------|---|
| マーカ種類 | ACCULOC | VISCOIL | Gold Anchor | iGOLD |
| サイズ | 長さ 3mm 直径 0.9mm 1.2mm 1.6mm | 長さ 5mm 10mm 20mm 30mm 直径 0.35mm 0.5mm 0.75mm 1.1mm | 長さ 10mm 20mm 直径 0.28mm | Φ2mm |
| | | | | |
| | ACCULOC ゴールドマーカ PMDA より引用 | SCETI MEDICAL LABO HP より引用 https://www.scetimedilabo.co.jp/devices/ https://www.goldanchormarker.com/ | Gold Anchor HP より引用 | メディキット株式会社 HP より引用 http://www.medikit.co.jp/product/detail/3_05.html |

Fig.3 マーカの種類

1-3-2 マーカの留置

マーカの留置はそれぞれ異なる Axial Slice に設置する必要がある。

理由としては他の断面での重なりを避け、マーカ位置を明確に描出する必要がある。

Fig.4 では2つのマーカが同一 Slice で設置されている為、Coronal Slice では2つが重なり1つに見えてしまい、マーカの自動認識が困難になってしまう。

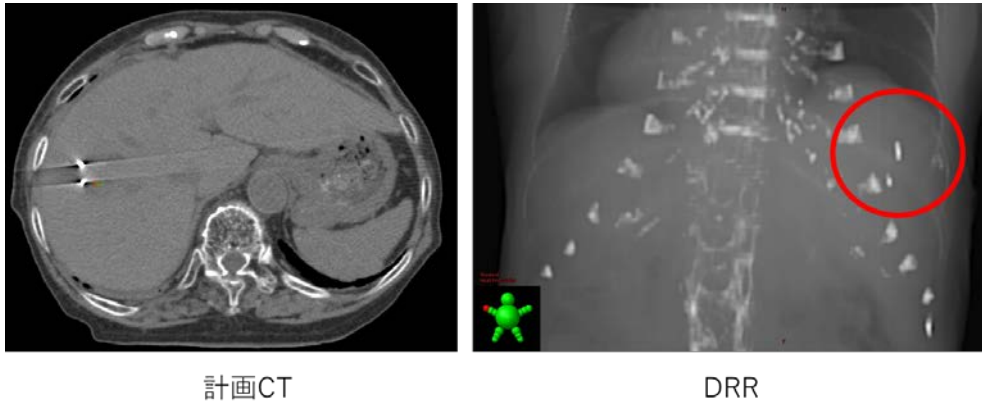


Fig.4 マーカ誤認識の例

1-3-3 骨照合とマーカ照合の比較

CBCT 照合を行う際、骨照合とマーカ照合ではどの程度差が生じるかを検証した。

対象は SBRT 患者 10 名に対して 5Fr, 計 50 回で実施, 照合結果を Fig.5 に示す。

当院での最大照合差は Long 方向で 1.32 cm であり, 他にも同様な報告²⁾もされている。

また肝では単なる 3 次元的呼吸移動だけではなく, 回転性移動の要素もあるといわれており, 呼吸の大きさにより 0.5~2.0 cm の移動も報告されている^{3, 4)}。

呼吸性移動の大きい疾患に関してマーカ照合は有効であり, 骨照合と比較して金属マーカ照合ほうが腫瘍の位置を同定する精度が高いとされている⁵⁾。

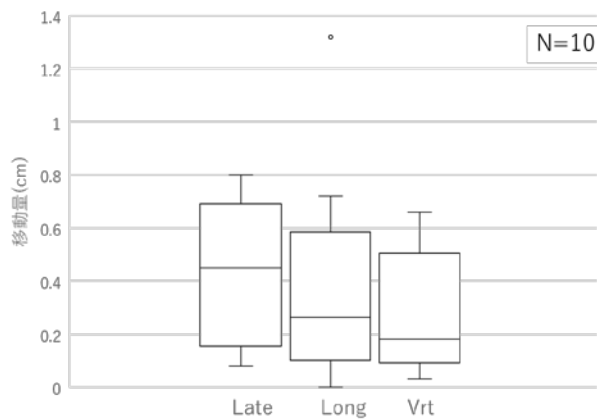


Fig.5 CBCT における骨照合とマーカ照合の差

2. 治療の流れ

2-1 治療計画 CT

当院では Aquillion ONE 320 列 (Canon Medical 社製), CCD カメラ・赤外線反射マーカを使用した Real-time Position Management System; RPM (Varian 社製)を用いて 3 種類の撮影をしている。

- ・線量計算用 CT
 - 呼吸同期撮影 (Non-helical Scan)
 - 自由呼吸にて最呼気時のタイミングで撮影
- ・輪郭確認用 CT
 - 呼気止め造影撮影 (Helical Scan)
 - 造影は 3 相 (動脈相・門脈相・平衡相)を撮影

・ITV 解析用 CT

呼吸同期 4D 撮影 (Volume Scan)

呼吸 1 周期分に合わせて撮影し, Retrospective Reconstruction にて 10 位相に分割している.(Fig.6)
撮影範囲が 16cm と限られる為, 病変部のみ撮影

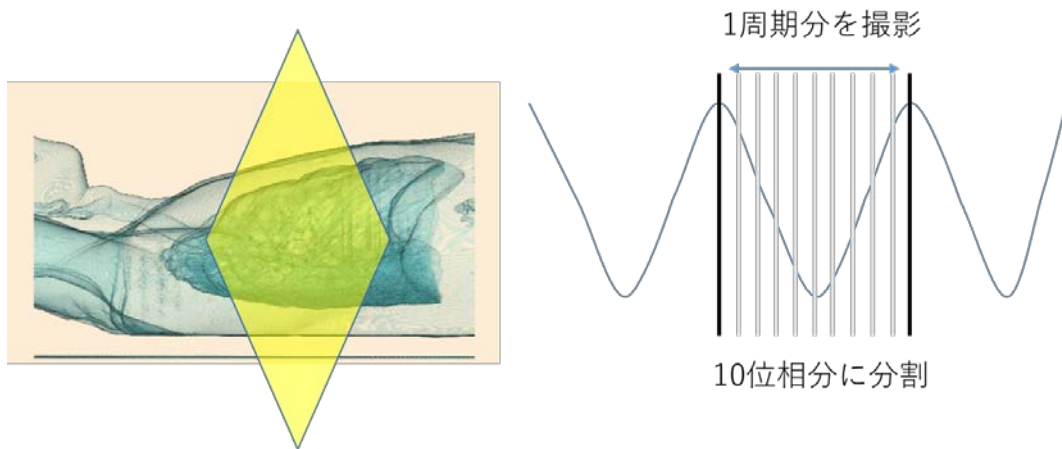


Fig.6 ITV 解析用 CT

セットアップは両手拳上, 全身吸引固定具で行っている.両手拳上により Beam 選択の拡大を狙っている.



Fig.7 当院でのセットアップ

2-2 ITV 解析方法

治療計画支援ソフト MIM Maestro (MIM Software 社製)を用いて 4D 画像から位相毎のマーカ移動量 (Fig.8)を算出する.

MIM 上にてマーカの輪郭をすべての位相において描出して, 輪郭の中心座標を求める.

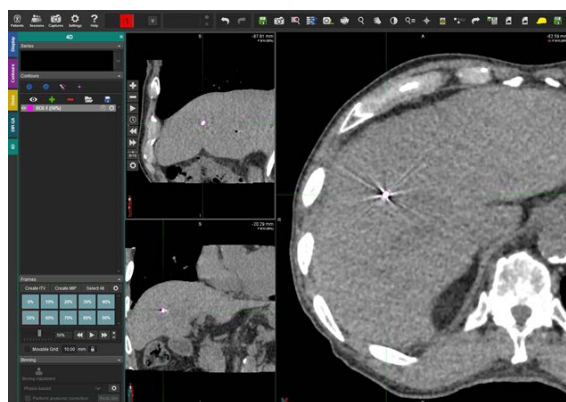


Fig.8 MIM を用いた移動量算出

次に最呼気時の位相を算出する. 基本的には位相が 50%になる場合が多いが, そこを基準に正規化

してどの程度移動量があるのかを算出し、移動量が 5 mm以内になる位相の範囲を特定する。

移動量を 5 mm としている根拠は、

- AAPM から発行された呼吸性移動対策に関するレポート(AAPM Task Group 76)⁹⁾によると、腫瘍の呼吸性移動が 5 mm 以上ある場合は対策が必要されていること。
- 呼吸性移動対策の診療報酬がとれるようになり、移動長が 10 mm 超えるもので 5 mm 以内に低減できることとなっていること。

これらの理由により、当院では 5 mm で設定している。

Table.1 より 5 mm 以内の位相は 10~80 % (黄枠)となる。Table.1 より算出された位相を Fig.9 に該当させ(黄線)、治療時の振幅を決定する。振幅は 10 % で約 6 mm, 80 % で約 4 mm であるため、小さい方の値(この場合は 4 mm) が治療時に用いられることになる。

実際にはCT 画像上ではある呼吸 1 周期しか撮影していないが、呼吸のデータ自体は撮影の前後も記録しているので、患者の呼吸安定の確認も行っている。

| 位相 | RL方向 | HF方向 | SI方向 |
|-----|------|------|------|
| 0% | 3.3 | -2.5 | -7.0 |
| 10% | 1.6 | -1.2 | -3.3 |
| 20% | 1.7 | -1.0 | -1.4 |
| 30% | 0.4 | -0.2 | -1.1 |
| 40% | 0.2 | -0.1 | 0.0 |
| 50% | 0.0 | 0.0 | 0.0 |
| 60% | 0.1 | -0.1 | 0.7 |
| 70% | 1.0 | -0.4 | -0.1 |
| 80% | 1.5 | -1.2 | -2.1 |
| 90% | 2.6 | -2.0 | -5.7 |

単位: mm

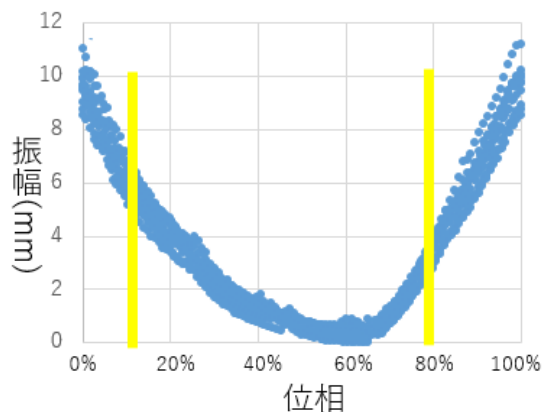


Table.1 各位相における各方向への移動量

Fig.9 RPM における呼吸 1 周期の複数表示

計画時は最呼気時で撮影(緑印)をしているが、治療時は照射する位相に入るタイミングで画像(赤印)を取得している(Fig.10)。その為、治療時と計画時の撮影タイミングの違いにより、腫瘍近傍に留置されたマーカのズレが生じてしまう。

当院ではさらなる工夫として、計画時と照射時の画像位置を一致させる目的で振幅を 2 mm に設定している。

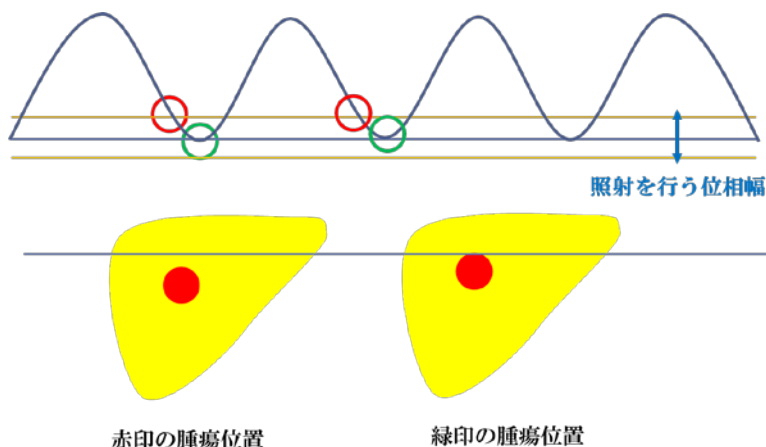


Fig.10 治療時と計画時の撮影タイミングの違い

Fig.9 の振幅を 2 mm に固定した場合の位相を Table.2 と Fig.11 に示す。

Fig.11 より振幅は 2 mm に固定されている為、治療で用いる位相は 40~70% の範囲となる。

| 位相 | RL方向 | HF方向 | SI方向 |
|-----|------|------|------|
| 0% | 3.3 | -2.5 | -7.0 |
| 10% | 1.6 | -1.2 | -3.3 |
| 20% | 1.7 | -1.0 | -1.4 |
| 30% | 0.4 | -0.2 | -1.1 |
| 40% | 0.2 | -0.1 | 0.0 |
| 50% | 0.0 | 0.0 | 0.0 |
| 60% | 0.1 | -0.1 | 0.7 |
| 70% | 1.0 | -0.4 | -0.1 |
| 80% | 1.5 | -1.2 | -2.1 |
| 90% | 2.6 | -2.0 | -5.7 |

単位: mm

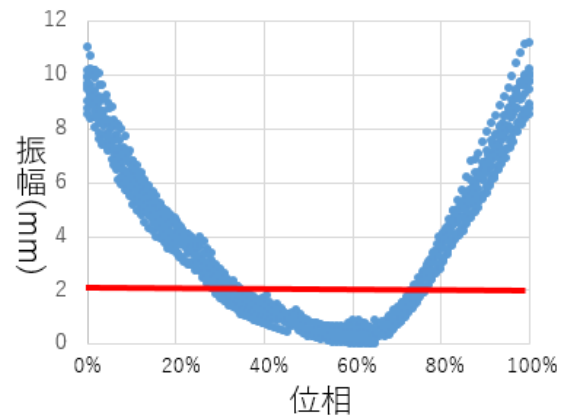


Table.2 振幅を 2 mm に固定した場合の移動量

Fig.11 RPM における呼吸 1 周期の複数表示

2-3 治療の流れ

治療は呼吸位相に合わせ、OBIにて画像を取得しながらマーカの位置を確認、照射している。



Fig.12 治療室内での様子

①自由呼吸下にて CBCT を撮影(動きを含むマーカで位置照合)

骨照合にて位置を合わせ、その後動きを含むマーカ画像を用いてさらに合わせ込みを行う。

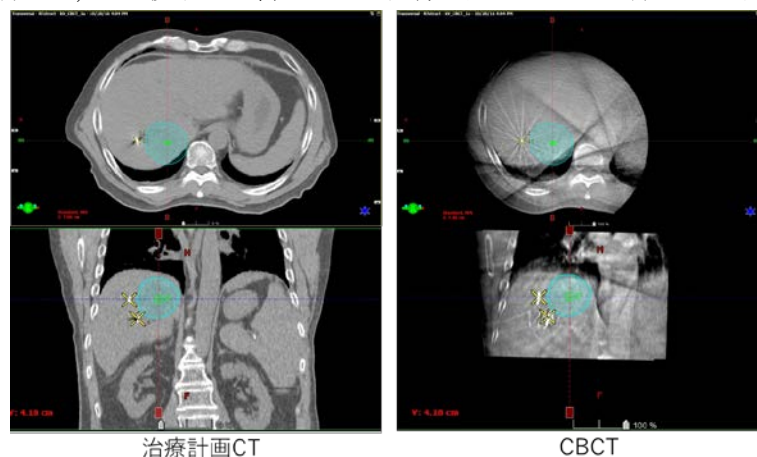


Fig.13 自由呼吸下での CBCT

- ②呼吸同期(自由呼吸時)にて MV-KV を撮影(動きを含まないマーカ画像で位置照合)
呼吸時の画像に合わせてマーカの位置を微調整

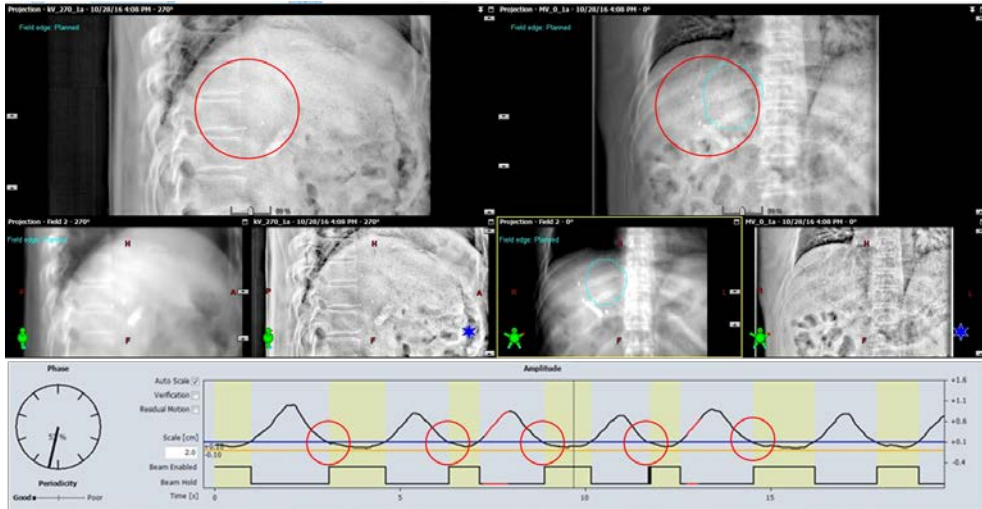
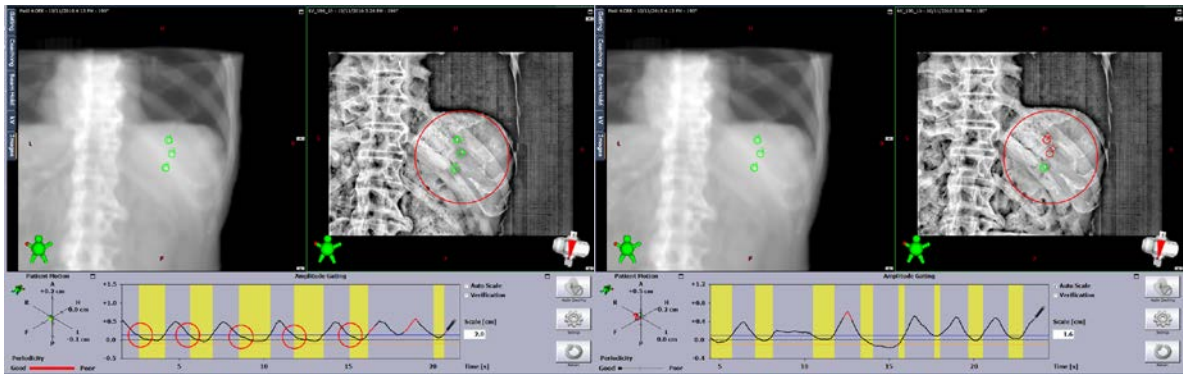


Fig.14 照射のタイミングに合わせてMV-KV撮影

- ③呼吸同期(自由呼吸時)にて照射開始

呼吸同期にて照射 KV During

呼吸時, マーカの位置が一致していれば照射, 一致していなければ照射はしない.



マーカの位置が一致 (Beam On)

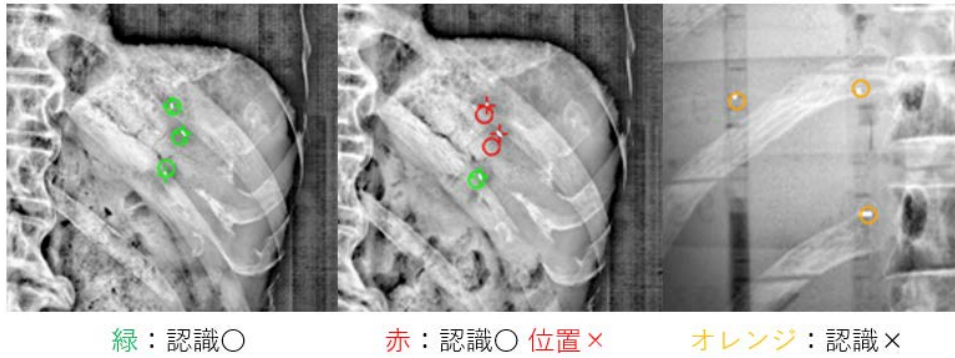
マーカの位置が不一致 (Beam Off)

Fig.15 呼吸同期に合わせて照射

装置によるマーカの自動認識機能

装置が瞬時にマーカを認識し, 直径 4 mm 球内にマーカが入っていれば認識可能である.

直径の設定は変更可能であるが, 当院では長さ 3 mm のマーカに対して直径 4 mm に設定している.



| 照射可能な条件 | |
|----------------------|---|
| マーカ3個：緑 | ○ |
| マーカ2個：緑 マーカ1個：オレンジ | ○ |
| 上記以外 | × |

Fig.16 マーカの自動認識条件

肝臓 SBRT では呼吸と金属マーカのWモニタリングで治療を実施することにより、患者に質の高い治療を提供できる。また実際に治療に携わっている技師も安心・安全な医療を提供することが可能である。

3. 治療時の問題点

3-1 呼吸の不安定、位相の変化

長時間の照射になる場合には緊張緩和や呼吸サイクルの安定下によって、終末呼気相が観察初期よりも深くなることもあり、呼吸位相の変化が生じる場合がある(Fig.17)。その為、短時間で治療を完遂させる必要がある。

また治療開始前に可能な限り患者の緊張を緩和できる状態に持っていくことも技師の大切な仕事である。

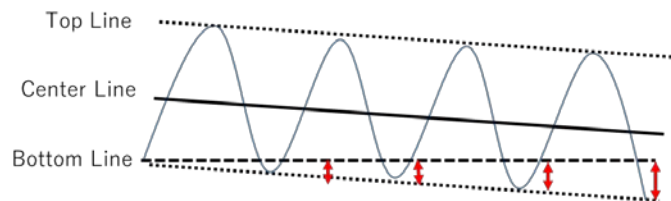


Fig.17 長時間照射中の呼吸位相レベルの変化

3-2 装置のマーカ自動認識機能の問題点

撮影する角度によって体厚が変化する為、それぞれの角度に応じた撮像条件の最適化が必要となる。椎体などの高吸収組織と重なる場合や腫瘍位置が空気層に隣接する際に生じるハレーションの影響がある場合、マーカを認識する確率が低下する。

そのような条件下では照射野を絞ることにより、高吸収組織との識別やハレーションを防止することで認識機能が向上する。

マーカ認識機能を向上させるテクニックを Fig.18 に示す。

Fig.18 の症例はマーカ肋骨の高吸収組織と重なっている為、通常条件下ではマーカを認識していない

(オレンジ),しかし照射野を絞ることでマーカを認識する(緑)ようになる。

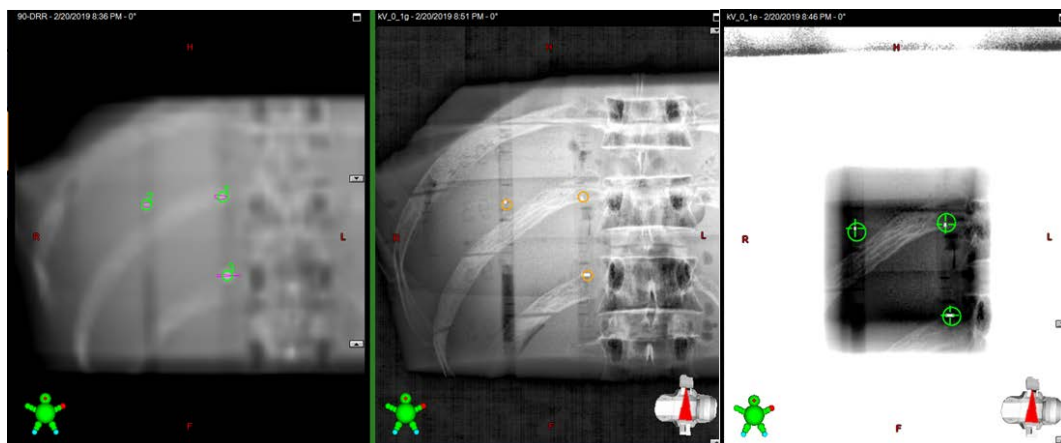


Fig.18 マーカ自動認識機能を向上させるテクニック

3-3 被曝線量の問題

治療はマーカが自動認識されなければ照射は行えない為, 被曝線量だけが増加してしまう. その為, 被曝線量の低減とマーカ認識に必要な撮影条件のバランスが重要となってくる.

最適な撮影条件の工夫が必要であり, ここでは Filter の有無、焦点サイズについて説明する.

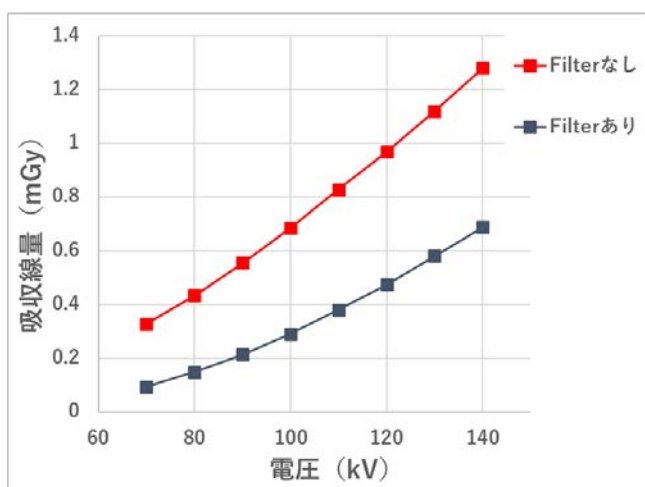
① Filter の有無

装置には補正 Filter が備わっており, フィルタはエネルギー分布を均一にするだけでなく, 被曝線量を低減する効果もある.

当院では診断用 X 線装置の測定に用いられる RaySafe ThinX RAD (Unfors RaySafe 社製)を使用して Filter の有無による線量の変化について測定を行った.(Fig.19)

その結果, Filter の有無で線量が2~3倍程度異なったことから, 撮影の際は Filter 有の条件下で行うことが重要である.

注意点として, デフォルトの設定によっては Filter が選択されていない場合があるので, その際はユーザー側での登録が必要である.



RaySafe ThinX RAD(Unfors RaySafe社)

Fig.19 Filterの有無による吸収線量の比較

②焦点サイズの違いによる自動認識機能

撮影条件において焦点サイズも選択可能であり、当院では水等価ファントム内に金マーカを留置し、焦点サイズ・撮影条件を変化させ、マーカの認識テストを実施した。

本来焦点サイズは小焦点の方がボケの影響が小さくなる為、鮮明な画像が得られる。

しかし認識テストの結果は大焦点の方がマーカの検出頻度が高く(Fig.20)、当院では大焦点にて撮影を行っている。



Fig.20 焦点サイズの違いによる自動認識の比較

4. まとめ

本稿では、当院で行っている肝 SBRT, 汎用型高精度放射線装置を用いたマーカ迎撃法での治療について報告した。最良な運用を検討し、工夫を講じていくことで質の高い医療を提供することが可能と考える。これから SBRT を始める施設にとって本稿が有益な情報になれば幸いである。

参考文献

1. 公益社団法人 日本放射線腫瘍学会. 放射線治療計画ガイドライン 2016 年版. 東京, 金原出版, 2016
2. 中澤寿人, 内山幸男, 小森雅孝, 他. 脊椎照合法を用いた体幹部画像誘導放射線治療における総合精度の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2014;70(6):556-561.
3. Gierga DP, Chen GT, Kung JH, et al. Quantification of respiration-induced abdominal tumor motion and its impact on IMRT dose distributions. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2004;58:1584-1595.
4. Nishioka S, Ninoka S, Kawahara M, et al. Exhale fluctuation in respiratory-gated radiotherapy of the lung : A pitfall of respiratory gating shown in a synchronized internal/external marker recording study. Radiother Oncol. 2008;86:69-76.
5. 大西洋, 平岡真寛. 詳説 体幹部定位放射線治療-ガイドラインの詳細と照射マニュアル-. 東京, 中外医学社, 2006.
6. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys. 2006;33:3874-3900.

小線源治療の吸収線量測定法入門

近畿大学 山田 崇裕

1. はじめに

密封小線源治療は、腫瘍の中又は近傍に密封放射線源を配置し放射線による照射を行う治療法である。所謂外部照射とは異なり、密封小線源治療では、線源と腫瘍の位置関係が常に一定であることから、腫瘍に局限した線量投与が可能である。この治療法はキュリー夫妻によるラジウムの発見から数年後には臨床応用され、約 120 年間にわたる歴史をもっている。様々な先進技術が臨床応用される中で、このように長く臨床に利用されていることは、この治療法の有用性の裏付けとも言えるであろう。外部放射線治療が高度に発展した今日においても重要ながんの治療法として未だ欠かせぬ技術として密封小線源治療が選択される所以は、標的患部に局限した線量集中性というこの治療法の特長によるものであろう。密封小線源治療は、 ^{60}Co を用いた高線量率(HDR)のアフターローディング治療装置が普及したが、その後大きく減少し、 ^{125}I シードによる永久挿入の低線量率(LDR)密封小線源治療を実施する施設数、国内取扱線源個数が大きく増加した。また、高線量率線源は ^{192}Ir 小線源が、腔内治療などに広く用いられるようになり、技術的にも画像誘導による小線源治療が実施されるなど、高度化され進化している。 ^{60}Co 線源も従来型とは異なる新型装置が導入されている。このような進化に伴い、治療計画装置、照射装置及び周辺機器のシステム化が進み、より複雑化した。また、新たに提案された線量計算アルゴリズムの採用も進んだ。しかしながら、一方で臨床における品質管理上の錯誤による事故も報告されている。

このような中、日本医学物理学会は「密封小線源治療における吸収線量の標準計測法(小線源標準計測法 18)」を 18 年ぶりにタイトルも新たに最新の知見をもとに改訂発行した。密封小線源治療は、近接照射によるため、外部照射では考えられないような高線量を障害なく投与できる、いわば究極の高精度治療である。一方で、小線源治療における組織吸収線量は、線源強度から決定されることから、様々な技術の高度化が図られた今日でも、投与線量の正確性は原則として線源強度測定に大きく委ねられる。そこで、本講座では、密封小線源治療の入門として、本書に沿って密封小線源核種の特性和国内で利用されている治療用の主な密封小線源をその特性とともに紹介する。さらに、線源強度測定に求められる計測トレーサビリティについて、各線源の国家標準の整備状況について述べる。ここでは各医療施設において密封小線源治療の線量計算に必要な線源強度測定を行う上での基本となる治療の品質保証の上での線量測定における計測のトレーサビリティの確保の重要性について述べる。誌面の都合上、ごく一部しか紹介出来ないが、より詳細な内容については、小線源標準計測法 18 を是非参照されたい。

2. 治療用密封小線源の特性¹⁾

2.1 密封小線源治療の概要

小線源治療は、密封された放射性核種を線源として、病変となる腫瘍に可能な限り近接させ照射する治療法である。国際的にも Brachytherapy として広く認知されているが、これは Brachy:近く(ギリシャ語)と therapy:治療に由来するものとされる。密封小線源治療の物理的な優位点は、外部放射線治療と比較して、空間的な線量配分の優位性にあり、局所の腫瘍体積に局限した治療が

実施可能な点にある。標的となる腫瘍の範囲と位置を正確に把握し、線源を病巣に固定させるため、外部放射線治療で問題となる臓器の動きや位置の不確かさを小さくできる。さらに、短時間に大線量を照射することができるため、生物学的な効果の向上も期待できる。密封小線源治療は、近接照射によるため外部照射と比較して病巣部により高線量を限局的に投与できる。一方で、小線源治療における組織吸収線量は、線源強度から決定されることから、様々な技術の高度化が図られた今日でも、投与線量の正確性の基本は線源強度測定に委ねられる。そのため強度測定の正確性は治療の品質保証の上で極めて重要な要素の一つとなる。

2.2 治療用密封小線源の種類とその特性

治療用密封小線源は、線源強度に応じて高線量率、中線量率及び低線量率線源がある。表1に治療用密封小線源の放射性同位元素等の規制に関する法律に基づく使用許可・届出事業所数(2018/3/31現在)を示す²⁾。密封線源には用途別に様々な核種、形状の線源があるが、ここに示す通り、我が国で用いられている主な密封小線源は、¹⁹²Ir 高線量率線源と ¹²⁵I 低線量率線源である。¹²⁵I 線源は前立腺がんの治療に用いられ、線源1個当たりの放射能は約11~15 MBqである。線源の構造例を図1に示す。この線源が図2に示すようにアプリケーションによって100個程度前立腺に刺入され、金属カプセル内に封入された放射性¹²⁵Iから放出されるX・γ線が患部に照射される。この線源は取り除かれることはなく永久に体内に留置される。治療を受けた患者は「診療用放射線照射器具を永久的に挿入された患者の退出及び挿入後の線源の取扱いについて」の通知³⁾に基づき、線源刺入後1日の入院で退院、帰宅できる等、患者のQOL上も高い利点がある。

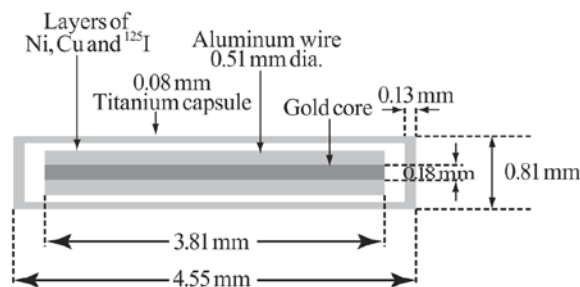


図1 低線量率 ¹²⁵I 密封小線源の構造例

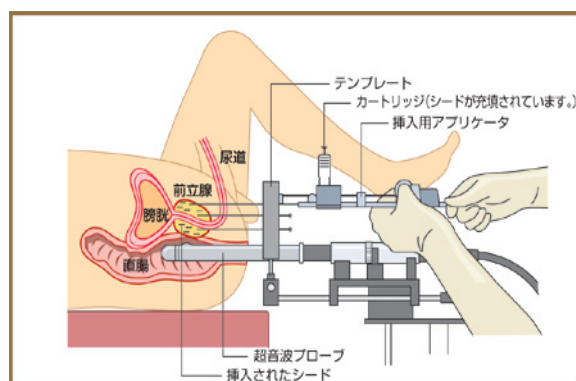


図2 ¹²⁵I 密封小線源刺入治療のイメージ

一方、高線量¹⁹²Ir線源は近年組織内照射にも用いられているが、従来主に特に子宮頸がんをはじめとする腔内照射に用いられ Remote After Loading System(RALS)と呼ばれるシステムにより、線源送り込み装置に格納された線源をリモートコントロールで患部に挿入する(図3)。図3に示

表1 治療用密封小線源の許可・届出使用事業所数²⁾

| 核種 Nuclides | Apparatus | 低線量率近接治療装置 low dose rate brachytherapy | | | | 中、高線量率近接治療装置 middle and high dose rate brachytherapy | |
|-------------------|-----------|--|---------------------|------------------------------|-----------------------------|--|------|
| | | 総数 Total | less than 100MBq | 100MBq ~less than 1GBq | 1GBq ~less than 10GBq | 10GBq and over | (NA) |
| ⁶⁰ Co | - | - | - | - | - | 25 | 28 |
| ⁹⁰ Sr | 4 | - | - | - | 4 | - | - |
| ¹⁰³ Pd | - | - | - | - | - | - | - |
| ¹⁰⁶ Ru | 1 | - | 1 | - | - | - | - |
| ¹²⁵ I | 117 | - | - | - | 1 | 116 | - |
| ¹³⁷ Cs | 22 | - | 1 | 11 | 10 | - | - |
| ¹⁹² Ir | 20 | - | - | 7 | 13 | 139 | 139 |
| ¹⁹⁸ Au | 30 | - | - | 17 | 13 | - | - |
| ²²⁶ Ra | 1 | - | - | 1 | - | - | - |

注1 (NA) 欄は許可・届出数

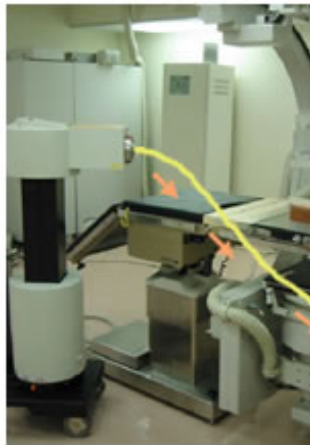


図3 RALSと腔内照射のイメージ⁴⁾

腔内照射

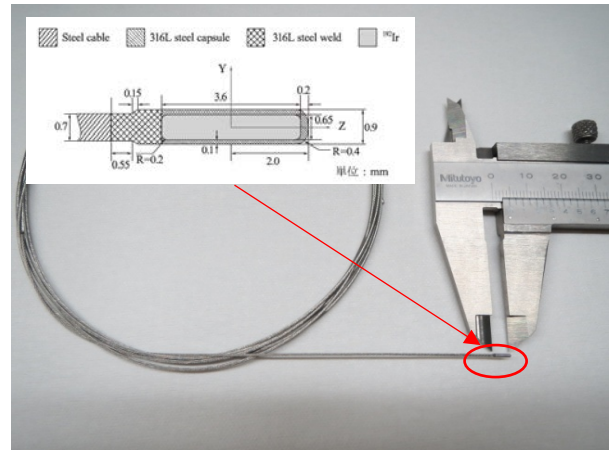


図4 ¹⁹²Ir 高線量率線源の例

すワイヤの先端には図4の線源が接続され、装置によって線源位置、照射時間をコントロールする。線源の放射能は370 GBqである。また、RALSには¹⁹²Irだけではなく半減期がより長い⁶⁰Co線源を選択できるものもある。

4. 密封小線源の線源強度測定と計量計測トレーサビリティ⁵⁾⁶⁾

4.1 線源強度測定

密封小線源治療では、患者体内やファントムに留置された線源近傍の線量分布を必要とする。この吸収線量は空気カーマ強度 S_K から AAPM のレポートに示された計算で得ることが出来る。空気カーマ強度は、TG-32 の報告⁷⁾において提案され、線源からの距離 d m における空気カーマ率 $\dot{K}_\delta(d)$ と d^2 の乗算として次式で与えられる。

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) \cdot d^2$$

δ は、エネルギーのカットオフ値を示し、線源や容器により自己吸収されるため吸収線量にほぼ寄与しない光子の閾エネルギーである。単位は $\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$ が用いられるが、米国を中心に $\text{U}(1\text{U}=1 \text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1})$ も用いられる。一方、ICRUではレポート38⁸⁾において、基準空気カーマ率(RAKR: Reference Air Kerma Rate)の使用を提案した。RAKRは、線源中央から基準距離である1 m における空気カーマ率である。ただし、空気カーマ強度、RAKRのいずれも線源基準点間は真空として扱われ、空気による散乱、吸収がない条件で定義される。基準距離の1 m は、線源を長軸方向に二等分した、線源と直交する横断面における線源中心からの距離である。単位は Gy h^{-1} が用いられ、線源からの距離1 m における値であるとの条件とともに表される。従って、空気カーマ強度、RAKRのいずれで表しても値は一致することとなる。各医療施設での線源強度の測定には図5に示すようなウェル形電離箱式線量計が一般的に用いられる。ウェル形電離箱は、中空円筒構造をもち、その中心部に線源を挿入することで、線源から放出される放射線のほぼ 4π 立体角での高検出効率測定を可能とする。電離箱には微小電流計が組み合わせられ、得られた出力電流値から線源強度を求める。



図5 ウェル形電離箱式線量計の例

4.2 線源強度測定の計量計測トレーサビリティ

計量計測トレーサビリティは、現場における測定結果が、国家標準まで辿り着けることを意味する。そもそものトレーサビリティの意義は、何時でも、何処でも、どんな装置で測定しても、得られた結果が比較出来る理想の世の中の実現と言って良いだろう。医療施設間における測定結果は当然のことながら同等性を有していなければならない。このことを実現するための重要な要素の一つが校正を通じた国家標準への計量計測トレーサビリティの構築である。

あらゆる量には基準なる国家計量標準が定められており、現場の測定から国家計量標準までを不確かさを伴った校正の連鎖によって結び付けるトレーサビリティの仕組みが構築されている。このことによって、真の校正値は知り得ないが、ある水準の下で、不確かさの範囲にそれがあるはずと表明できる。従って、トレーサビリティを有することは必ずしも高精度を意味することではない。前項において、ウェル形電離箱式線量計を用いた個々の線源の線源強度測定によって得られる出力電流値から線源強度を求めると述べた。しかしながら、このことを実現するためには線量計の目盛が RAKR によって校正されていなければならない。我が国においては計量法に基づく校正事業者登録制度(JCSS 制度)があり、線量に係わる校正事業者がある。密封小線源の RAKR については日本アイソトープ協会川崎技術開発センターが JCSS 校正事業者となっており、各医療機関の実用のウェル形電離箱式線量計の校正を行っている。校正事業者はウェル形電離箱式線量計を特定二次標準器として保有しており、この標準器と校正依頼された実用測定器(被校正器)を同一の ^{192}Ir 高線量率線源で比較校正することにより、被校正器に目盛校正定数が付与される。 ^{192}Ir 高線量率線源の場合には、校正定数は電離箱の最大感度位置での値が付与される。図 7 に最大感度位置の測定結果の例を示す。このように電離箱内の線源の位置によって得られる出力は異なるが、最大感度位置付近ではその位置のずれの感度への影響が少なく、実用測定における線源位置のばらつきの感度への影響を最小化出来る利点がある。

このように実用測定器は二次標準器との比較によって校正されるが、当然のことながら二次標準器についても目盛校正されている必要がある。これは国家標準機関において国家標準(一次標準)を用いて実施されることとなる。国家標準は、そもそも比較する基準とするものがなく決めなければならない。そのため、ある基準との比較測定ではなく、絶対測定によって RAKR 標準を確立する。例えば、 ^{192}Ir 高線量率線源の RAKR 場合には、その絶対測定法に間接測定法と直接測定法とがある。前者は指頭形電離箱を ^{137}C 線源(662 keV)、X 線場(管電圧 250 kV)で校正し、 ^{192}Ir の実効エネルギー(空気カーマ率で重み付けした場合、398 keV)に対して内挿値として校正定数を求

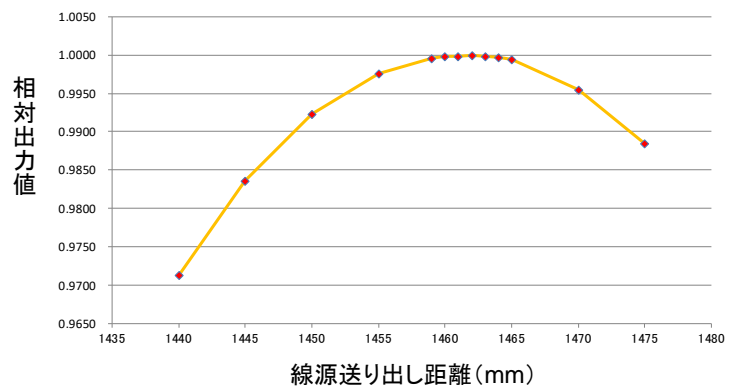


図 7 ウェル形電離箱の最大感度位置の測定結果の例

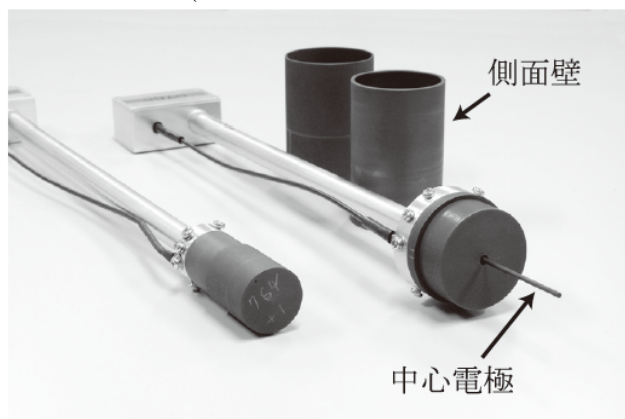


図 8 グラファイト電離箱

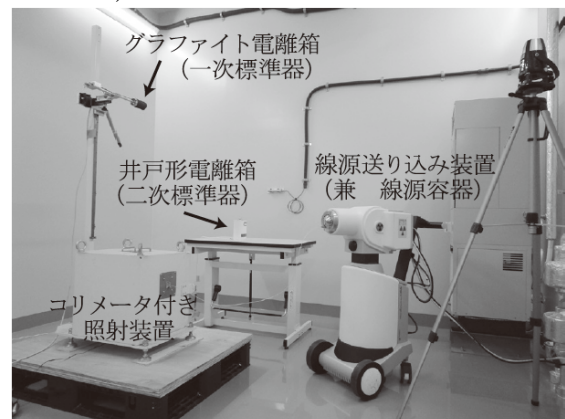


図 9 1 次標準器による線源強度測定

めるものである。後者は ^{137}Cs の空気カーマ標準設定に用いられるような、グラファイト壁空洞電離箱(図 8)を用いて直接空気カーマ率を測定する。我が国では後者の方法が採用されている。図 9 に二次標準器の校正の様子を示す。一次標準器のグラファイト電離箱は、線源から 1 m の距離に設置する。周りからの入り込む散乱線を除く直接線のみによる空気カーマ率を得るため、コリメータ付きの照射装置に線源を送り込み、コリメータ直上に配置された一次標準器によって測定を行う。この測定によって得られた電流値から次式で RAKR を得ることができる。

$$\dot{K}_{i,R} = \frac{i}{v\rho} \cdot \frac{W}{e} \cdot (\bar{S}/\rho)_{\text{gra,air}} \cdot (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,gra}} \cdot k_{\text{wall}} \cdot k_{\text{stem}} \cdot k_{\text{h}} \cdot k_{\text{air}}$$

ここに、

| | |
|---|--|
| i | --- 温度気圧補正後の電流値 (C s^{-1}) |
| v | --- 電離箱空洞内の体積 (cm^3) |
| ρ | --- 空気密度 (kg cm^{-3}) |
| W/e | --- 空気中でイオン対生成に必要なエネルギー (W 値：単位 J C^{-1}) |
| $(\bar{S}/\rho)_{\text{gra,air}}$ | --- 空気に対するグラファイトの平均質量阻止能比 |
| $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,gra}}$ | --- グラファイトに対する空気の平均質量エネルギー吸収係数比 |
| k_{wall} | --- 電離箱壁補正係数 |
| k_{stem} | --- ステム散乱補正 |
| k_{h} | --- 湿度補正 |
| k_{air} | --- 空気による減衰、散乱補正 |

このようにして確立された国家標準からの校正の連鎖を通じて、現場測定の計量計測トレーサビリティを構築することが出来る。

5. まとめ

本法では、密封小線源の吸収線量計測法に関して、その入門として治療用密封小線源の概要から現場における実用測定の国家標準へのトレーサビリティについて概説した。先にも述べた通り、小線源標準計測法 18 が出版され、本報告ではその内容の概要を紹介した。特に広く用いられている ^{192}Ir 高線量率線源を中心に述べたが、小線源標準計測法 18 では様々な線源について紹介されている。また、RAKR からの吸収線量算出についても詳細に記載され、関連する多くの最新の技術情報の詳細が付録にまとめられている。小線源治療に興味を持っていただいた本報告の読者におかれては、小線源標準計測法 18 を是非手に取っていただけることを期待したい。

謝辞

本報告をまとめるにあたっては、産業技術総合研究所黒澤忠弘博士、柚木彰博士、公益社団法人日本アイソトープ協会川崎技術開発センター三家本隆宏氏に資料提供等多大なる協力を得た。また、小線源標準計測法 18 の編集委員長帝京大学川村慎二教授、執筆編集委員の一人でもある埼玉県立がんセンター放射線治療科医学物理士の小島徹氏には、小線源標準計測法 18 からの引用掲載についてご快諾頂くと共に、貴重なご助言を賜った。ここに謝意を表したい。

参考文献

- 1) 日本医学物理学会編, 密封小線源治療における吸収線量標準計測法 第1章 密封小線源の特性
- 2) 日本アイソトープ協会, 放射線利用統計(2018),
<https://www.jrias.or.jp/report/pdf/riyoutoukei2018.pdf> (2019/8/10 現在)
医政地発0710第1号平成30年7月10日厚生労働省医政局地域医療計画課長診療用
- 3) 厚生労働省, 放射線照射器具を永久的に挿入された患者の退出及び挿入後の線源の取扱いについて, 平成30年11月14日
https://www.jrias.or.jp/books/pdf/iseichihatsu0710_1_jimu.pdf (2019/8/10 現在)
- 4) QST病院, 子宮がんの放射線治療,
<https://www.nirs.qst.go.jp/hospital/patients/othertherapies/01.php> (2019/8/10 現在)
- 5) 日本医学物理学会編, 密封小線源治療における吸収線量標準計測法 第2章 密封小線源線量標準とトレーサビリティ
- 6) 日本医学物理学会編, 密封小線源治療における吸収線量標準計測法 第3章 線源強度計測法
- 7) AAPM, Specification of brachytherapy source strength, AAPM Task Group No.32, 1987
- 8) ICRU, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology, ICRU Report 38. 1985, Oxford University Press, Bethesda

光学式3次元体表面位置照合システムによる IGRTの臨床経験

東京ベイ先端医療・幕張クリニック 横浜 亘

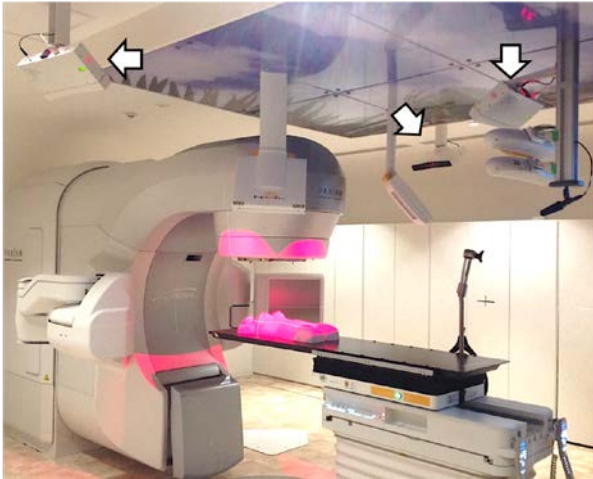
1. はじめに

近年、強度変調放射線治療(Intensity modulated radiation therapy: IMRT)や定位放射線治療(Stereotactic radio surgery/ Stereotactic radiation therapy: SRS/SRT)などの高精度放射線治療の発展により、リスク臓器への線量を低減しながら標的への線量集中性の向上が可能になった。また、画像誘導放射線治療(Image guided radiation therapy: IGRT)は、照射直前に患者の画像を取得し、照射位置精度を向上させる技術であり、治療計画に対して高い照射位置精度が求められる高精度放射線治療には欠かせない技術である。加えて、画像照合による照射位置精度の向上は通常照射と組み合わされることも多く、その果たす役割は大きい。さらに、FFF(Flattening Filter Free)ビームなどのリニアックの高線量率照射モードの登場は、一回に大線量照射する定位放射線治療において照射時間の短縮に大きく貢献している。一方で、高線量率照射は従来よりも時間あたりの照射量が多いことから、照射中に位置ずれが起きた時、誤った位置で多くの照射がされることを念頭に置く必要がある。そのため、照射中の位置精度を担保することが重要である。

これまで、治療計画で決定した照射位置を可能な限り再現するために、患者の皮膚に施した多くのマークやX線画像などを駆使して照射位置精度の向上に努めてきた。しかし、皮膚マークは患者の日常生活に少なからずストレスを与え、位置照合にX線画像を用いる場合は被ばく線量を十分考慮しなければならない。また、治療中の体動を抑制するために使用する固定具は、患者に対して強い負担がかかる。固定具の有無に関わらず、人間の目視による体動を監視することは放射線治療において非常に重要なことではあるが、ミリメートル単位の動きを把握することは困難である。放射線治療におけるこれらの課題に対して注目されているのが、光学式3次元体表面位置照合システムの利用である。現在、光学式3次元体表面位置照合システムは世界的にも広く普及しており、近年では日本国内においても数十施設で稼働および導入されている。本稿では、現在国内で販売されている光学式3次元体表面位置照合システムの原理と機能の紹介、当院におけるシステムの導入と準備、そして臨床運用の例などについて述べる。

2. 光学式3次元体表面位置照合システムについて

図1に示すように光学式3次元体表面位置照合システムは、治療室の天井に固定された高解像度ステレオカメラにより体表面画像を作成し、3次元の患者体表面位置情報を取得する装置である。Bertらにより、3次元体表面情報でのSurface IGRTが提案され、システムの性能や体表面位置照合精度などの臨床評価がされた^{[1],[2]}。体表面位置照合システムは取得した画像によるIGRTだけでなく、治療中のモニターとしても利用できることから、マーカレスかつ被ばくなしで位置照合と体動監視をできることが最大のメリットである。現在は、AlignRT(VisionRT, London, UK), Catalyst/CatalystHD(C-RAD AB, Uppsala, Sweden), VOXELAN(浜野エンジニアリング, 川崎市, 日本)が販売されている。国内の販売代理店について、AlignRTはユーロメディテック株式会社、Catalystはエレクトラ株式会社およびキヤノンメディカルシステムズ株式会社で取り扱っている。



(a) リニアック室の設置例(3台タイプ)



(b) カメラの外観

図1 光学式3次元体表面位置照合システム (VisionRT 社製 AlignRT)

体表面画像取得の大まかな流れは、まず被写体に光を投影し、カメラで取得している画像から光の位置などを読み取り、三角測量の原理に基づいて位置情報を取得する。そして位置情報を持つ物体の形状が得られた後、画像処理を施すことによって体表面画像がリアルタイムに作成される。ここで、光を投影し位置を読み取る方法について、レーザーを患者に投影してスキャンする方法や特殊なパターンをプロジェクタで患者に投影する方法など各メーカーによって方法はさまざまである。体表面画像の位置照合は、基準体表面とリアルタイムに得られる体表面画像との比較によって、6軸の位置ずれ量がコンピュータにてサブミリメートル単位で計算される。ここで、基準となる体表面は治療計画の体輪郭あるいは治療室内で新たに取得した体表面が主に使用される。位置照合アルゴリズムは剛体レジストレーションあるいは非剛体レジストレーションであり、どちらを採用しているかは各メーカーによって異なる。剛体レジストレーションは物体の形状変化を伴わず物体間の並進と回転のパラメータを求めて位置合わせをするのに対し、非剛体レジストレーションは物体の形状変化を伴いながら位置合わせをする。6軸の位置ずれ量の計算は、剛体レジストレーションあるいは非剛体レジストレーションで位置照合がされた後、体表面画像の関心領域(Region of Interest: ROI)内における全体の差分を計算している方法やアイソセンタ位置との差分を計算している方法など、計算方法も各メーカーによって異なる。体表面画像取得と位置照合の大まかな流れについては上述の通りであるが、計算方法などのより詳細な情報は各メーカーに確認していただきたい。

体表面位置照合システムを利用するにあたって特に理解しておくことは、患者セットアップで位置合わせをする際、レジストレーション方法の違いによって考え方が異なる点である。レジストレーション法の違いによる体表面位置合わせの影響を模したものを図2に示す。剛体レジストレーションは物体の形状変化を伴わないことから、ROIが体全体とした場合、局所的な位置ずれや部分的な形状変化によって6軸の位置ずれ量の計算結果に影響を及ぼしやすい。そのため、ROI形状を合わせたい部分のみに調整すること、腕や乳房など複数のROIを設定して各部位ごとに位置を合わせることで位置精度を担保することができる。一方、非剛体レジストレーションは局所的な位置ずれや部分的な形状変化に対して位置ずれ量の計算結果に影響を及ぼしにくい。そのため、基本的にROIの設定は不要であるが、コンピュータ内部で計算されている物体の変形精度にも依存することを考慮しておく必要がある。



図2 レジストレーション法の違いによる体表面位置合わせの影響

機能の紹介として、大きな特徴を有するのが、AlignRT や Catalyst はリニアックと相互に連携することが可能ということである。位置照合において、体表面位置照合システムで計算した移動量をリニアック側に転送することで連動して寝台位置補正が可能であるため、スループットの向上に貢献している。さらに、治療中の体動監視において、ユーザーで定めた許容値を超える位置ずれがあった場合、自動でリニアック側のビーム ON/OFF の制御が可能であるため、ユーザーにとって安心できる仕組みとなっている。また、今回紹介した全てのシステムは呼吸ゲーティング機能を有しており、体表面位置情報を利用して呼吸性移動対策を伴う放射線治療への応用が可能である。

3. システム導入と臨床使用前の準備

光学式3次元体表面位置照合システムの導入にあたり、数少ない参考文献として、AAPM タスクグループ 147 のレポートがあげられる^[1]。本レポートの対象は光学式カメラ、赤外線カメラ、RF システムであり、これらの機器の使用に関する注意点や推奨事項などを提供している。内容は、各システムの原理、システムの仕様、機器を設置する室内準備などの紹介、アクセプタンステストやコミッショニング、臨床における品質管理などについて記載されている。特にコミッショニングの項は、カメラを取り扱う際に注意しなければならないこと、カメラの安定性評価、静止位置精度や動き位置精度など、システムの性能や精度を評価するための重要なことが述べられている。ここでは、特に重要とされるシステムのアイソセンタ校正と精度検証について、当院の経験を交えて紹介する。

3.1. アイソセンタ校正

装置導入の際、メーカー主導にてカメラの支柱工事や取り付けなどが実施される。この作業の過程で、画像の歪みを補正するカメラの焦点調整や位置の校正が実施される。カメラの焦点調整はモニタリングの安定性などに影響し、また、位置の校正は他の IGRT 機器と同様に適切な精度管理がなされていなければ誤った位置で照射する危険性があるため、ユーザーが必ず立ち会うこ

とを強く推奨する。体表面位置照合システムの校正方法は、各メーカーが提供する専用のファントムで実施され、基本的な考え方は従来の IGRT 機器と同じである。照合系座標中心は照射系座標中心と限りなく一致することが望ましく、一般的には照射室レーザー照準器を使用して両者を一致させることで精度を担保する。具体的には、Winston-Lutz 試験によりリニアックの照射系座標中心を求め、その位置に照射室レーザー照準器を一致させる。次に、レーザーと一致するよう専用ファントムを寝台上に設置し、体表面位置照合システムの基準位置を取得することで照合系座標中心を一致させる。メーカーによっては、通常の校正ファントムとは別のファントムと解析ソフトウェアを利用して、直接的にリニアックの照射中心と照合中心を一致することが可能な製品が提供されている。この製品を利用することで、より簡便かつ高い精度で体表面位置照合システムを校正することが可能である。

3.2. 体表面位置照合システムの精度検証

精度検証は、大きく分けて静止位置精度と動き位置精度があり、さらに静止位置精度は位置変位精度と End to End 評価がある。位置変位精度はファントムを寝台上に設置し、デジタル角度計や定規などを利用して寝台を既知量移動して体表面位置照合システムが認識する数値を確認することで評価できる。この作業をさまざまな方向で複数回繰り返して確認することが望ましい。ここで、精度検証に使用するファントムは、メーカーから提供されるマネキン型のファントムやさまざまなメーカーで取り扱っている End to End 試験用ファントムなどがある。マネキン型のファントムは市販でも購入が可能であり、安価で手軽に準備することができる。End to End 試験用ファントムは、人体骨等価物質で構成されているものやファントム内部に金属球などが挿入できるものがあり、用途の広い製品である。近年のリニアックは IGRT 機器が標準搭載されているものが多いことから、End to End 試験用ファントムを有していることでさまざまな IGRT 機器の精度検証が可能であるため非常に有用である。体表面位置照合システム用のファントムを用意する際に一つ注意することは、黒色のものはカメラで認識することができないため、白色系のものを選ぶかファントム表面の色を加工する必要があることである。End to End 評価の流れを図 3 に示す。まず、事前に体表面位置照合システムのアイソセンタ校正を実施しておく。その後、治療計画用 CT 装置でファントムを撮影し、治療計画装置でプランを作成する。そして、体表面位置照合システムの 6 軸の数値が 0 に近くなるようファントムを治療装置の寝台上に設置し、リニアック搭載の EPID(Electronic Portal Imaging Device)などで画像照合し、その数値の差を確認する。End to End 評価は IGRT の精度検証のみならず、リニアックとの連携も含めた一連の動作確認方法であることから、ソフトウェアの更新時に実施する確認作業としても有用である。動き位置精度は上述したファントムと動体プラットフォームとの組み合わせにより検証することができる。

光学式 3 次元体表面位置照合システムの毎日の品質管理は、レーザーなどと一致するよう専用ファントムを寝台上に設置し、校正時に取得した基準位置との比較によって実施される。体表面位置照合システムの位置精度に影響を及ぼす例として、大きな地震などの災害あるいは誤って衝突するなどの人的要因によってカメラの向きを変えてしまう場合や、電源の取り扱いミスによるカメラのドリフト現象があげられる。よって、ユーザーはメーカーの適切な指導のもと、機器の取り扱いについてよく知っておく必要がある。

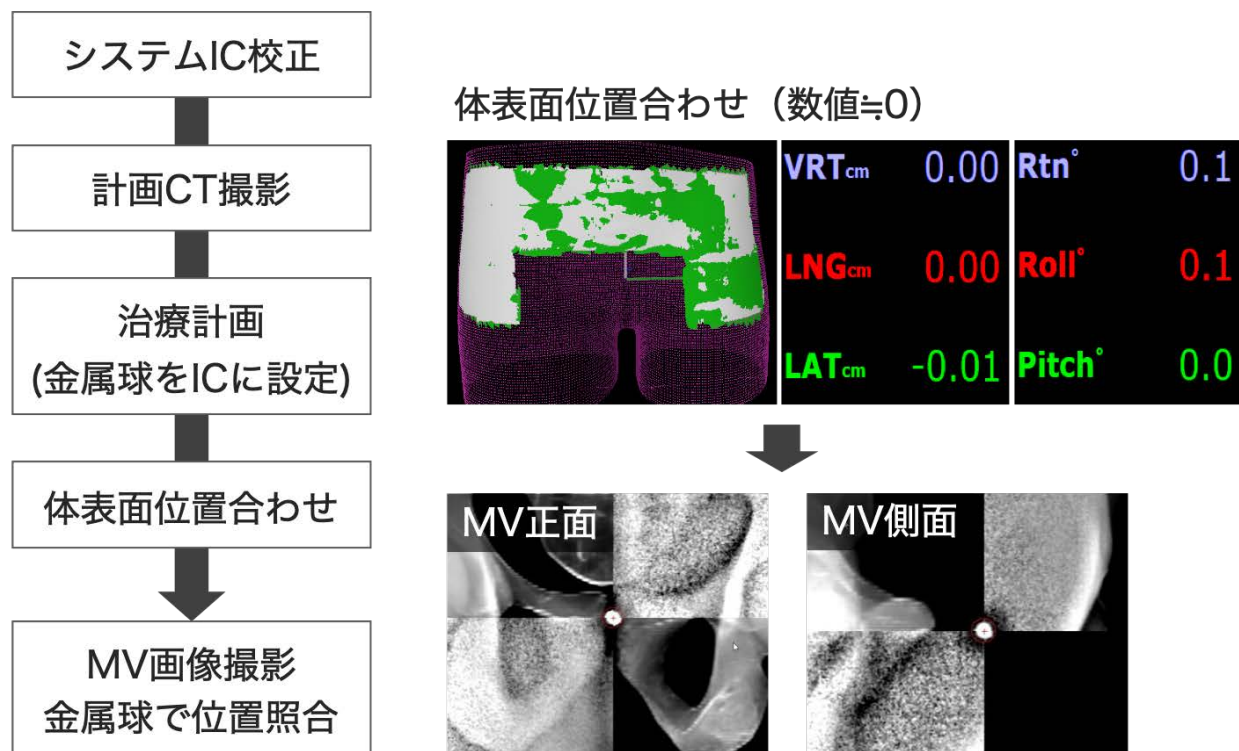


図3 体表面位置照合システムの End to End 試験の流れ

4. 臨床使用の紹介

光学式3次元体表面位置照合システムは、マーカレスあるいはマーカなしで位置照合や体動監視をすることができ、頭部から体幹部、そして四肢までと幅広く利用することが可能である。体表面位置照合システムを使用して患者の位置合わせをすると、基準位置とのずれ量が数値や体表面画像の違いとしてモニタに表示される。ここが、従来の皮膚マークと治療室内のレーザーを用いて位置合わせをしていた場合と大きく異なる点であり、状況によってはユーザーに混乱を与えることもある。そこで、臨床使用するにあたり、ユーザーに必ず実践していただきたいことがある。それは、システムの特徴を理解し、システムが有する機能を把握しておくことである。スタッフは事前にファントムを用いて、あらゆる症例を想定した使い方やトレーニングを実施し、最適なワークフローを確立しておくことを推奨する。体表面位置照合システムは被ばくをしないため、スタッフ同士で練習することも非常に有効である。これにより、操作の慣れによるスループットの向上や誤った使い方による事故の防止に繋がる。また、最初のうちはシステムの使い方や機能の紹介はメーカーによって説明されるため、メーカーの協力は必須である。

セットアップの基本は治療計画 CT 時と同じ寝姿勢とすることである。体表面位置照合システムを用いる場合でも従来の考え方と同様に、患者体位の再現性向上に努め、その上でシステムの各機能を利用して位置の微調整や照合を実施するような使い方が望ましいと考える。

体表面システムによる位置照合は、特に乳房において高い照合位置精度を有する。平成30年度の診療報酬改定により、体表面の位置情報によるものとして画像誘導放射線治療加算150点（乳房照射に係るもの）が追加算定可能となった。体表面による乳房の照合位置精度について、Giergaらが乳房位置合わせを複数の画像誘導技法で比較し、体表面システムによる位置照合が最も優れていたと報告している^[4]。当院でも別の手法で体表面による乳房の照合位置精度について評価した。当院が有している光学式3次元体表面位置照合システムは、VisionRT社のAlignRTである。方法は、はじめにAlignRTで乳房の位置を合わせ、その後EPIDでMV画像を撮影し、MV画像を基準としたときのAlignRTとの位置差を解析した。患者数は10名、データ数は169であり、データの中には治療初回から終了まで長期にわたるものも含まれている。各方向の平均値と標準偏差(2SD)の結果を図4に示す。AlignRTによる乳房体表面位置照合とMV画像との位置差は、腹

背, 頭尾, 左右方向いずれにおいても約 2mm 以内であった. 過去の報告と当院で得られた結果から, 乳房の体表面による照合位置精度は非常に高いことが示され, 当院では体表面 IGRT を実施している. 当院で AlignRT を使用した場合における位置合わせから照射までのワークフローを図 5 に示す. 当院の場合, 図 5 に示すような流れで患者の入室から退室まで 10 分以下で治療を実施している. しかし, 体表面による乳房の照合位置精度は各メーカーのシステムによって精度が異なる可能性があることに留意していただきたい. 乳房やその他の部位で臨床使用を始めた際は, 体表面照合精度を他の IGRT 機器を用いて確認し, スタッフと議論した上で各施設における適切な運用プロトコルを作成することを推奨する.

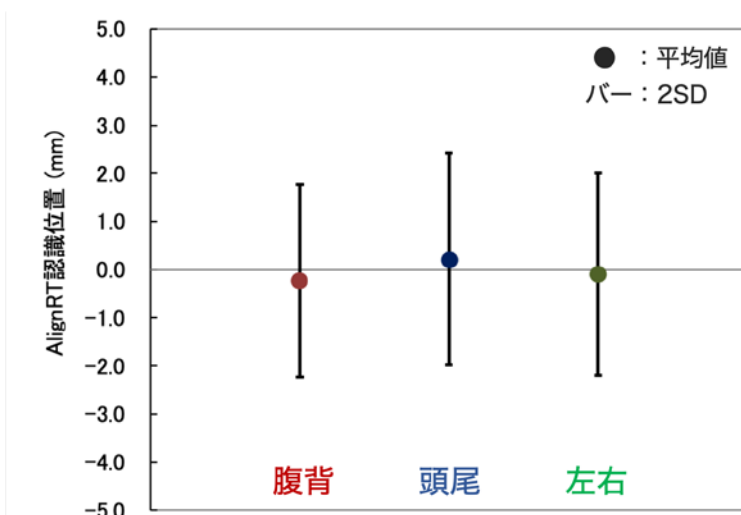


図 4 当院における乳房の MV 画像照合と体表面照合の差

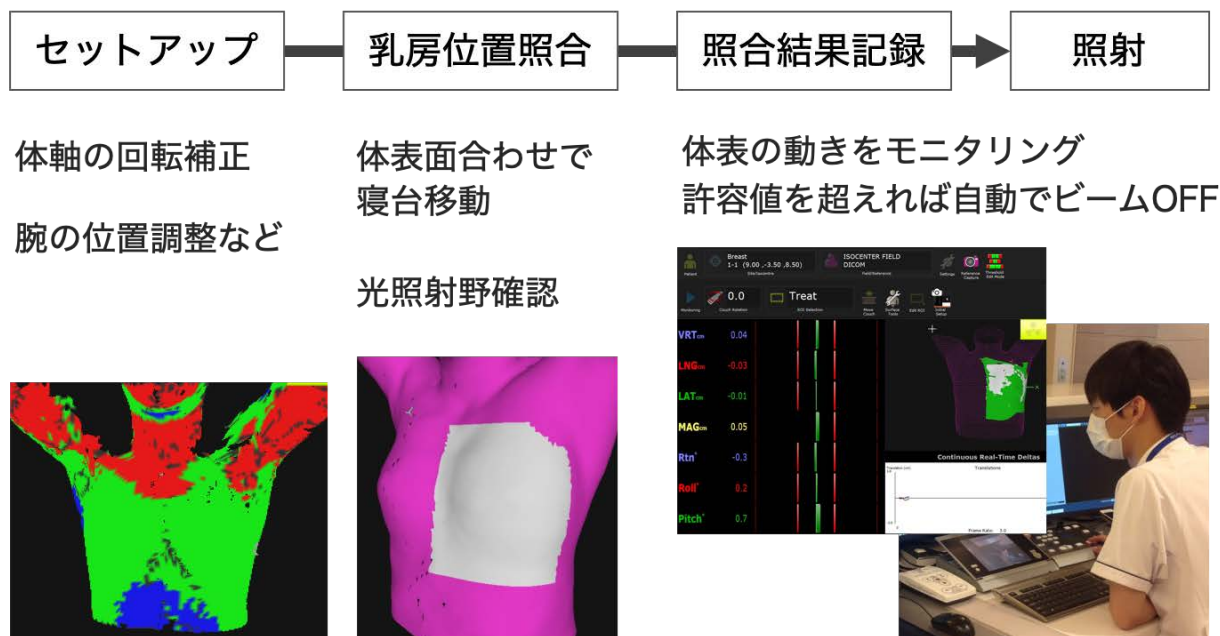


図 5 当院における AlignRT を使用した乳房照射のワークフロー

乳房照射に係る照射技術として注目されているのが, 左乳がんに対する深吸気息止め(Deep Inspiration Breath Hold: DIBH)照射である. これは体表面 IGRT と同じく, 平成 30 年度の診療報酬改定により, 深吸気位において心臓の線量低減が可能な左乳がんに対し, 体外照射呼吸性移動対策加算 150 点が追加算定可能となった. 以前から主に海外の報告において, 左乳がんに対する全

乳房照射は心臓への線量増加により、虚血性心疾患のリスクが上昇するとの報告がある。例をあげると、左乳房放射線治療前後の心臓 SPECT 検査で照射野に一致した灌流欠損がみられたこと^[5]、心疾患の発生割合は心臓への平均線量に比例して増加するなどがある^[6]。それを踏まえ、当院で左側全乳房照射の患者に対して、自由呼吸と深吸気息止めで治療計画における心臓線量を評価したところ、ほとんどの患者で心臓の平均線量と左前下行枝の線量低減が可能であった。国内における乳がん罹患率は年々増加傾向にあり、乳房温存手術後の全乳房照射は標準治療である。治療後の QOL の観点から、比較的長期生存が見込める乳がん患者に対して心臓への不要な被ばくをなるべく低減し、副作用を減らすよう努めるべきであると考えられる。深吸気時における心臓への被ばくを低減しながら乳房への正確な照射を実施するために、光学式 3 次元体表面位置照合システムは大きな役割を担う。左乳房 DIBH 照射を実施するには、深吸気息止めの再現性や安定性が特に重要である。そのため、治療計画 CT 時の段階で呼吸管理の重要性について患者が理解できるように説明し、呼吸の指導を実施することが望ましい。体表面位置照合システムは治療計画 CT 時の体表面位置情報を利用して、再現性良く深吸気息止めを補助するための機能や付属の装置を備えている。体表面上の呼吸波形を取得する点や領域をカスタマイズに設定できることや音声コーチングあるいは視覚コーチング装置などである。ユーザーはこれらの機能の活用と適切な運用プロトコルを決定することで、治療時間の大幅な増加を招くことなく、高精度な治療を実施することが可能である。

乳房以外のその他の部位で使用する際のワークフローの例を説明する。体表面位置照合システムを用いてセットアップをし、照射部位に応じて各種画像照合を実施する。画像照合による寝台移動後、新たに基準となる体表面画像を取得し、モニタリングすることで照射中の体動を正確に把握することができる。照射途中で許容値を超えるシフトが確認された際は、体表面情報を基に寝台位置補正あるいは再び他の画像照合を実施することで、これまで目視では気付くことのできなかったミリメートル単位での位置ずれを防ぎ、より高精度な放射線治療の実現が可能である。特に有効な症例は、図 6 に示すようなオープンマスクを使用した頭部定位照射である。これまでの頭部用固定具とは異なり、目鼻の部分が広く空いているため快適な作りとなっている。これにより、定位照射のような比較的長時間拘束される場合でも、患者に苦痛を与えることはなく、体表面システムで顔の動きを常にモニタリングしていることから、患者、スタッフ共に安心した治療が提供できる。さらに、閉所恐怖症の患者でも治療が可能であったことを当院でも経験している。このように、体表面システムはあらゆる部位や照射法に適応することができ、体幹部定位照射における呼吸性移動対策を伴う放射線治療への応用にも積極的に利用されている。そして、最近では被ばくをしないメリットを生かし、小児放射線治療患者に対してセットアップや照射中の体動監視に利用されることもある。



図 6 オープンマスクの例(写真は QFix 社製 Fibreplast)

5. まとめ

本稿では、光学式 3 次元次元体表面位置照合システムの原理と機能、システムの導入と準備、当院における臨床運用の例について述べた。体表面位置照合システムを利用することによる被ばくレス、マーカレスは患者にとって非常に有益であり、革新的な放射線治療をもたらす。このシステムの特徴を理解し適切に使用することで、高精度な位置合わせと体動監視による安心安全な放射線治療を提供できる。最後に、幅広い活用に期待できることから、今後の発展に注目していきたい。

謝辞

本稿の作成にあたり、貴重な情報提供やシステムの見学など多大なるご協力を頂戴いたしました。ユーロメディテック株式会社、エレクトラ株式会社、キヤノンメディカルシステムズ株式会社、株式会社浜野エンジニアリングの皆様には、深く感謝申し上げます。

参考文献

- [1] Bert C, Metheany KG, Doppke K, *et al.*, “A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup,” *Med. Phys.*, vol. 32, no. 9, pp. 2753-2762, 2005
- [2] Bert C, Metheany KG, Doppke K, *et al.*, “Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 64, no. 4, pp. 1265-1274, 2006.
- [3] Willoughby, *et al.*, “Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147,” *Med. Phys.*, vol. 39, no. 4, pp. 1728-1747, 2012
- [4] Gierga DP, *et al.*, “Comparison of target registration errors for multiple image-guided techniques in accelerated partial breast irradiation,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 70, no. 4, pp. 1239-1246, 2008..
- [5] Marks LB, Yu X, Prosnitz RG, *et al.*, “The incidence and functional consequence of RT-associated cardiac perfusion defects,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 63, no. 1, pp. 214-223, 2005.
- [6] Darby SC, Ewertz M, McGale P, *et al.*, “Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 368, no. 11, pp. 987-998, 2013

寄稿 治療技術事始め

北の大地で IMRT の立ち上げ

前 旭川医科大学病院 西部 茂美
現 福島 SiC 応用技研 (株)

放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

1. はじめに

今回の内容は、1996年(平成8年)年に旭川医科大学病院放射線部の放射線治療部門に設置された直線加速装置(ELEKTA HL-1500)の導入の経緯、その後の定位放射線治療の実施、そしてIMRTまでの立ち上げについて記述させていただきます。私は、2019年(平成31年)3月末に旭川医科大学を退職しており、その際に自分が携わってきた放射線治療に関する資料など殆どものを廃棄しており、特に当時の学会等に投稿した加速装置の写真や図表は残っておらず、読者の皆様には大変ご迷惑をお掛けすることになりますが、何卒ご理解いただいでご容赦願います。

2. HL-1500の導入の経緯

1年前(1995年(平成7年))に設置されたCLINAC-2100C(VARIAN)のアクセプタンステストを終え、水ファントム装置(Wellhofer WP700)を用いた基礎的物理データの取得、治療計画装置CADPLAN(VARIAN)への物理データの入力、その後FOCUS R3. 2. 1(CMS), XiO R4. 33. 02(CMS)への物理データの入力、そして直線加速装置並びに治療計画装置のQA・QCを終え、実際の患者への放射線治療を適用させた直後に、水戸迪郎病院長から膵臓がんに対する電子線を用いた術中照射が可能な放射線治療装置の導入を早急に検討して欲しいと要請があった。この一言がその後の研究活動の方向性を示唆した。

3. 段階的IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)の実現に向けて

先ず考えたことは、①新棟となる特殊診療棟の放射線治療室を手術室と同等のクリーンルーム仕様にする、②手術室から開腹した状態で無菌エレベータを經由し、放射線治療室へ麻酔器を装着した患者を、手術台を固定するマウントから脱着可能な分離方式で搬送をすること、③放射線治療室の治療寝台は一本足の支柱方式(ラム型)で着脱可能な構造であること、④治療寝台を元の状態に復帰させ精度を担保すること、⑤更に現行の定位放射線治療を発展させて、⑥IMRTまで実現することをミッションとした。①に関しては、施設課の企画係・電気係・機械係の各係長と相談し、求められる清浄度は手術室と同様のクラス1000以上とした。②に関しては、手術部長と相談した結果、着脱式の最良な商品があると。③に関しては、治療寝台はペダスタル型が一般的で、ラム型は寝台精度の安定性を欠くこと。当時の日本国内の直線加速装置は、三菱電機社製、日本電気社製、VARIAN社製で占められていてラム型の選択肢は稀であった。それで、海外の設置状況を調べてみた。米国や日本ではVARIAN社製が広く普及していたが、欧州の市場では殆どが英国PHILIPS社製(後にELEKTA社が買収)であった。問題は、加速装置の物理的安定性が最も重要である。丁度この頃、ある目的の実現ために英語の勉強に力を注いでいたことも手助け

となり、グリーンジャーナル（会員登録済）などの海外の文献を調べると、逆に欧州では PHILIPS 社製の加速装置が殆どであった。物理的精度の出力安定性も特に問題がなく、MLC は Jaw の内部（上部）に設置されその分ヘッドは大幅にコンパクトであり、スペックに関しては VARIAN 社製よりも優れていた。しかし問題は、アフターケア体制である。患者の放射線治療中に装置の中断は原則絶対（極力）回避しなければならない。そこで、日立メディコ社がスウェーデン・スカンジトロニクス社製治療用マイクロセレクトロンを国立がんセンターに納入していたこと、1985 年（昭和 60 年）にはマイクロセレクトロンの国産化を実現、1987 年（昭和 62 年）にはマイクロセレクトロン国産 1 号機を九州がんセンターに納入、一方で PHILIPS 社製の加速装置の販売を手掛ける予定であることも知り得た。当時の日立メディコ社・北部営業本部長の小野寺彰男氏と掛けた。装置導入にあたり、私が調査した結果 PHILIPS 社製加速装置の線量出力の安定性に特に問題はなく、保守の面で不安要因があると正直に申し入れた。結果は、当時本社でとても優秀な SE である保守技術課主任の津久井昭氏を紹介され入念に保守体制の構築について確約が取れ、バックアップ体制による技術面の不安要因は解消された。日立メディコ社が PHILIPS 社製の加速装置を購入し、旭川の営業所に選任の SE 要員をトレーニングして常駐することを条件とし、契約にこぎつけた。ただ、自分自身の中では国内設置実績が乏しく内心不安であるも、己が調査し分析した結果を信じることで敢えて不安を取り除いた（この時、不測の事態が生じた場合に辞職する覚悟でいた）。④トレーニングを積み精度の向上に日々研鑽することで対処した。⑤SRS や SRT 等の定位放射線治療は当初駒井式を改良した北大病院白土式を用いて実施していたが、より精度の向上を目指した Rdionics 社製 X-knife (4. 01) の導入のため、当時定位放射線治療に関する研究では世界をリードしていた Sydney, University of New South Wales Prince Henry/ Prince of Wales Hospitals, Department of Radiation Oncology の放射線腫瘍学に関する研修（旭川医科大学委任経理金）を受けることができた。研修中、Dr. Robert Smee 教授から「君は Mr. か？ Dr. か？ そして何ができるのか？」と質問され、この一言が私を著しく発奮させたわけです。また、医学物理士による治療計画計算の理論的な手解きを受けたこと、近隣国ではタイからも留学生 2 名が同時に研修を受け、更にドシメトリストによる線量測定に関する質問攻めにあい、冷や汗タラタラの毎日を過ごした。帰国後、円形補助コリメータ内部の一部に X・Y 絞りをより病巣の形態に近づけるための基礎的データ収集法の検討とその臨床応用を構築した^{1)~23)}。脳神経外科の米増祐吉教授、放射線科の油野民雄教授と協議し、その後大学の倫理委員会にて内容を説明し、その結果の答申を受け、旭川医科大学病院として高度先進医療の承認を得ることができた 1997 年 12 月（平成 9 年）。



Fig. 1 University of New South Wales Prince Henry/ Prince of Wales Hospitals (1)



Fig. 2 University of New South Wales Prince Henry/ Prince of Wales Hospitals (2)



Fig. 3 SRT-GTC リング装着時の誤差の検証

⑥これからが本題である。当時、日本における ELEKATA 社の社長である Stephen Otto 氏に懇願した。是非日本で初となる旭川医科大学と IMRT の共同研究をやりましょう？と。しかしながら、スウェーデン本社からの承諾が中々得られなかった。かなり絶望的な状況が続く中、決して諦めず懇願し続けた。問題は、現在設置している加速装置のアップグレード費用の捻出である。大学からは、数千万円の費用は出せないとの回答であった。それでも諦めず、Stephen Otto 氏に訴え続けた。相手は私の熱意に根負けしたのか、何とか実現できるように約束を交わすことができた。このことで、ELEKATA 社も日本の市場に注目し IMRT 開発の実現に向け動き出した。

その後、装置は IMRT 用にアップグレードされたが、MLC の動作中に突然停止してしまう現象が度々発生した。リーフの 1 枚 1 枚に蛍光反射板を貼付し、内蔵された CCD カメラで動作を監視する方式で、この手法は、VARIAN 社が望ましい結果が得られず断念したものである。IMRT の患者治療中にリーフが途中で停止し、その後に再復帰できなければ、致命的である。この間冷や汗をかきながらも、超高精細 CCD カメラに交換し、反射板の改良、リーフスクリュウの駆動材質の抜本的な改良を経て、ようやく満足できるものが完成した。しかし、更なる課題は、治療計画装置でプランした検証をどう実現するか？専用の検証する装置も無いまま、残酷にも時間が瞬くまに過ぎていった。ある時、自分の中にある構想が閃いた。フィルムデジタイザ (Vidar VXR-12) とマッキントッシュ PC (8500/180) を接続して、自作のスキャンシステムを構築²⁴⁾した。内容は、曝射した工業用フィルム (Kodak X-OMAT V) をデジタイズして、フィルム濃度から吸収線量に変換するものである。これで、IMRT 治療の目途がたった。必要な書類を全て整え申請 (学内倫理委員会審議申請書 2003 年 11 月 10 日 (平成 15 年) 提出) してから、治験患者の症例数を増やし約 4 年後の 2007 年 7 月 1 日 (平成 19 年) 先進医療の承認^{25)~31)}を得ることができた。



Fig. 4 人体等価個体ファントム中のフィルム配置例

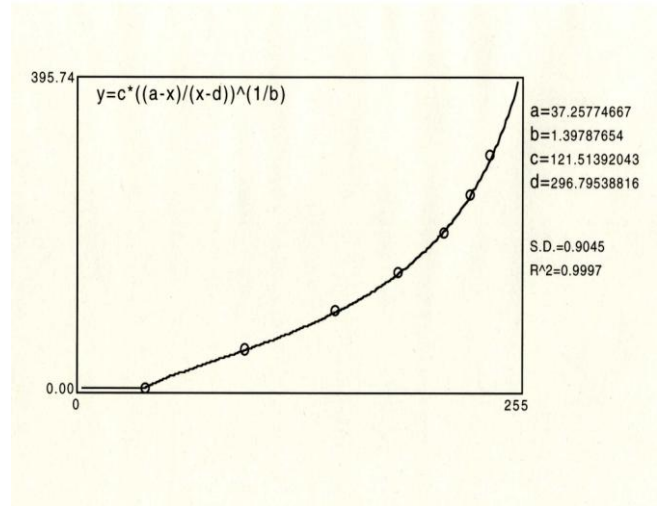
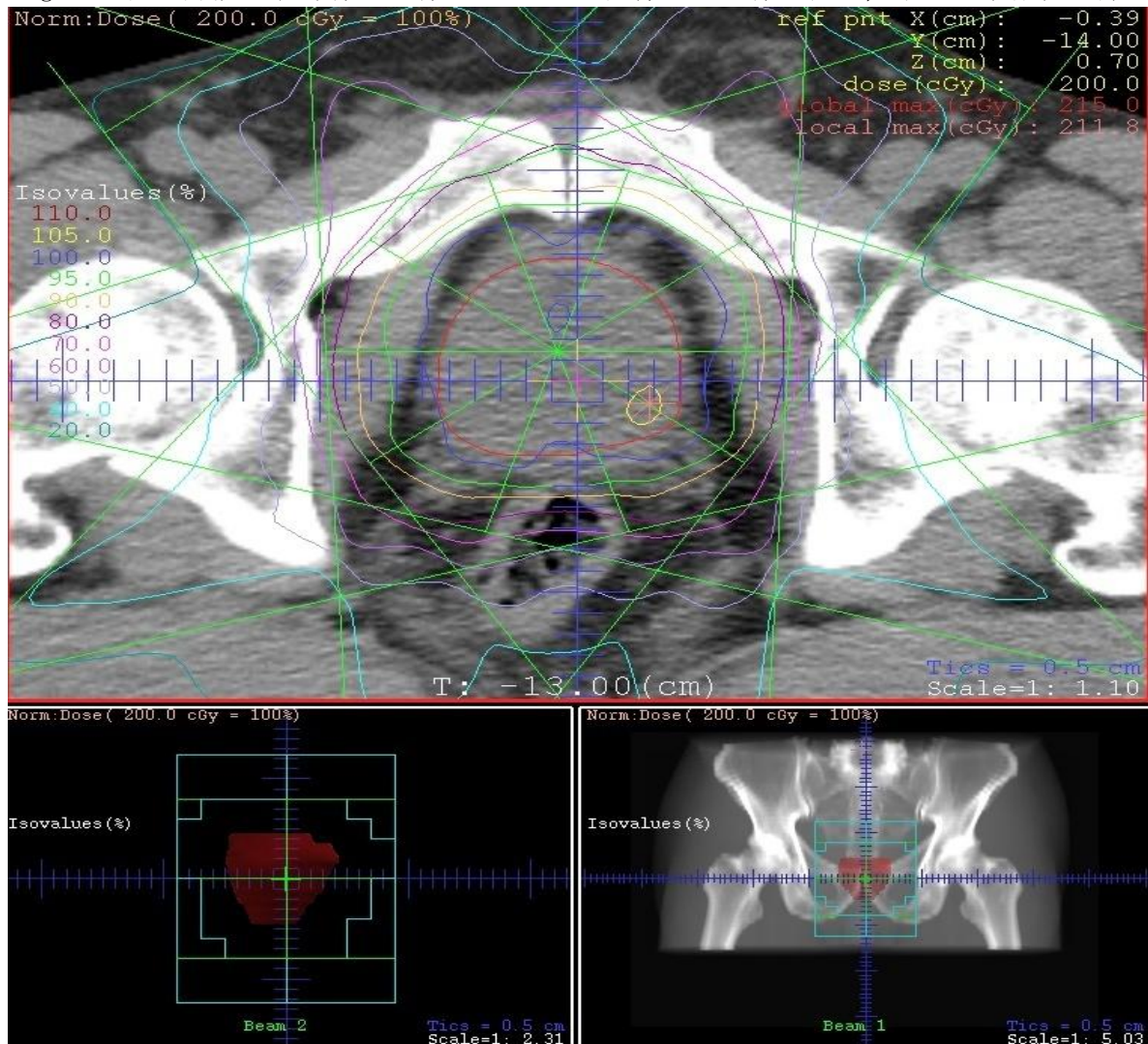


Fig. 5 Rodbardの回帰式を適用 (黒化度—線量の関係)

Fig. 6 前立腺癌患者等線量曲線：上段はCT画像上での線量表示，下段は治療相当部



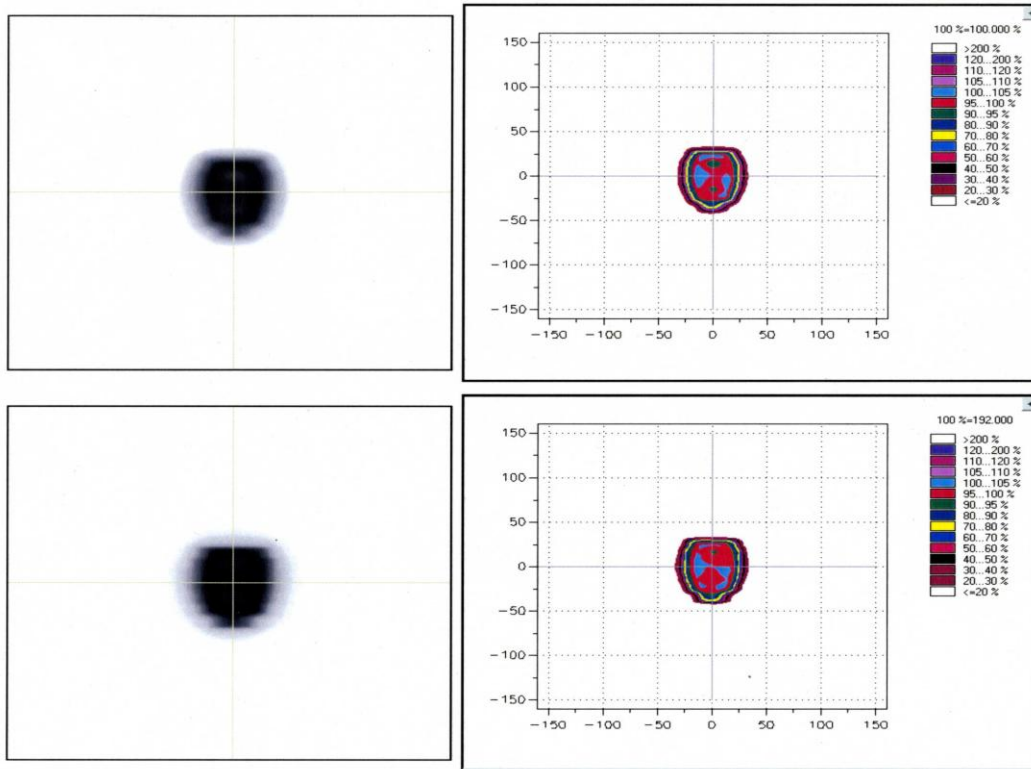


Fig. 7 上段は治療計画装置により計算された強度マップと線量分布図
下段はフィルム法による強度マップと線量分布図

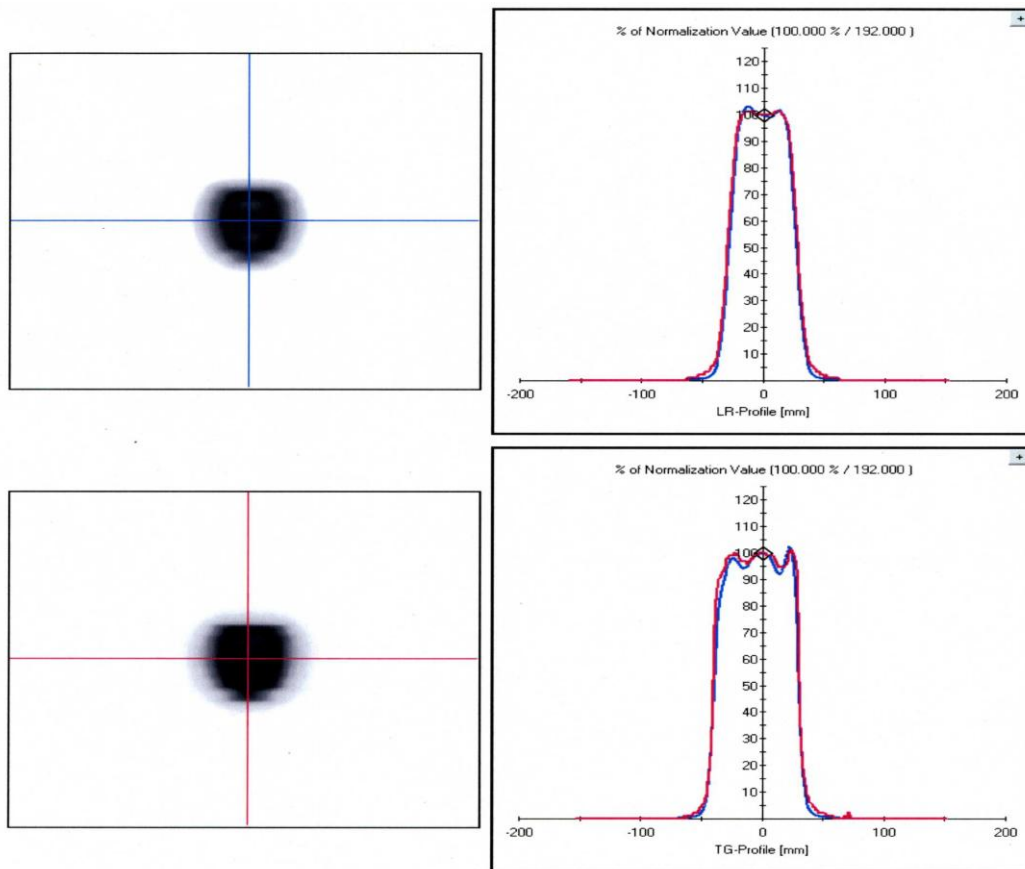


Fig. 8 上段は治療計画装置により計算された強度マップとフィルム法による強度マップとの
L-R 方向のプロファイルカーブの比較 下段は T-G 方向のプロファイルカーブの比較

4. おわりに

文部科学省科学研究費補助金 2006 年～2007 年(平成 18 年～19 年度；奨励研究)の助けもあり、医学物理分野で放射線治療の精度管理に関して不十分ながらも、飛躍的な貢献ができた。この時期は昨今のように充実した充分満足なファントムや固定具、解析装置や測定機材も乏しく、前述したように自前でソフトウェアを開発し、線量の照合と絶対線量評価方法を構築することができた。これは、我々技術職にも開かれている研究費の交付で、独立行政法人日本学術振興会にアクセスするとその研究成果の論文を参照できる。更にこの文章を読んでいる皆さん、旭川医科大学教務部図書館情報課情報管理係の部署を知っていますか？中でも旭川医科大学学術成果リポジトリ「AMC o R」を担当していて、世界中からアクセスがあった場合、投稿した論文を世界中の研究者や学生が「AMC o R」からダウンロードして論文を読んだ可能性があるわけです。その数をメールにて知らせてくれる（このメールは直近 3 ヶ月に 100 回以上ダウンロードがあった論文の第一著者に通知される）。この通知を初めて受けたとき、「いい仕事ができたと素直に思えた。

一方、厚生労働省科学研究費補助金事業の研究協力者として医療放射線の防護の最適化及び被曝線量の低減化方策に関する研究 2002 年～2003 年(平成 14～15 年度)、医療放射線分野における法令整備等を含めた安全管理体制に関する研究 2004 年～2006 年(平成 16～18 年度)、医療放射線の安全確保に関する研究 2007 年～2009 年(平成 19～21 年度)等その専門性を活かし、放射線と真摯に向き合った年月の長さを振り返り国民の保健・健康維持に貢献することができた。更に、NCRP Report No. 147 (2004) の一部データ記載の間違いを自ら発見し、その後正しい数値を用いて X 線防護における自動遮蔽計算ソフトウェアを完成させた。これは、遮蔽材の厚み(対向遮蔽物、鉛、鉄、コンクリート等)、アイソセンタからの評価点までの距離 (d_1 , d_2 , d_3 , d_4)、装置の使用条件を入力すると瞬時に漏洩線量の計算が可能である。

振り返るに、自分の目指すべき目標を立てたら、アプローチとなるルートを冷静に検証し最後まで諦めないこと。さらに、小野寺氏の言の中に、私の信念として研究費に恵まれなくても患者のために日夜一生懸命努力している人へは、必ず支援して挙げたい気持ちになれたこと。Stephen Otto 氏の言の中に、ビジネスを抜きに私の心を掴んで離さない人に出会えたこと、と仰っていました。

最後に、「人間目標なくしては、生き活きとは生きられない。ましてや努力なくしては、生き甲斐は絶対に得られない」。各自の置かれた立ち位置でどうぞ知的好奇心を発展させ、己の為だけでなく、より他者に対して働きかけてください。必ずや「何か」が変わります。皆様の今後のご活躍と日々の研鑽に期待します。

文献

- 1) 西部茂美, 瀬尾雄二, 宮野卓, 吉田弘, 油野民雄: 直線加速装置を用いた定位放射線照射法における線量分布の改善 一円形コリメータ内に附加した Jaw によるトリミング技法の適用一。
日本放射線腫瘍学会誌, *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol* 12: 159-167, 2000.
- 2) Colombo F, Benedetti A, Pozza F, *et al*: External stereotactic irradiation by Linear accelerator. *Neurosurgery* 16: 154-160, 1985.
- 3) Hartmann GH, Schlegel W, Sturm V, *et al*: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11: 1185-1192, 1985.
- 4) Lutz W, Winston KR and Maleki N: A system for stereotactic radiosurgery with a

- linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14: 373-381, 1988.
- 5) Thomson ES, Gill S, Doughty D: Stereotactic multiple arc radio therapy. *British Journal of Radiology* 63: 745-751. 1988.
 - 6) Ken R Winston: Linear Accelerator as a Neurosurgical Tool for Stereotactic Radiosurgery. *Neurosurgery* 22: No. 3, 1988.
 - 7) GUNTHER: Precision and Accuracy of Stereotactic Convergent Beam Irradiations from a Linear Accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28: 471-479, 1993.
 - 8) 高倉公朋, 大川智彦, 他: 転移性脳腫瘍の臨床 — 診断と治療の基礎 —, 日本アクセル・シュプリンガー出版, 東京, 1997.
 - 9) 稲村清也: 放射線治療計画システム. 藤原出版, 東京, 1993.
 - 10) 都丸禎三, 伊藤 明, 内田 勲, 他: 外部放射線治療装置の保守管理プログラム. JASTORO 研究調査委員会編, 通商産業研究者, 東京, 1994.
 - 11) 都丸禎三, 斎藤秀敏, 岩波 茂, 他: Stereotactic Radiation Surgery Beams (極小照射野) の線量マニュアル. 日医放物理学会測定委員会編, Supplement No. 42, 1994.
 - 12) 都丸禎三, 伊藤 明, 内田 勲, 他: 高エネルギーX線極小照射野の線量評価方法の検討. 日放技学誌 52, 1992.
 - 13) JEN-SAN TSAI: Quality Assurance in Stereotactic Radiosurgery Using a Standard Linear Accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21: 737-748, 1991.
 - 14) [https:// www. microcal. com/curve fit/index. html](https://www.microcal.com/curve_fit/index.html).
 - 15) Khan FM: THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY. Willand Wilkin, Baltimore, MD, 1994.
 - 16) Schultheiss TM, Orton CG, Peck RA: Models in radiotherapy. Volume effects. *Medicl Physics* 10: 410-415, 1983.
 - 17) B PIKE, EB Podgorsak, TM PETES, *et al*: Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Medicl Physics* 14: 780-789, 1987.
 - 18) Bjarngard: A NOTE OF EQUIVALENT CIRCLES, SQUARES, AND RECTANGLES. *Medicl Physics* 9: 258-260, 1982.
 - 19) M van Herk and H Kooy: Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Medicl Physics* 21(7): 1163-1178, 1994.
 - 20) Kooy HM, M van Herk, PD Barnes, *et al*: Image fusion for stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28(5): 1229-1234, 1994.
 - 21) Fuller BG, Kaplan ID, Adler J, *et al*: Stereotactic radiosurgery for brain metastases. The importance of aduwant whole brain irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 23: 413-418, 1992.
 - 22) Mehta MP, Rozental JM, Levin AB, *et al*: Defining the role of radiosurgery in the management of brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 24: 619-625, 1992.
 - 23) Shirato H, Takamura A, Tomita M, *et al*: Stereotactic irradiation without whole-brain irradiation for single brain metastasis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28: 797-802, 1994.
 - 24) 西部茂美, 藤井隆史: Automatic measurement of comparing isodoses of different the irradiation field with the light field indication. 日本放射線技師会雑誌, 46(8), 1990.
 - 25) 西部茂美, 山田裕樹, 油野民雄: 強度変調放射線治療における線量照合と絶対線量評価法の開発. 旭川医科大学研究フォーラム 8(1), 2-7, 2007.
 - 26) Brahme A. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiation Oncol* 12: 129-140, 1998.

- 27) Kallman P, Lind B, Eklof A, *et al*: Shaping of arbitrary dose distribution by dynamic multileaf collimation. *Phys Med Biol* 33: 1291-1300, 1988.
- 28) Low DA, Gerber RL, Mutic S, Purdy JA. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int J Radi Concol Biol Phys* 40: 1231-1235, 1998.
- 29) Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, *et al*: Dosimetric verification of the Dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radi Concol Biol Phys* 40: 1213-1230, 1998.
- 30) Xing L, Chen Y, *et al*: Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter summation algorithm. *Phys Med Biol* 45: N1-N7, 2000.
- 31) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会編: 多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機械的精度確保に関するガイドライン (Ver. 1). *日本放射線腫瘍学会誌*, 16(3), 192-203, 2004.

Multi-scale technology

RTQM システム株式会社

小澤 修一

国産メーカーの技術情報を紹介していくコーナーです。

1. はじめに

私が基礎物理学(原子・原子核の実験物理学者)から放射線治療医学物理学の世界に移ったのは2006年6月でした。最初の1ヶ月間は順天堂大学医学部で放射線治療の現場見学などをして過ごしましたが、7月からはフロリダ大学の放射線腫瘍学講座へ留学し、医学物理レジデントとして医療現場での研修を開始しました。フロリダでの研修当初は殆ど放射線治療の知識がない状態でしたが、今になって思えば、放射線治療の知識が無かったことが逆に自分にとっては良かったように思います。乾いたスポンジが水を吸うように新しい知識と経験とその背景にある理論を身につけることができました。2008年6月末には2年間のレジデントの修了証を手には帰国し、同年に日本の医学物理士認定を取得し、日本の放射線治療現場で医学物理士として本格的に働きはじめました。

<<起業のモチベーション>>

皆様もご存知の通り、日本の基礎物理学は世界をリードしており、多くのノーベル賞受賞者を輩出しています。私が修士課程の大学院生だった頃に入会した日本物理学会では当時から「国際化」という言葉がなく、放射線治療分野で叫ばれている「国際化」の意味が分かりませんでした。後に、放射線治療業界は基礎物理学と違って「国際化」の途中なのだということを知りました。研修中は、米国の医学物理士が日本の放射線治療物理学を見下しているということを感じてとても悔しい思いをしました。基礎物理時代には感じる事のなかった感覚です。では逆転するにはどうすべきか、留学中も帰国後も真剣に考えました。基礎物理学の分野では新しい理論の確立や新たな現象の発見などの研究成果が最重要課題です。しかし、医療分野では「研究成果」はもちろんですが、研究成果に基づく「製品開発、市販化、普及」が重要なのであるということに気が付きました。そして、日本で製品化したものを世界中に普及させ、世界中の研究者がその製品を使って研究を行い、多くの論文が出版されることが、米国に対する勝利なのだと確信しました。そこから私の人生を賭けた長い挑戦の日々が始まりました。

大上段の目的(日本の放射線治療を世界一にしたい)は決まりました。次に、その目的を達成するための目標を定める必要があります。図1に示すように、目的を達成するために目標が必要であり、目標を達成するためには手段を決定しなくてはなりません。調べてみると、これまでも日本国内では様々な放射線治療に関係する研究開発が行われ、多くの製品が世に出ていました。しかし、なぜ我々は海外製品に囲まれているのでしょうか？その疑問に対する自分なりの答えが、「作った人間が売る」というものでした。既存技術を駆逐し、新しい産業を生み出すような破壊的技術から生まれるイノベーションは「破壊的イノベーション」と呼ばれます¹⁾。Pinnacle や Tomotherapy を開発し、世に広めた Thomas Rockwell Mackie や、MRI ベースのリアルタイム IGRT 治療装置を開発

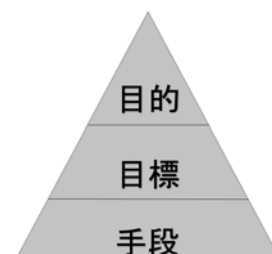


図1：物事を達成するための戦略立案に必要なピラミッド。

販売している James F. Dempsey, これらの製品は放射線治療における破壊的イノベーションだと言えるのではないかと思います。これら新しい価値観に基づく製品は医学物理学者が開発するだけでなく、起業して営業活動の全面に出て製品説明や放射線治療の将来を語り、ビジネス展開しています。新しい価値観に基づく製品の説明は、その新しい価値観が根付くまで、開発を主導した者が担うべき大切なミッションではないかと私は思っています。経営は経営のプロが担うとしても、新しい価値観に基づく製品の説明などの販売活動は生粋のビジネスマンには難しいでしょう。特に、ニッチな放射線治療物理学の分野ではなおさらです。そこで、大上段の目的(日本の放射線治療を世界一にしたい)を叶えるための一つの目標が起業であり、2013年3月に広島大学発ベンチャーとして設立した RTQM システム株式会社へと繋がりました。

2. 製品開発 ～世界のスタンダードを目指して～

将来的には治療装置など大物の製品開発に取り組みたいですが、資金もない起業当初は、各種助成金に頼りながら、手の届くところから始める必要がありました。そこで、数ある放射線治療関連機器の中でも、まずは今後改善の余地が多く、既に自分自身で新規のアイデアがあった物理技術の品質管理(以下 QA)に使用するソフトウェアやハードウェアの開発に着手しました。米国と日本で経験を経ることで、今後世界のスタンダードになるのではないかと予想される製品の構想は既にありました。より安全で、ミスが入り込みにくい QA システムを作るには、図2に示すような、個々の介入プロセスの全てに対応すること、そして特にメーカーの責務は、医療現場で対応が難しく介入効果の高い強制や自動化に基づくシステム開発を行うことであると思います。

| | 介入の種類 | RTQMシステム |
|---|--|---------------------------------------|
| “単独で実施”した場合の介入効果 ↑ Intervention Effectiveness | 1 Forcing functions & constraints 強制・抑制 | 手入力を極力排除 → ミスが「できない」システム |
| | 2 Automation & computerization 自動化・コンピュータ利用 | |
| | 3 Drug protocols & standardized order forms プロトコール・標準化 | 共通のアルゴリズム・フォーマット・データ形式の使用、標準ビームデータを搭載 |
| | 4 Independent double check systems & other redundancies ダブルチェック・冗長性 | iPad活用 → いつでもどこでもチェック可能 |
| | 5 Rules & policies 規則・ポリシー | 施設毎の規則やポリシーの共有に活用できるシステム |
| | 6 Education & information 教育・情報共有 | 教育・情報共有にも使用可能 誰でも使えるシステム |

図2：医療事故を防ぐ効果的な介入。単独で使用した時の介入効果であり、これらを組み合わせて使用することで効果が高まる。RTQM システムでは全ての階層に対応できるシステム開発を行っている。

<< 将来を見据えた研究開発 ～第三者評価という言葉が使われなくなる！？>>

現在、第4次産業革命の時代が到来すると言われてはいますが、第4次産業革命とは、ICT(Information and Communication Technology：情報通信技術)の発達により、様々な経済活動等を逐一データ化し、そうしたビッグデータを、インターネット等を通じて集約した上で分析・活用することにより、新たな経済価値が生まれることです³⁾。放射線治療業界ではまだ第4次産業革命が起きていませんが、来るべき時代に備えて、IoT(Internet of Things：モノのインターネット)やビッグデータ時代に対応したシステムを起業当時から現在に至るまで一貫して開発を続けています。

各施設単位で実施すべき多くの QA 業務が存在する一方、がん診療連携拠点病院の要件でもあ

る第三者評価による QA が注目されています。各施設単位で実施される QA については、放射線治療におけるユビキタス(ubiquitous：いつでもどこでも存在することをあらわす言葉)の実現を目指し、いつでもどこでも職種の垣根を超えた QA データの共有を推進してきました。弊社システムは現在、表 1 にある iPad で使用するアプリケーションをリリースしていますが、いくつかの機能については、iPad 以外でも使用できるように、マルチプラットフォーム化(Internet Explorer や Safari などのウェブブラウザ上で動くウェブアプリへの移植)も進行中です。

表 1 RTQM システムアプリケーション一覧

| アプリ名 | 機能 | 説明 |
|--------------------------|---------------|---|
| MU Verify | MU 独立検証 | 標準ビームデータ使用により独立 MU 検証が可能。 |
| ST Dose | 標準計測データ管理 | 標準測定法 01, 標準計測法 12, のデータを全て内蔵し, 絶対線量を自動算出。 |
| DCM Verify | DICOM RT ビューワ | 教育又は患者説明用に使用する治療計画ビューワ, DVH も算出。 |
| QC 142 | 各種機器 QA データ管理 | TG-142 に限らず, 各施設の QA データ管理が可能。カメラ機能, カレンダー機構を搭載。 |
| Dox Share | 文書・画像管理 | ブラウザを通して各種文書・画像データを共有可能。 |
| pal-CIS | 緩和ケアデータ管理 | 緩和ケアグループでのデータ管理のためのコンサルテーションシート, STAS-J を実装。 |
| PA Verify (無料アプリ) | 気圧計測定値検証 | 気象サービスデータに基づいて気圧の予測値を算出。iPhone/iPad に内蔵された気圧計の測定値も併せて表示し, 施設の気圧計の測定値と比較を行う。 |
| User Manage | ユーザー/権限管理 | 使用者, 使用権限, パスワード等の設定を行う。 |

これまで、放射線治療の QA は治療効果や副作用といった臨床成績とは切り離されて議論されることが多かったと思います。そこで弊社では、この物理 QA と臨床結果の融合を今後の最重要テーマとして考えています。現在、臨床試験グループでは参加するための施設承認として IMRT や SBRT の物理調査を行い、基準を満たした施設に参加承認を行っていますが、IoT とクラウドサービスによる日常的な第三者評価が普及すれば、臨床試験ごとに参加施設の物理検証に承認は不要で、参加基準を満たしているかどうかは日々の QA データに基づいて判断できるようになります。この手法が世の中のスタンダードとなれば、わざわざ第三者評価を受ける必要はなく、日常業務の中で自動的にデータ管理が行われることとなりますので、「第三者評価」という言葉が使われなくなるかもしれません。さらに、日常的な QA データだけでなく、各患者の検査データ、治療計画データ、経過観察などのデータがリンクされていれば、後ろ向き研究がスピーディーに行えますし、前向き研究もスピーディーに実施できるかもしれません。しかも、物理データと診療データがリンクされていることで、放射線治療物理系の論文だけでなく、臨床系の論文執筆のためのデータ解析もスピーディーに行えます。日本が米国に負けている要因は、前述したとおり、製品化と販売の問題がありますが、もう一つは、がんセンターや大学などの研究機関で臨床データを取り纏めているリサーチオフィスの存在であると考えています。米国の有名な施設ではリサーチオフィスが整備されており、論文作成のためのデータ供給体制が整っています。現状も今後も日本の施設でリサーチオフィスを整備することは難しいと予想されますが、IoT とクラウドサービスに基づく臨床データと物理データの融合システムが構築されれば、優秀なスタッフが揃ったリサーチオフィスを整備したのと同じ状況が実現でき、医学物理学的側面だけでなく、臨床的にも米国を逆転することが可能になると考えています。今後、このようなビッグデータを応用すれば、生存率や局所制御、放射線治療の副作用と相関のある因子の解析に役立てられると同時に、これらを予想する AI システムによる新しいサービス提供も可能になります。

<<看護師も日常的に使用できるシステム>>

近年は、がん放射線療法看護認定看護師を中心として、放射線治療における看護も新時代を迎えつつあると思いますが、一方で、看護師だけが患者の3次元の線量分布を見る機会が少ないように思います。医師は線量分布やDVHを見て計画の良し悪しを判断し、治療を行う訳ですから、看護を考える上でも、線量分布やDVHを参考にするというのが当たり前の時代が来るはずだと考えています。弊社設立時から商品にラインナップされていたDCM Verify(DICOM RTビューア)は、iPad上で手軽に患者の線量分布を確認することが可能です。ぜひ患者への治療説明や看護の参考にしていただけるようにアップデートしていきたいと考えています。これまで、放射線治療QAシステムといえば診療放射線技師や医学物理士のものでしたが、これからは、看護師もROIと3次元の線量分布、DVHを確認して看護に役立てるようになっていくと期待しています。

<<オンライン保守の必要性和クラウドサービスの提供>>

弊社システムはVPN回線によるオンライン保守を基本としており、サーバプログラムのバージョンアップや不具合対応をスピーディーに行っています。今後は、このVPN回線を保守だけでなく、クラウドサービスへ応用したいと考えております。現状では、導入施設へ弊社QAデータサーバを納品し、図3に示すような放射線治療RISとも連携が可能で、弊社のiPad上でも放射線治療RIS上のデータを閲覧可能なシステム構成となっています。将来的には図4に示す通り、院内に弊社サーバを納品せず、VPNネットワークを通じてクラウドサーバでQAデータの解析や管理を一括で行うシステムの導入を検討しています。現在、クラウドサーバをベースとしたシステムのプロトタイプがほぼ完成しており、各種テストを行っているところです。前述の通り、弊社は世界のスタンダードとなることを目指していますので、国内販売だけではなく、海外への販売を計画しています。弊社のような海外の販売・保守体制を持たない企業が海外展開する際には、クラウドサービスでの展開が重要になります。

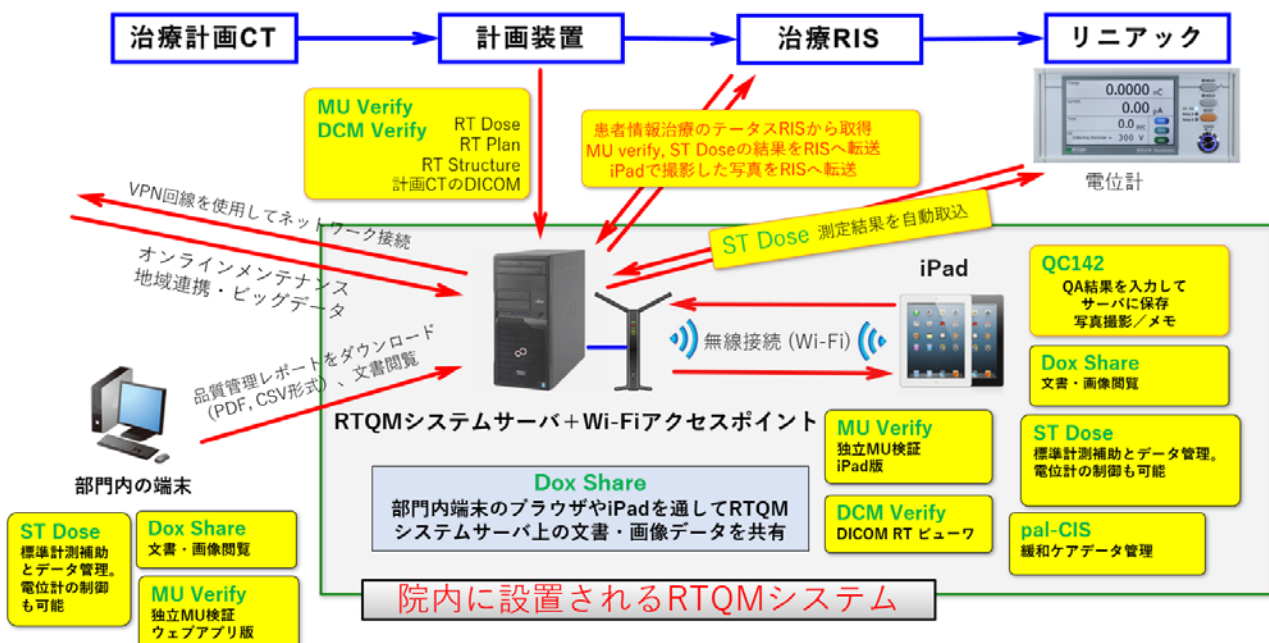


図3: 現在販売中の院内に納品されたRTQMサーバを用いたシステム構成。院内に設置したRTQMシステムサーバにQAデータが集約されるシステムとなっている。

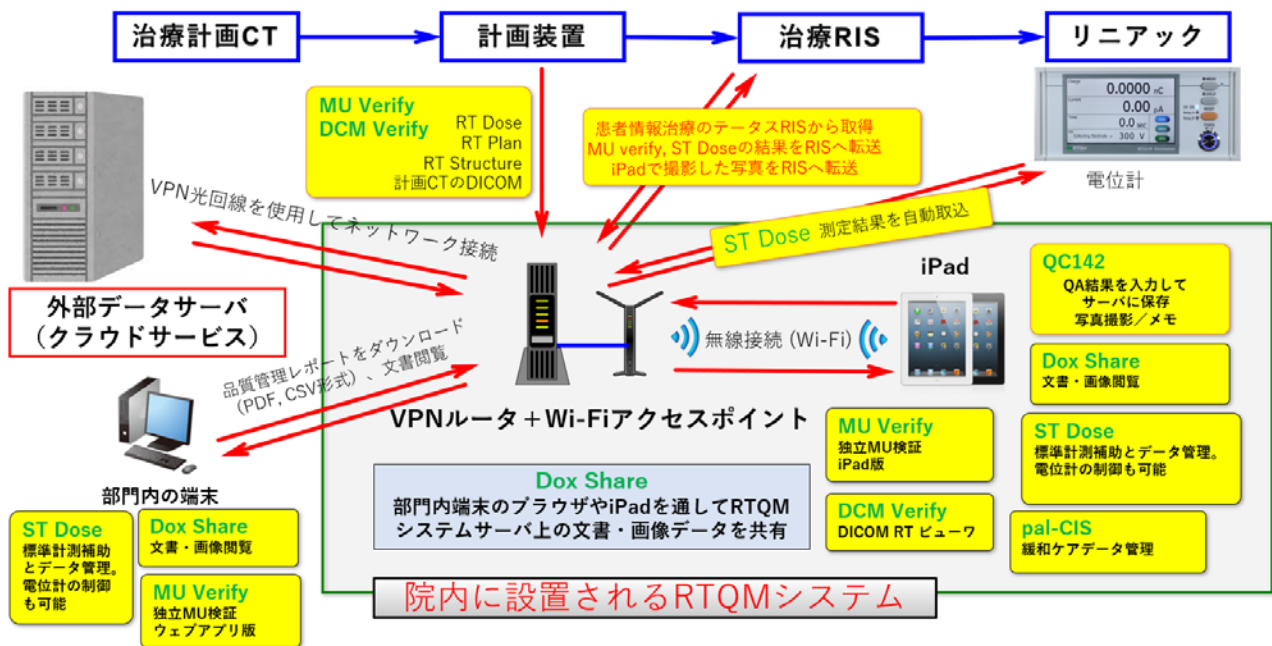


図4：現在開発中のクラウドサービスをベースとしたシステム構成。院内サーバの代わりにVPNルータを設置することで、VPN回線経由で外部サーバへQAデータを集約し、ビッグデータに基づくAIへ応用し、リアルタイムの第三者評価システムの構築を目指している。

<<IoT と外部サーバをベースとした製品>>

前述の通り、近年では放射線治療における第三者評価が注目されていますが、IoTをベースとしてリアルタイムにデータを収集し、第三者評価を行う放射線治療QAシステムはまだ普及していません。リアルタイムなデータ収集にはIoTに基づく放射線計測器が必要です。そこで、弊社では国内電位計メーカーであるEMFジャパン株式会社と協力し、IoT対応のRT521R型電位計をリリースしました。この電位計は電流積算型の低価格かつ高精度な電位計で、日本医学物理学会から発行された電位計ガイドライン⁴⁾に準拠しており、公益財団法人医用原子力技術研究振興財団による分離校正にも対応しています⁵⁾。

第三者評価で重要な役割を果たすリニアック出力の訪問測定に対応した持運び型の訪問調査システム(STD Audit)については図5に示すように、RT521R型電位計および無線LANアクセスポイント、iPad端末から構成され、iPad上での電位計コントロール(高圧設定、ゼロ調整、測定開始・停止など)は勿論、報告書の自動作成及び外部データサーバへのデータアップロード、パスワード管理されたウェブページ上でのデータ閲覧など訪問測定時に煩雑な作業の低減だけでなく、通常、訪問測定後に行うデータ解析と報告書作成などの業務を測定終了と同時に終わることが可能です。また、測定項目のカスタマイズにも対応しております。今後このような機能を病院向けのST Doseに組み込むことで、現在サーバ保守回線として使用しているVPNネットワークを通じたIoTが実現でき、地域連携・施設間連携による放射線治療QAの標準化と第三者評価が可能で、最近のトピックであるビッグデータによるAIへの応用も期待できます。このIoTと外部データサーバによる訪問測定システムは放射線治療品質管理機構の地域連携支援委員会の活動にもご採用いただいております^{6,7)}。今後は訪問測定前に施設からご提出いただく機器の情報や治療計画装置のデータをネット経由でご提出いただくためのウェブシステムを整備し、全てのワークフローにおいて自動化とオンライン化を進めていく計画が進行中です。

外部データサーバを活用したクラウドサービスを行うにあたっては、関係省庁から発表されている各種ガイドライン等⁸⁻¹⁰⁾を参考にして、セキュリティーマネジメントに十分注意を払いながら開発を進めています。

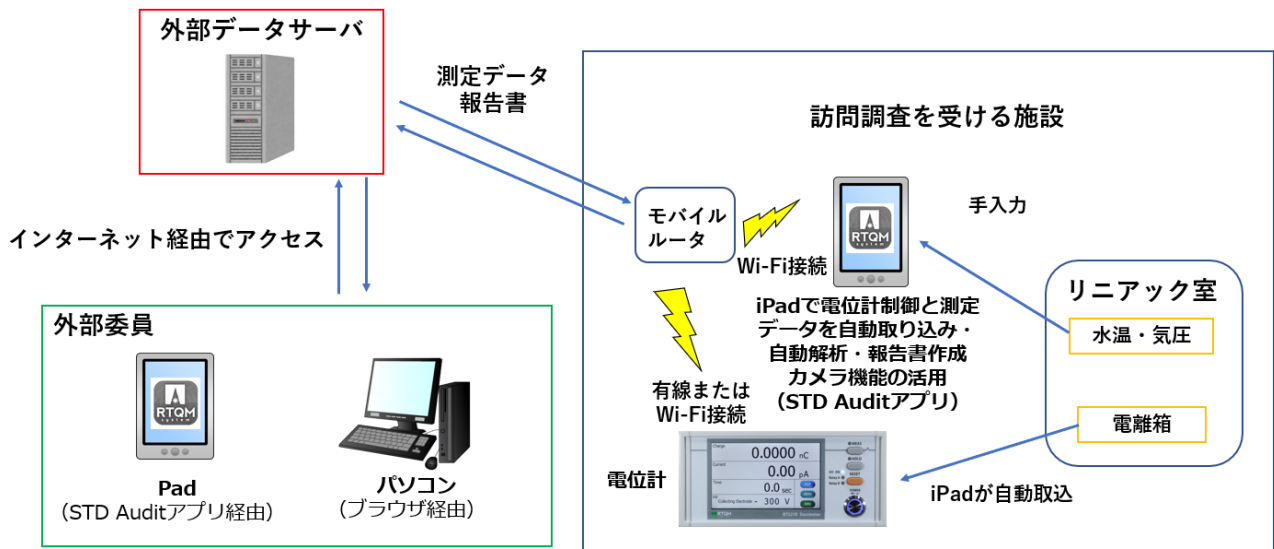


図5：放射線治療品質管理機構の地域連携支援 WG 活動向けに開発した訪問調査システム構成。オンライン接続された電位計と外部サーバによるデータ管理サービスにより、IoT によるビッグデータ収集が可能になっている。

3. 新機能のリリース予定

弊社システムでは、今後全ての QA 業務の集約化と標準化を目指すべく、以下の製品開発を進めています。

1. IGRT 解析・確認支援ツール
2. リニアックのマシンログファイルの解析ツール
3. EPID 画像の解析ツール
4. フルモンテカルロ計算による治療計画独立検証ツール(クラウドサービスによる提供予定)

1～3 までは 2020 年 4 月にパシフィコ横浜で開催される国際医用画像総合展(ITEM2020)にてリリースする予定で開発を進めています。フルモンテカルロの計画検証ツールについては、計算時間の関係もあり、クラウドサービスによる提供が必須となりますので、VPN 回線のデータ転送速度も含めた検討を行っています。近年、5G と呼ばれる第 5 世代移動通信システムが話題となっていますが¹¹⁾、その基盤となっている NTT 等の通信会社では、IPv6(Internet Protocol Version 6：インターネットプロトコルバージョン 6)をベースとした VPN 通信サービスが提供開始されており、このような非常に高速な閉域網を使用することで、将来的なクラウドベースのサービスが加速することが期待されます。弊社では今後のクラウドサービスを視野に入れ、既に IPv6 をベースとした VPN サービスによる高速 DICOM 通信のテストに着手しています。IPv6 による高速化をクラウドサービスに組み込むことで、より快適なサービス提供が可能になると考えています。

4. 最後に

現状と将来構想も含めた弊社製品のコンセプトは以下になります。

- ・QA 項目のデータ集約：すべての作業内容を一つのシステムで実施。
- ・マルチプラットフォーム：Windows パソコンでもタブレット端末でも使える。
- ・施設間連携：手法の標準化と標準ビームデータによる解析で多施設連携。
- ・ユビキタス：いつでもどこでも職種を問わず各種データにアクセス可能。

これらに第 4 次産業革命と言われる IoT とビッグデータで標準化された各種データを集約し、AI に活かします。さらにこれまで明確にされてこなかった放射線治療の QA と臨床結果への影響を組み合わせた QA システムの製品開発を進め、世界のスタンダードを目指して海外進出を図り、ソフト・ハードを問わず、新製品や新たなサービスを継続してリリースしていきます。Apple の

App Store や Google の Play ストアにて、無料体験用アプリもございますので、ぜひ「RTQM」を検索して、お試しください。ぜひ弊社の今後の活動にご注目いただければ幸いです。

参考文献

1. Yu CX, Bortfeld T, Cai J.:In the future, disruptive innovation in radiation oncology technology will be initiated mostly by entrepreneurs. Med Phys 46 (5), 2019, 1949-1952.
2. Medication Error Prevention Toolbox (Institute for Safe Medication Practices, 1999)
<http://www.ismp.org/msaarticles/toolbox.html>
3. 内閣府ホームページ, <https://www5.cao.go.jp/keizai3/2016/0117nk/index.html>
4. 日本医学物理学会, 放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン, 2018年12月
5. 公益財団法人 医用原子力技術研究振興財団ホームページ, <http://www.antm.or.jp/>
6. 大坂暁胤: 放射線治療における地域連携支援事業(東北・北陸)パイロットスタディーの実施報告, 線量校正センターニュース. Vol18, 2019:19-21.
7. 放射線治療品質管理機構ホームページ, 地域連携支援活動について,
https://www.qcrt.org/document/news_190705.pdf
8. 厚生労働省, 医療情報システムの安全管理に関するガイドライン第5版, 平成29年5月.
9. 経済産業省, クラウドサービス利用のための情報セキュリティマネジメントガイドライン, 2013年度版.
10. 経済産業省 商務情報政策局情報セキュリティ政策室, クラウドセキュリティガイドライン活用ガイドブック 2013年度版.
11. 亀井卓也, 5Gビジネス, 日本経済新聞出版社, 2019年.

放射線治療 座長集約

品質保証・品質管理 1 (演題 56-60)

56 検出器毎に専用ホルダーを用いる PTW 社の 3 次元水ファントムについて、検出器の位置精度と実効中心(0.5r と 0.6r)の違いによる影響を検討した演題であった。2 種類の Semiflex(3D, 0.125 cc), Farmer と ROOS を横用ホルダーに設置すると 0.02 mm 以内の誤差であったが、micro Diamond と Semiflex 3D を縦用ホルダーに設置すると 0.3~0.4 mm の誤差が生じることが示された。さらに、ホルダーを設置してからオートセットアップを実施すれば設置誤差を改善できるが、深さ方向については改善されないことが示された。AAPM の TG-106 においても検出器、人による測定誤差を可能な限り(1%以内)少なくすることが要求されているので、セットアップの手間を省きつつも測定精度を担保できるシステムは魅力的である。しかし、便利なシステムであっても工作精度や計測精度によるシステムチックな誤差の確認は不可欠であるので、今後も研究を継続していただいてホルダーシステムを安全に使用できるように報告をお願いしたい。

57 水位検知センサーが付属された PTW 社の 3 次元水ファントムについて、水面検知精度と駆動精度から傾き補正機能を評価した演題であった。3 次元水ファントムを傾けて設置した場合とネジレを付けて設置した場合において、オートセットアップの再現性が 0.05 度以内であったことが示された。さらに、水面は 12 時間で 1.8 mm 下降し、水面検知後に水補充機能を使用した精度に問題がないことが示された。従来の目視による水位の確認では、逆に測定データの誤差要因になることもあるので水位の変化を精度よく確認し、補正できる機能は便利である。傾き補正に関しては、3 次元水ファントムが傾いているのを駆動系であたかも垂直、もしくは水平に走査しているように補正する機能であるため、平行平板型電離箱による測定では検出器が斜めに配置されてしまう可能性が問題となる。今後も研究を継続していただき、傾き補正機能と水面検知機能を安全に使用できるように報告をお願いしたい。

58 MLC の位置精度検証法である Picket Fence Test を、検出器が垂直・水平に配置されている Delta4 Phantom+(3 次元検出器)を用いて評価を試みた演題であった。本研究では基準プランに対して、特定の MLC 位置を 0.2 mm, 0.5 mm, 1.0 mm シフトさせた error プランを作成し、位置誤差を検出可能か評価している。その結果、MLC 位置の変位が 0.2 mm においても検出可能であることが示された。Delta4 Phantom+を用いた本手法は、基準プランと QA 実施時の MLC 位置の測定結果がすぐに比較でき、数値で記録できるため客観性を持たせるこ

とができて大変有意義であると考え。MLCの幅が3 mm, 5 mm, 10 mmと種類があるのに対し、Delta4 Phantom+の検出器が中心部5 mm, 辺縁部10 mm間隔で配置されていることや設置精度などいくつか課題が残るが、本手法がMLCの位置精度検証法の一手法となるようにさらなる詳細な検討をお願いしたい。

59 アイソセンタの確認試験であるWinston Lutz testを、3次元計測が可能なゲル線量計を用いて簡易的に精度検証を試みた報告であった。本手法でアイソセンタを評価してきた実績は、0.3 mm以内で一致していることが示された。従来、Winston Lutz testはEPIDやフィルムを用いて、ガントリ角度、コリメータ角度、寝台角度を数パターン照射して、照射した分だけ画像を解析する必要があった。一方、本手法はひとつのゲル線量計に数パターンの照射をして、蓄積された濃度変化からアイソセンタを解析する簡易的なものであり、QAの煩雑さの改善が期待できる。しかし、全てのパターンを一度に照射してしまうため誤差要因の切り分けができなくなることや、ゲル線量計の個体差による計測誤差など、いくつか課題は残るが、本手法は簡易かつ高精度にアイソセンタが確認できるため、今後も研究を継続していただいて臨床現場で応用できるように詳細な報告をお願いしたい。

60 ファントム上にスリットを施したツールを用いて、レーザーラインを画像上に写すことによってレーザー、X線ビームと画像中心のずれを客観的に評価した報告であった。蓄積されたQA実績からレーザーに対するアイソセンタの中心距離は0.9 mm以下、レーザーに対する画像の中心距離は0.8 mm以下であることが示された。従来のQA器具では、内部の鉄心が不明であったが、開発されたツールは客観的に中心を判断できる点が興味深い。今後も研究を継続していただき有用な品質管理ツールの開発をお願いしたい。

中島 大(がん研究会有明病院)

富田 哲也(筑波大学附属病院)

品質保証・品質管理2 (演題 61-65)

61 この演題は、検出器の違いによるOCRの補正を行うことによって、各施設での測定データの妥当性を検証することを目的とするものであった。AAPM TG106では、デコンボリューション法を用いた方法が述べられているが、その複雑さゆえに推奨はされていない。本研究では、各検出器に対する周波数応答特性を分析し、得られたLSFを用いて目的とする検出器に対する補正フィルタを算出することによってOCRの形状を修正することに成功している。しかし、平坦部領域におけるプロファイル形状の波打ちや、LSFを求める際のスリット幅の影響などの検討項目が残されている。これらの課題に対して今後の検討が望まれる。

62 この演題は、MLCの代表的な品質管理手法である Picket Fence 試験の蓄積された画像データを経時的に解析することによって不具合や故障の原因を事前に予測し、ダウンタイムの防止へと繋げる試みを報告した内容であった。IMRT 実施施設では、MLCの品質管理手法や頻度が TG-142 に記載されており、毎月、4つのガントリ角度によって重力負荷を加えた状態でのリーフ位置精度を推奨している。発表者らは、ガントリ回転の重力負荷試験を加えて実施し、固定および回転による重力負荷試験によって、ガントリ 0°を基準とした場合の変位量の大きさを把握することは出来たが、具体的なリーフ不具合発生の予測や防止までには至らないという結論であった。VMAT を実施している施設においては、回転による重力負荷試験を定期的に導入し、加速器の安定稼働のために積極的に取り組むことが大切だと感じた。

63 本報告は、分離校正に関する内容であり、電位計の品質管理手法について検討したものであった。特に電位計ガイドラインに記載されている“繰り返し性”について検証し報告された。内容の一部として、100MU×5回と500MUの電位計の測定結果が一致しないことを考察されていたが、電位計の不確かさを明確にする議論(ゼロ点シフト、ドリフト)への展開が難しかったように感じた。会場の会員から指摘のあった“特殊な装置”の有無に関して、もう一度確認することが大切だと思われる。QAを実施する機器のQAをユーザー自身で実施しなければいけないこともあり、日々の業務負担と医療安全とのバランスが重要であり、発表者らが主張していた“ユーザーによる簡易的な品質管理手法の確立”が印象に残っている。発表者が学生(大学院生)であり、研究成果を会場の雰囲気で開催できるような進行が出来なかったことを私自身反省している。また、学生や若手の会員が本学術大会を機に研究に興味を持ってもらえるような会場の雰囲気作りにも会場の会員の方々に協力をお願いしたい。

64 演題取り下げ

65 この演題は、韓国からの演題発表で、IBA社から販売されている相対線量測定時のリファレンス用の stealth chamber の特性についての報告であった。通常のリファレンス線量計と stealth chamber を使用して測定した PDD の比較では、25×25 cm の照射野における差が dmax で 2.0 mm あったとの報告であった。小照射野では、非常に良い一致となったとの報告であった。大照射野での使用は、stealth chamber の自己吸収および散乱の影響が大きく出る傾向があることが確認された。OCR においては、非常に良い一致であったとの報告であった。今後、stealth chamber の使用は増加すると考えられるため、意義のある研究報告であった。

松本 賢治 (近畿大学病院)

青山 英樹 (岡山大学病院)

照射技術 1 (演題 66-70)

66 上咽頭癌・鼻腔癌の放射線治療計画の線量分布の情報から、2D 画像照合における患者 Roll 移動の必要性を検討した報告であった。Roll 角が3度を超える場合に、CBCTによる3D 画像照合確認が必要という結論であったが、本検討は PTV マージン 4-5 mm の場合であり、PTV マージンの値によって正常組織との重複領域が変わるため、この結論は変わりうる。また、上咽頭癌と鼻腔癌を混在して解析しているが、上咽頭癌の方が頭尾方向に照射範囲が長く、Roll 角のズレの影響は大きいことが予想される。今後、解析症例数を増やすとともに層別化解析を行い、より堅牢性の高い報告を期待する。

67 放射線治療計画 CT 画像を用いて、頸椎の捻れを低減可能な頭部セットアップ角度を後ろ向きに検討した報告であった。CT 画像上に描出された外眼角耳孔線(OM ライン)が 25 度未満の症例群では、25 度以上の症例群に比して前後屈、回旋の捻れが有意に低減した。患者の体格等によっては OM ラインを 25 度未満に設定することが困難な場合も想定される。また、頭頸部放射線治療においては、治療期間中に放射線治療や化学療法の併用により体厚が変化することも考えられる。本検討の結果の妥当性を示すために、前向きに検討していただきたい。

棚邊 哲史 (新潟大学)

68 新規導入した体表面光学式トラッキングシステム Catalyst HDTM の導入に伴う業務フロー構築について論じた報告。新規導入機器の運用により照射手順の変更等があり、過去の業務フローでは対応できなくなった。これに伴い新たな業務フローの確立を目的として放射線治療医・医学物理士・看護師・診療放射線技師により検討したもの。部位ごとにおける業務フローの再構築に際し、関係各職種全体によるディスカッションを重ねて構築したことにより情報共有がなされており、技術面だけではない安全への貢献があると考えられる。

69 Catalyst-HD を実臨床で運用する前にファントムによる検証を行った内容に関する報告。CBCTを正として既知の移動量に対し補正を加えて最終的な座標を取得し、この精度を確認する手法をとっている。ただし、この手法では計算精度による不確かさのみではなく、カウチの駆動精度等も含んだ値になっていると考えられ、今後はその切り分けも含めた検討を行ってほしい。

70 治療計画用の Aquilion ONE で、左右可動範囲内の駆動位置評価及び動体ファントムに対して Respiratory Gating for Scanners を用いた呼吸同期の性能に対する検証を行った報告。

剛体及び動体それぞれのファントムにおいて実用上十分な精度を出しており、有用性が確認されている。今後、定期的に計測を続けることにより経年変化/メンテナンス前後での

変化等のデータを蓄積したのちに再報告してほしい。

鶴岡 伊知郎 (QST 病院)

照射技術 2 (演題 71-75)

71 呼吸性移動を伴う肺腫瘍における放射線治療において、照射中の腫瘍位置を確認しながら治療を行うことが重要となるが、それを行うには特殊装置が必要となり、一般的には非常に難しい。本研究は、治療前に取得した Cone Beam CT 画像から算出される肺腫瘍位置と腹壁位置との関係性を直線回帰モデルとして表現し、治療中の腹壁位置をモニタリングしながら、治療中の肺腫瘍位置の推定を試みた研究である。その結果、照射中の腹壁位置が照射前後の腹壁位置の範囲内であると、肺腫瘍位置は全方向 5 mm 以内に存在することが推定されている。呼吸停止下の治療によって呼吸性移動による影響を低減させることはできるが、中枢にある腫瘍は、心拍の影響を受けたり、動脈付近にある腫瘍も血流の影響を受けたりし、腫瘍が完全に停止することはない。腫瘍位置と回帰モデルの精度の関係性を評価するとさらに臨床的に有用な情報を提供可能と考える。今後さらなる検討を期待したい。

72 呼吸性移動を伴う肺腫瘍の放射線治療では、照射範囲の拡大が必要となるため、正常肺への副作用の増大が問題となる。本研究では、呼吸性移動の抑制法である腹部圧迫法の有無による呼吸性移動量の低減率と腫瘍位置の関係性について評価した研究である。一般的には腹部圧迫により呼吸性移動を低減することが可能であるという認識であるが、腫瘍位置によっては、圧迫することにより呼吸性移動が増大する症例もあるという報告であった。過去の報告では、腹部圧迫は、圧迫方法の再現性により inter-fraction variation が多くなり、治療成績にも影響を与えている可能性も示唆されている。一見、呼吸性移動抑制法としてシンプルな手法ではあるが、意外な落とし穴が多く、本研究でも圧迫することで、呼吸性移動が増大する症例もあり、マージン設定なども非常に複雑になるであろう。圧迫法の再現性も含めて、精度の高い圧迫方法の開発など今後さらなる研究の発展が期待される。

73 画像誘導放射線治療(IGRT)における画像取得による被ばく線量の管理は非常に重要であるが、治療分野では IGRT の被ばく線量管理は軽視される傾向にあり、また、統一された評価方法も存在しないのが現状である。本研究では、国内の多くの施設で所有する線量計 TN30013 を CT の被ばく線量測定用チェンバーと相互校正することで、高精度に IGRT の被ばく線量の管理を試みた研究である。本研究で提案された手法、小型 OSL 線量計、米国医学物理学会タスクグループ 61 のプロトコルを用いた入射表面線量は、同等の精度で測定が可能であり、拡張不確かさは、提案手法が最も小さくなり、信頼性の高い測定手法と報告している。IGRT の被ばく線量管理の標準化に向けたさらなる研究の発展を期待する。

74 米国医学物理学会タスクグループ 75 では、画像誘導放射線治療(IGRT)において、線量の

評価および最適化を行うことで、効果的かつ効率的な IGRT の運用設計を行うことを推奨している。本研究では、位置照合精度と被ばく線量に画像の視認性を加えた3つの観点から、X線管型動体追跡システムにおける頭部領域の位置照合時の至適撮像条件を包括的に決定した研究である。メーカー撮像基準条件よりも低線量の撮像条件で得られた6画像において、観察者6人によるケンドールの一致係数を用いた定量的な視認性評価から至適撮像条件を報告した。位置照合のスループット向上を目的として、画像ウインドウ条件を固定した状態での評価方法は、IGRT運用上参考になる点である。今後、治療中の撮影回数や頻度を考慮した至適条件のさらなる検討を期待する。

75 呼吸性移動を伴う部位への放射線治療では、動体追跡放射線治療が有効であるが、治療中の呼吸振幅やベースラインの変化について過去に報告があり、照射中の3次元の線量評価は困難である。本研究は、予め患者の呼吸モデルを取得し、3次元モーションプラットフォームを備えた3次元半導体検出器を呼吸モデルに準じて駆動させ、X線透視を用いた動体追跡照射時の照射精度を評価した研究である。動体追跡照射の有無による計画標的体積の3Dガンマ解析とDVHパラメータの一致度は2%以内で良好であり、患者の不規則な呼吸モデルを用いた場合でも、動体追跡の照射精度が高いことを報告した。引き続き、動体追跡照射時のリスク臓器の評価ならびに不均質ファントムを用いた際の評価など、臨床的に有用な情報提供を期待する。

椎木 健裕 (山口大学大学院)

伊藤 憲一 (栃木県立がんセンター)

照射技術 3, 小線源治療 (演題 76-81)

76 放射線治療において、市販のボラスでは密着不良のために表面線量の不確定性を生じる可能性がある。本研究では、3Dプリンタと軟素材を用いてオーダーメイドのボラスを作成し、様々な部位について臨床使用している。本報告において、オーダーメイドボラスは、治療期間を通して素材の形状変化がなく、密着性についても優れていることを証明した。作成までの期間や費用の問題があるものの、臨床上のメリットは非常に大きいと考える。引き続き得られた知見を発信していただくことを期待したい。

77 呼吸性移動が生じる臓器において、interfractional motionを確認するために撮影するCTは可能な限り被曝線量を低減することが望ましい。一方で、線量の低減により、画像描出能の低下が懸念される。本研究では、低線量撮影CT画像において、画像ノイズ除去ソフトであるPhysiodynamicsを用いることによる自動輪郭抽出への影響を検討した。Physiodynamicsは、特に低線量撮影時において画質改善が得られるため有用性が高いと報告された。臨床において、CT撮影時の被曝線量を低減できるメリットは大きいと考える。今後は、Physiodynamicsを用いることによる電子密度変換テーブルへの影響など引き続き検討して

いただくことを期待したい。

78 左乳房における深吸気呼吸停止(deep inspiration breath hold : DIBH)は、放射線照射から生じる心毒性を最小限に抑えることを可能にする。本研究では、DIBH において呼吸停止位置の違いによる心臓と左前下行枝の線量を評価した報告であった。呼吸停止位置の違いによって生じる変位量が、許容できるレベルであるかを判定する目安になるため、非常に有用な報告であると考えます。本研究では、同一 CT を用いて腹背方向に照射野が変位した場合を評価していたが、呼吸による心臓の形状の変化なども考えられるため、今後は 4DCT を用いた評価も検討していただきたい。

79 前立腺 IMRT において、蓄尿状態での照射は膀胱障害を低減する一方で、蓄尿条件によりその再現性が大きく異なる。本研究は、前立腺 IMRT における膀胱内尿量について、多施設間での異なる前処置の方法のうち、最も再現性ある手法を見いだした報告であった。関連病院をもつ施設ならではの研究であり、非常に興味深い報告であった。今後は、対象の施設数を増やすことや同一の蓄尿条件であっても施設による違いが生じるかの検討も期待したい。

80. 近年、子宮頸がんにおける 3 次元画像誘導小線源治療(image-guided brachytherapy : IGBT)が普及している一方、治療計画から照射までに要する時間が増加している。治療計画から照射までの時間が長い場合、臓器の変位により治療計画と患者体内における投与線量の乖離が生じる可能性がある。本研究では、子宮頸がん IGBT において、治療計画時と照射時で直腸と膀胱の線量分布の違いを解析し、治療計画から照射までの待ち時間は線量分布に及ぼす影響は少ないと結論づけた。今後は、正常臓器のみならず、照射までに要する時間がターゲット線量に及ぼす影響の評価も期待したい。

81. 加速乳房部分照射は、これまでの外部照射に比べ治療期間が短くなるメリットがある。一方、アプリケーションを数日間患者体内に留置することにより、治療期間中のアプリケーションの変位が問題となる。本研究は、治療期間中において乳房小線源治療アプリケーションの変位が線量分布に及ぼす影響を評価した報告であった。アプリケーションは挿入方向により、変位量が異なるとの報告があり、至適挿入方向を検討するうえで非常に有用な報告であった。引き続き得られた知見を発信していただくことを期待したい。

小林 大輔 (筑波大学附属病院)
佐藤 智春 (がん研究会有明病)

治療計画 2 (演題 198-202)

198 放射線治療における deformable image registration (DIR)は治療計画時に利用される自動

輪郭描出, 再治療計画における画像変形後の輪郭のプロパゲーション, 複数画像の変形線量合算など様々な用途で用いられている. 先行研究では DIR 精度を定量的に実施する評価基準が考案されているが, 評価基準の相関関係を分析したものはない. 評価基準に用いられていたのは, ダイス係数, ジャッカード係数, ハウスドルフ距離, mean distance to agreement (MDA), inverse consistency error (ICE), target registration error (TRE)であった. ダイス係数, ジャッカード係数, ハウスドルフ距離, MDA 間には相関関係が認められたが, ICE と TRE では他のどの評価基準とも相関関係が認められなかったと報告されていた. 演者から臨床現場で DIR を使用されている方へのアドバイスとして, 「相関関係にあるものは評価基準が似ているため, 相関関係にないもの同士での評価を行うことによって, DIR を効率的に評価できる」とご提示があった. 本研究をまとめていただき, 論文化を強く希望いたします.

199 上咽頭癌症例における GTV の輪郭描出について, DIR 技術を応用した診断体位による PET/CT 画像を用いた有用性に関する検証の報告であった. PET/CT 画像は 2 種類あり, 同日に診断体位および治療体位(フラットテーブル, 治療用シェル装着)で撮像された画像である. 治療体位 PET/CT 画像を治療計画 CT へ剛体レジストレーションした融合画像を基に放射線治療専門医 2 名により描出された 2 種類の GTV の輪郭が基準である. 評価された輪郭は, 診断体位の PET/CT 画像を参照し, 治療計画 CT 画像上で side by side で描出された GTV(GTV-SBS)と診断体位 PET/CT 画像を治療計画 CT 画像へ DIR した融合画像を基に描出された GTV(GTV-DIR)である. 評価手法は, ダイス係数であり, 有意差を持って GTV-DIR が高いダイス係数を示した. DIR 技術を用いることによって, 診断体位 PET/CT 画像が GTV 描出に利用できる可能性が示唆された報告であった.

200 頭頸部 IMRT では, 治療中の体重減少や腫瘍縮小等による体型変化に伴い, 線量分布の変化が生じることが多々ある. その結果, 腫瘍の局所制御率の低下や副作用の発生率の上昇をまねく可能性がある. 演者等は体型変化前後の CT 画像で DIR を行う際の画像変形強度である最適なスムーズ係数の検討を行ったものである. 先行研究では, 骨盤領域や胸部領域におけるスムーズ係数の検討を行ったものはあるが, 頭頸部領域の報告はないため検討を実施したとのことであった. 演者等が使用している DIR ソフトウェアである MIM ではスムーズ係数を大きくしていくと画像変形が剛体レジストレーションに近い変化となり, 小さな場合には画像変化が大きなものとなる. DIR の精度評価手法は, いずれもダイス係数であり, CTV_high, CTV_intermediate, CTV_low, 左右の耳下腺, 脳幹, 脊髄の輪郭で行っていた. 基準となる輪郭は, 腫瘍医が描出したものである. 全ての輪郭においてスムーズ係数が 1.0 のときにダイス係数が最も高い値を示し, それより高いスムーズ係数については減少する傾向が認められたとのことであった. 他施設においても同様の使用方法があるため, 大変参考となる発表であった.

佐々木 幹治 (徳島大学大学院)

201 乳房温存手術後放射線治療における，自動計画システム臨床導入に関する研究である．近年，放射線医療の世界でも AI (人工知能)の導入が盛んに進んでおり，放射線治療計画の自動化はそのトピックのひとつである．著者らは，放射線治療計画装置 RayStation に搭載された Automated Planning 機能を用いて乳房接線照射の治療計画を行い，線量分布について手動治療計画の結果と比較した．その結果，線量分布は従来のものと遜色なく，電離箱による物理線量検証の結果も良好であった．乳房温存手術後放射線治療は多くの施設で実施されており，その症例数も他の領域と比較してかなり多い．したがって，多大な治療計画時間を有していることは容易に予想できる．自動放射線治療計画では病変部やリスク臓器の自動コンツールングを行い，ビームアレンジメントから線量計算まで一連の作業が自動化されている．これらのシステムが一般化されれば，医療従事者の負担が減るだけでなく，作業員間に生じるばらつきも小さくなり，標準化することが可能である．本研究はそのシステムの信頼性を調査できており，今後，積極的に臨床導入していただきたい．

202 骨盤領域において，コーンビーム CT (CBCT)画像を用いた自動輪郭抽出能と DIR (deformable image registration)について精度評価を行った報告である．近年，CBCT 画像を用いた adaptive radiotherapy (適応放射線治療)の研究は盛んに行われており，臨床導入も徐々に進んでいる．一般的には，CBCT 画像に対して DIR 機能を用いて治療計画 CT 画像の変形が行われる．そして，その変形させた画像上でターゲットやリスク臓器の自動輪郭抽出を行い，再治療計画による照射が行われる．そのためには，これら個々の作業の精度が治療成績に直接影響を与えることとなる．本研究では，model-based (MB) segmentation と knowledge-based (KB) segmentation の精度比較を行った．また，DIR 精度も各臓器のダイス係数により評価した．その結果，KB による DIR の精度が MB よりも高いことが分かった．また，DIR は多くの症例で信頼できる結果が得られたと述べる一方で，CBCT 画像の画質が低いことによる限界にも言及している．今後は CBCT 画像の性能がさらに向上することが予想される．本研究は，それに向けた基礎研究として非常に有用であった．引き続き様々な領域に対して応用していただきたい．

小野 薫 (広島平和クリニック)

治療計画 3 (演題 203-208)

203 従来のフィルタ補正逆投影法と比較して被ばく低減が可能となる，逐次近似応用画像再構成法 (Hybrid IR)を用いた CT 画像が治療計画装置の線量計算に及ぼす影響を評価した報告である．多くの症例で 1%以下の線量変化であり，かつ線量変化の大きな領域は体表面近傍であったことから，Hybrid IR による再構成が治療計画に及ぼす影響は限定的である，という結論であった．今回は最終的な線量差のみに着目した研究であったが，根本的に CT 値そのものが変化しているかどうか，CT 値-ED テーブルを取得した場合に変化はあるか，とい

う点が最終的な線量差に繋がる。また視認性やコンツォーリングへの影響など、最終的な線量差に至るまでの基礎的な検討も加えて研究を推進していただきたい。

204 演題番号 203 と同様に、逐次近似再構成を用いた低線量 CT が治療計画に与える影響を検討した研究である。本研究では、再構成スライス厚を薄くすることで疑似的に低線量 CT を作成し、前立腺や性能などの輪郭情報についてその影響を検討している。結果としては有意な差は確認できておらず、従来画像と同等に扱える、というものであった。今回は前立腺のみでの検討であったため、アーチファクトの影響が大きい頭頸部領域や肺領域、低線量 CT がより重要となる小児腫瘍など、部位を拡大しての検討に期待したい。また低線量 CT を臨床に用いるハードルも考えられるため、スライス厚を薄くする手法に加えて、人体ファントムを利用したより臨床に近い検討も考慮されるべきである。

205 金属アーチファクトを低減する画像再構成法(SEMAR)を用いた治療計画の有用性を検討した研究である。従来から行われているアーチファクトを水に置換したプランとの差異は1%未満、という良好な結果が得られている。一方で SEMAR on プランで残ったアーチファクトを水に置き換える、という検討がなされておらず、追加の報告に期待したい。また背景の問題点として ROI の作成時間が挙げられており、SEMAR によってその点が改善されるのか、という点においても有用性があるのではないかと考えられ、今後も研究を推進していただきたい。

206 ラージ FOV の MR 画像における装置依存の幾何学的歪みに対し 2 次元および 3 次元の補正を実施し、歪みの改善を評価した報告であった。3 次元情報が必要となる放射線治療計画用 MR 画像については 3 次元補正が有効であると結論づけられており、シーケンスにもよるが 3 次元補正を使用することにより磁場中心から 150 mm 以内であれば 1.0 mm 以内、200 mm 以内であれば 1.5mm 以内の歪みになることが提示された。ラージ FOV の歪み評価については専用ファントムを使用した類似研究があるが、本研究の新規性は一般に流通しているファントムの位置を変更して取得した画像を合成することで評価領域を拡大するという方法論にある。今後は従来法(専用ファントムを用いる方法)と比較し、本法の有用性を示すことでラージ FOV の MR 画像の歪み評価の汎用化を目指してほしい。

207 AcurosXB の Dose to medium では CT 値から 6 個の物質に分類し、線量が計算される。本研究では CT 管電圧の変動により、物質分類境界近傍の CT 値が変化することにより生じる物質の割り当て誤認の割合と計算線量の差が評価された。結論としては JIS 規格の 10% 以内の管電圧変動では物質誤認の頻度は相当数あるが、誤認による線量差は小さいことが示された。CT 値－電子密度テーブルを利用した Dose to water の線量計算では、高密度物質が管電圧の変動に影響を受けるが、計算線量に与える影響は小さいとされている(状況によるの

で確認は必要と考える). 今回は Dose to medium を対象として, 管電圧の変動にともなう CT 値の変化に起因した物質誤認が線量計算精度に与える影響を評価したことに新規性がある. 今回の評価は, 照射野が 10 x 10 cm², エネルギーが 6 MV と限定されていたが, 他の条件も評価して論文化を進めてほしい.

208 Cone beam computed tomography (CBCT) を用いた線量計算の精度向上を目指し, リニアックモデルや相対電子密度変換曲線の違いが胸部領域の計算精度に与える影響を定量的に解析した報告であった. 治療計画用 CT によって得られた線量分布を基準としたときの CBCT の線量分布との相違をガンマ解析法にて評価された. パス率はリニアックモデルにより有意に異なることが示されたが, パス率には位置情報がないため, 誤差が出現している領域を特定できない問題がある. 線量プロファイルなどを併用して提示する必要があると感じる. CBCT を用いた線量計算の精度改善は多くの施設で望まれているため, 本研究を是非, 継続していただきたい.

安井 啓祐 (藤田保健衛生大学)

清水 秀年 (愛知県がんセンター中央病院)

治療計画 1 (演題 236-239)

236 全脳照射の治療計画をワンクリックで自動作成する機能を, 既存治療計画装置に実装するための検討であった. 本検討では CT 画像を取り込んだ状態からスタートし, ワンクリックで, CT 変換テーブル選択, 輪郭, 新プラン, 照射門, 分布作成までの実行のオートメーション化に取り組んだ. 全脳を囲った体積を三次元的に 2 cm 拡大し, その体積に対し MLC を形成した場合, 2 例で許容, 3 例で許容できない結果であった. 許容の判断は放射線腫瘍科医の判断を採用していた. 更に 1 cm 全脳体積を拡張することで, 機能向上の可能性を示した. 本検討は, 既に治療が行われた症例を用いており, 実治療に用いた全脳照射の計画を基準として, 本機能の評価を行ってはどうかと, 会場より意見が出された. それも, 有効な評価基準になりうると思われる. 働き方改革が叫ばれる今, 質と安全を維持した状態で, 医療スタッフの負担軽減に向けたワークフローの改善・自動化は非常に重要なテーマであると考えられる. 他部位や高精度照射への本技術の適応拡大も興味深く, 今後の更なる検討に期待したい.

237 複数個の脳転移腫瘍をシングルアイソセンタで定量的に照射できる新しい治療計画装置のコミッショニングに関する報告であった. 本報告では 5 mm 幅の MLC を実装したリニアックを対象とした検討であった. 標的サイズが 1 cm 直径未満では計画値と実測の誤差が大きくなることや, コーンに比べ MLC で半影が広がること, 三次元計測装置では仕様上, 検証が困難なことなどが示された. フィルムによるガンマ解析結果が示されたが, ターゲット単位の検証結果であり, 特にコミッショニング時に一度は, アイソセンタに対するタ

ーゲット毎の絶対位置の整合性評価を加味した分布検証を実施することが望ましいと感じた。本報告はコミショニングに対するものであったが、本ソフトウェアと 5 mm MLC 装置を組み合わせた場合の、臨床的な治療計画線量分布の検討も興味深い内容であり、引き続きの検討を期待したい。

加茂前 健 (名古屋大学医学部附属病院)

238 多発脳転移に対する SRS においては汎用型医療用加速器と MLC を用いた治療が一般的となり、近年単一アイソセンタによる治療が線量分布の改善、リスク臓器の線量低減、照射時間の短縮などの観点から注目されている。この研究では DCA (dynamic conformal arc) と VMAT (volumetric modulated arc therapy) を使用した 3 つの異なる計算プログラム(2 種類の治療計画装置)から得られた線量等の指標となるパラメータを比較している。ここで比較された条件においては DCA の GI (gradient index) における優位性が示されており PTV 線量 20Gy における脳の体積線量の比較においても DCA が低いことが示された。新しい技術が開発され選択が必要となっている現在、このような比較は有用と考えられる。この比較では計画方法毎のアーチ数が異なっておりプログラム毎の制約はあるであろうが同じ条件における比較も有用であろう。複数の腫瘍の大きさや位置の影響も考えられ、症例数を増やした検討や位置を考慮した研究等が期待される。

239 多発脳転移に対する汎用型医療用加速器と MLC を用いた単一アイソセンタによる SRT が使用されるようになり、アイソセンタから距離のある標的に対しての誤差の拡大が危惧されている。この発表では単一アイソセンタ VMAT における 2 つの標的の位置と回転量の誤差に対する標的の coverage を、四元数を用いた自作ソフトで解析している。患者の回転 3 軸位置誤差に対する線量分布の変化を検討することには意義があると考えられる。ここではシンプルな標的位置の設定での検討であったが、一つの回転軸のずれであっても 1° の変化で標的 coverage が 5~8% 低下することが示された。アイソセンタからの標的位置の変化や標的の大きさによっても評価が変化し、演者が述べたように標的の並進位置誤差の影響も考えると変数が多くなるが、総合的な評価が期待される。なお、会場から座標軸の認識に関する質問がなされた。発表では座標軸の定義を正確に示すことが重要である。

佐々木 浩二 (群馬県立県民健康科学大学大学院)

粒子線治療 (演題 240-245)

240 陽子線治療において頭頸部領域は、骨、軟部組織、空気、体表面、金属インプラントなどレンジの不確かさが大きい部位となる。患者位置照合として X 線による 2D-2D マッチングを利用する際、roll 方向はその回転量を 2D 画像間で直接計測できないため位置ずれ量を認識しづらい。本報告では、10 名の臨床画像を用い roll による回転セットアップエラーを -2 度から +2 度まで 1 度ステップで回転させ、照射方法の違いによるロバストネスへの影響

について報告された。照射方法は、Intensity Modulated Proton Therapy (以下 IMPT)における Worst Case Optimization (以下 WCO)の有無、及び Single-Field Uniform Dose(以下 SFUD)の 3 種類。評価指標は、PTV_D98%、D50%、D2%、CTV_D98%、Homogeneity Index(HI)、Conformity Index(以下 CI)。結果として IMPT(w/oWCO)と SFUD の比較では PTV_D50%、D2%と CI で有意差が見られ、IMPT(w/WCO)と SFUD 間では有意差は見られなかった。IMPT(w/WCO)は、SFUD 同様に roll の回転セットアップエラーに対しロバストな計画になり得る事が示唆されると報告された。IMPT は、不整形なターゲットに対し優位性がある反面、セットアップエラーに関して SFUD より影響が大きいと考えられる。今回、ターゲットに対する線量指標で評価されていたが、頭頸部領域では視神経、脳幹など重要臓器がターゲットへ隣接する事も多く、その影響についても引き続き検討をお願いしたい。

241 粒子線治療施設では、呼吸性移動のある部位に対し呼吸同期照射法が広く運用されている。患者の呼吸は、千差万別で人により、日により変化するためその再現性は重要な課題である。本報告は、ゲート用呼吸同期装置とは別に補助的に呼吸コーチング装置である Abches ET を利用し、患者は自身の呼吸を観察しながら治療を受ける事でどのような影響(効果)があるのか？線量分布に影響する因子とゲート幅決定方法について検討された。結果として照射時間は、Abches ET を使用する事で最大約 40%の短縮が見られ、呼吸動体ファントムを使用した絶対線量及び線量分布(3%/3mm)では相違が見られなかった。また、線量分布に影響する因子として振幅を小さく、ゲート幅を狭くすると γ 解析パス率は向上する傾向が見られたが Breaths per minute(以下 BPM)については傾向が見られなかった。これらのデータから多変量解析(判別分析法)を用い、ゲート幅算出式を求めたと報告された。BPM の影響については、評価クライテリア(3%/3mm)が影響している可能性があるため、直接ガンマ値を比較した評価をお願いしたい。本報告のようにゲート幅算出式を用いてゲート幅を決定している施設は少なく、今後臨床治療での運用について追加報告をお願いしたい。

242 粒子線治療施設では、ほとんどの場合、加速器は 1 台であり、複数の治療室があっても同時に治療照射はできない。位置決めが終了したとしても他室で治療ビームを使用していればビーム待ち時間が発生する事になる。本報告は、粒子線治療の保険適応拡大により治療数が増加傾向にある事から治療室 2 室から 3 室稼働に伴い、待ち行列理論である M/M/1 モデルを用い、これまでの 2 室稼働の実績値より患者待ち時間を解析し、3 室稼働時の運用効率について検討された。2 室稼働の実績と M/M/1 モデルによるシミュレーションの結果待ち時間の差は、約 3%で有意差は見られなかった。待ち時間は、時間当たりの照射件数(λ)や呼吸同期照射の割合(Rp)が多くなるほど待ち時間が延長した。2 室のシミュレーション結果から 3 室稼働の検証を行い、待ち時間を 5 分以下にするためには、時間当たりの照射件数を 12 件以内、呼吸同期照射の割合を 50%以下にする事が報告された。実臨床では、技師の照射前患者アセスメントでビーム要求を調整する事や、絶食処置などで治療時刻を制限す

る事など、M/M/1 モデルで仮定したポアソン分布になるとは限らない点ではこのモデルの扱いに注意が必要だと考える。今後、3 室運用が始まり、今回のシミュレーションとの比較結果を報告して頂きたい。

243 近年、スポットスキヤニングを用いた陽子線治療の普及が進んでいるが、スポットスキヤニングではスポット位置の精度管理が非常に重要であり、日常的に実施可能な精度管理手法を確立することが必要要件とされている。本研究ではスポット位置を常時監視する役割を担っているノズル内に搭載されているスポットポジションモニタの健全性をフィルムに照射した結果と比較することで検証している。異なる 3 エネルギーのビームにおいて検証した結果、位置誤差は評価した全てのポイントにおいてトレランス以内にあることが確認できたが、特に最小エネルギーである 71.6 MeV においてバラツキが目立つ傾向にあったとのことであった。この原因としてはビーム調整を高エネルギー側で実施していることや低エネルギーではスポット径が大きくなり、ガウスフィッティングの精度自体が低下している可能性が考えられるとのことであった。今後、ログファイルベースの QA が進んでいくと予想されるが、ログファイル自体の精度管理を定期的実施し、不変性を評価していくことが重要であることを再認識させられる内容であった。

244 陽子線治療は、世界的に普及が進んできてはいるものの、照射系の仕様などはまだ標準化には至っておらず、QA 手法やツールについても施設毎の検討が必要とされる部分も少なくないのが実情である。国内においては関連学会より『粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン』が示されているが、具体的手法までは明記されておらず、先行施設からの報告などを参照にして施設毎に実行可能な手法を検討する必要がある。とりわけ QA 手法の中でも始業前に実施する daily QA は、限られた時間内に効率的に実施する必要があることから、工夫を要する項目の一つとされている。本報告では単一のツールとして 2 次元検出器を効果的に活用することにより daily ベースで必要とされる QA 項目を一通り網羅する手法を考案するとともにその初期検証結果について報告している。daily ベースで必要とされる位置照合も含めたメカニカル系と出力系の精度検証を限られた時間の中でスムーズに実施できる方法であり、大変参考になるものであった。

245 陽子線は飛程を有するため、位置誤差に伴う線量分布への影響が無視できない。生理的な動きを伴う治療部位においてはフィデューシャルマーカを指標としたセットアップ(マーカセットアップ)が行なわれることがあるが、陽子線治療では空間的な位置精度に加えてビームがパスする経路上の密度変化についても考慮しなければならない。マーカセットアップが用いられる代表的な治療部位としては前立腺があり、本報告では実臨床で得られたマーカセットアップの位置補正量に基づき、ソフトウェア上で非剛体レジストレーションを活用することで実際の合算線量評価を実施している。その結果、単回で見るとビーム経路上

の大腿骨頭のパスの仕方が変化したことに伴う飛程変化により、CTV の線量カバレッジが低下したケースが認められたが、全治療コースを通じた合算評価では目立った変化はないことが確認できたとのことであった。今後、線量分割の寡分割化がさらに進むことを踏まえるとやはりマーカセットアップだけでは不十分であり、依然として直腸、膀胱への適切な前処置を行い、再現性を高める努力が求められることを再認識させられる内容であった。

矢能 稔啓 (兵庫県立粒子線医療センター)

加藤 貴弘 (福島県立医科大学)

新技術 (演題 246-251)

246 前立腺癌の放射線治療においてハイドロゲルスぺーサを挿入した際の直腸線量の低減率を 5 種の照射法(モダリティ)毎に検討した報告である。照射法は、3D-CRT, VMAT, Tomotherapy, CyberKnife, Proton である。スぺーサを挿入した場合としない場合で治療計画用 CT を撮影し、治療計画装置上で同等のプランを作成した際の直腸線量の変化率を算出している。対象は 10 症例であった。スぺーサを挿入することにより、すべての照射法で直腸線量の低減が認められた結果であった。

同一の処方線量や線量制約、マージンで立案されたプランにおいて、前立腺と直腸の間にゲルスぺーサを挿入することによる直腸線量減少は容易に想定できる結果である。リミテーションでも述べられていたように、今後は、従来法と同等の直腸線量を維持したままで前立腺へ線量集中性を高めた照射法の実現や IMRT など高精度照射と同等のコンベンショナルな照射法の実現に向けて更なる検証を進めてもらいたい。また、併せて有害事象の発生確率に変化がないかの報告を期待したい。IMRT や IMPT など高精度照射が実施できない施設には有益な情報となると考える。

247 前立腺癌の陽子線治療においてゲルスぺーサを挿入した際の直腸線量の低減を検討した報告である。本報告では低・中・高リスク群に分類される前立腺癌患者を各 5 名、計 15 名を対象とした。スぺーサを挿入した場合としない場合で治療計画用 CT を撮影し、治療計画装置上で同等のプランを作成した際の直腸の DVH パラメータを比較・評価している。リスク群に依存することなく、ゲルスぺーサ挿入により概ね直腸線量を低減することが出来た結果であった。しかし、直腸の最大線量においては大きな変化が認められなかったと述べていた。この原因として、術者のゲルスぺーサ留置位置が最適ではなかった事を考察していたことから、術者の熟練度を高めるための定期的な講習や実技練習の必要性を感じた。

会場からは、CTCAE における Grade 3 以上の重篤な直腸の有害事象が発生していない従来の照射法で、様々なリスクが想定されるゲル挿入を積極的に実施する理由・メリットはないのではないかと問う質問があった。今回の報告では直腸線量の低減がどの程度か検討したところで終わっていたが、今後は、今回得られたゲル挿入による直腸線量の低減率の定量的な結果から、従来法よりも最適な照射法の開発やマージンの再考に関する検討等を進め

て頂きたい。治療成績の向上などゲルスペーサの更なる有用性を示すことにつながる検討結果が得られることを期待する。

248 骨の媒質線量を直接的に測定するための骨等価ポリマーゲル線量計の開発に向けた基礎的検討の報告であった。iPAGAT ポリマーゲル線量計に添加する骨の主成分であるリン酸水素カルシウム二水和物(CHPD)の濃度はモンテカルロシミュレーション(PHITS)の結果から 3 mol/L がもっとも骨の組成と類似している結果が得られた。この 3 mol/L 添加した骨等価ポリマーゲル線量計を実際に使用し、LINAC により 0~10 Gy 相当の線量を段階的に照射し、MRI により R2 値を取得することで R2-線量応答特性を得た。その結果として、線量計の感度域は 0~6 Gy 程度であることが分かり、骨等価ポリマーゲル線量計の実現可能性が示唆された内容であった。

治療計画装置において媒質線量(Dose to Medium)を求める計算アルゴリズムの使用が一般的となった現在、媒質等価ゲル線量計の開発・使用の実現は非常に有益であると考え。今回の検討では、骨組織と絶対線量を比較する結果までは得られなかったようだが、今後開発を進めるためには、骨等価ゲル線量計による絶対線量の測定精度の評価が必要となると考える。さらに、ゲル線量計の高い再現性の実現、大量生産に向けた検討などが必要となることが予想されるため、今後も引き続き検討して頂きたい。

249 ゲル線量計研究の多くをポリマーゲルが占める中、本演題は色素ゲルを用いて Optical-CT(OCT)により脳定位照射の線量分布を評価するという報告であった。ポリマーゲル線量計は一般的に MRI による計測を行うため、利便性の面においてハードルが高いという問題がある。色素ゲルに用いられる OCT の開発・改良は、より簡便に線量分布が取得できるため有効であり、今後期待される技術である。本報告の OCT は簡易型のプロトタイプであったが、可視光の有効波長域に限定して解析するなど、受光側の制御と光量バランスまで良く考慮されているシステムと思われた。SRS という限定した領域の検証であるが良好な線量の一致が得られており、将来の臨床利用に期待がもたれる内容であった。しかし問題点として、OCT では屈折や散乱光によるエラーが発生する。特に大型試料においてはゲルを封入するバイアル自体の散乱、再構成法に用いている Feld-kamp 特有の頭尾方向に発生するアーチファクトの問題など、解決すべき項目は多く、演者もその点を指摘していた。現状のシステムのアーチファクトを除去するためにも、未照射バイアルを SCAN した画像を試料画像から減算することで更に改善が図れるとの報告もあるので、試行して頂けると良いと思われる。是非、様々な検証が可能なシステムになるように研究継続していただくことを期待する。

250 本来は一つの照射野であるビームに対して、減衰板を加えた 4 つのビームに変更してから合算することで、浅い部分の有効治療領域を拡大させる手法を検討した報告であった。電子線の深部線量変化は、時として臨床で求める適切な深度に合わせる事が困難な状況

に対することもある。ボラスを使わずに浅部線量を確保しつつ深部線量を下げることが検討されており、興味深い内容であった。あえて内容説明を追加するのであれば、この報告は“減衰板による強度変調”というよりも“減速板による線質変調”と表現するテクニックに近いと思われる。興味深い報告であるが、PDDの変化が改善できていてFilm測定と概ね一致するだけでは、少々説得力に欠ける部分が残ると思われた。PDD測定において小型の円筒形空洞電離箱を使用することは否定されていないが、擾乱補正係数を得るための並行平板型電離箱との比較検討も必要であり、その点は言及されていなかった。検証した照射野サイズの場合、半導体であれば擾乱補正係数は0.5%以下になるとの報告もある。線量計の選択を再検討することも必要ではないかと思われた。またGaf-Chromic Filmの検証も行われているが、ビーム軸に対して垂直な配置となっている。銀塩Filmと違って水等価とは言われるが、測定線質が電子線だけにビーム軸とFilm軸を合わせた照射では阻止能の問題を完全に無視することは難しい。少しだけFilmをビーム軸から傾けて検証されると良いと思われた。いずれにせよ、センシティブな測定であり、測定方法の見直しを含めて再度検討いただく必要があると考えられる。アイデア実現にむけて考えると、治療計画装置への実装やPatient QA方法も大きな課題と考えられるが、是非、継続研究頂きたいと思われた。

251 2次元線量分布の線量不確定性(DUP)の原理として、演者はIMRTの各セグメントにおける位置再現性の不確かさと γ 解析の相関を研究報告されている。 γ パス率と線量差に良好な相関が得られたと報告しており、今回はこの手法を3次元に展開することで線量分布の再現性を予測するモデルを開発した報告であった。2次元の場合と同様に良好な結果を示すことが出来たとの結論であり、この研究の将来像に対して大きな期待が持たれた。メーカーが開発した機能の応用研究では無く、ユーザーが得ることが出来る範囲の装置情報を元にした研究である。個人的には、この様に試行錯誤して得られたIn Houseなアプリや研究にはとても興味や好感がある。今後の展開で気になる点としては、DUPの理論がMLCなどの駆動系の不確かさを基準に考えられている事である。 γ -Indexでは線量差と位置誤差の両方を内包した評価値として使われているものである。位置の不確かさから算出するため、結果の比較パラメータがDoseになるのは仕方ないが、そのDoseにも不確かさが存在すると考えられる。 γ -Indexでの評価を行うならば、逆にMLCなどの稼働部は完全再現性を持っていると仮定して、出力変動の不確かさから出した不確定性の結果と相乗評価する事を検討されてみては如何かと考えた。プラン検証は高精度治療を実施するのに避けられない業務であり、その比重は大きい。検証後に起き得る再プランを回避できることや、プラン検証自体を簡略化できる可能性があるだけに、今後も継続研究頂きたい。

根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

小島 礼慎 (金沢大学附属病院)

治療計画 4 (演題 422-426)

422 前立腺癌に対する異なる線量分割の生物学的効果を反映した線量指標である BED を用いて、線量分割の違いが CTV 及び直腸に対する線量分布の堅牢性に与える影響を検討した内容であった。治療回数と総線量を減らして 1 回線量を増やす寡分割照射法は、生物学的な線量が増加するため、通常分割照射法の物理線量分布と異なり線量評価が強く望まれている。本報告は、前立腺癌に対する IMRT を寡分割照射法と通常分割照射法を立案し、BED を用いた生物学的線量分布を作成し CTV の D98%, 直腸の V40Gy・V60Gy・V70Gy のアイソセンタからの距離で堅牢性の評価を行っている。CTV の堅牢性は低下したが、直腸の堅牢性は向上した結果が得られたとのことであった。分割回数が減ることで $\alpha\beta$ 曲線の特性上、 $\alpha\beta$ 値及びスケジュールによって結果が異なるため注意が必要であるとのことであった。線量分割による生物学的線量評価は寡分割照射法にとって重要なテーマであることから続報を期待したい。

423 トモセラピーを用いた全身照射の検討を、トモヘリカルとトモダイレクト(異なる門数)の線量評価指標の関係性について検討した内容であった。全身照射は造血幹細胞移植の前処置として行われる非常に重要な治療法であり、全身に均一な線量を投与するため現在様々な照射法が行われている。本報告は、全身照射治療計画をトモヘリカルとトモダイレクト(2-12 門)で立案し、線量指標(PTV・肺・腎臓)と照射時間について比較を行っている。12 門を用いたトモダイレクトはトモヘリカルで生じた縞状の線量分布を改善しつつ、尚且つ線量均一性も良好な結果を示し、リスク臓器の線量が低減した結果が得られたとのことであった。また、照射時間及び計画立案時間の増加が僅かであることから、全身照射法として有用であり大変参考になった。

424 単純閾値法により得られた体積パラメータを用いた、選択的閾値法による生物学的標的体積の抽出精度について検討した内容であった。高精度放射線治療の普及に伴い、正確な標的体積の輪郭入力が必要であるが、輪郭入力者による個人差が生じているのが実情である。本報告は、PET 画像の SUV 閾値を用いた自動標的体積の輪郭入力に要する体積パラメータを単純閾値法と先行研究方法で算出した値を用いて検討を行っている。選択的閾値法において初期体積の算出には閾値 41%、収集時間 3 分以上が先行研究より小さな腫瘍体積において良好な結果が得られたとのことであった。腫瘍形状・不均一集積・再構成方法など様々な異なる検討課題もあるが、正確且つ的確な標的体積の輪郭入力は重要なテーマであることから続報を期待したい。

425 この演題は、乳がん切除術後放射線療法に関する、胸壁および鎖骨上窩に対する照射野のつなぎに関する研究報告である。1つのアイソセンタによるハーフフィールドで作成した両治療計画では、照射しない方の照射野を MLC で閉じているため、ビーム加速方向に対し

て直行する Cross line 方向に動く MLC の, Tongue & Groove(T&G)効果により, つなぎ目線量が低下するとの過去の報告に対する改善方法について検討された. その結果, MLC 幅 5 mm(1 枚分)の MLC を開くことによって-23.5%から-27.4%あった線量低下が, 1.7%から 8.3%へと改善され線量均一性も向上した. 治療計画装置では正確に T&G 効果の線量分布が表現できないため, 臨床的に非常に簡便で有用な方法である. しかし, メインコリメータである JAW ではなく, MLC を用いてハーフフィールドを作成していることに関して疑問を有するとの意見があった. 引き続き検討報告を期待する.

426 この演題は, 肺に対する体幹部定位照射の分割回数と放射線生物学的な効果を考慮したマージンサイズの検討である. $\alpha/\beta=10$ Gy とし $BED=120$ Gy の処方線量における治療計画にて検討された. CTV の 98%に処方線量の 95%が投与されるための dosimetric margin を fractional margin factor を用いて, 分割回数による最適なマージンサイズを検討された. その結果, 同じ BED の場合, 分割回数によってマージンサイズを変化することができ, 分割回数が多いほどマージンサイズを小さくできるという報告であった. BED からマージンサイズの検討を行ったこの報告は, 非常に興味深い研究であり, 肺癌組織の違い(扁平上皮癌, 腺がん, spicule の有無), 他の部位についても検討をお願いしたい.

岡 善隆 (福島県立医科大学附属病院)

川守田 龍 (多根総合病院)

その他 (演題 427-430)

427 皮下埋め込み型ポートの存在による X 線照射における線量分布の変化を調査した研究である. 治療計画では, 可能な限り体内に埋め込まれたポートやその他金属など, 線量計算に不確かさを増大させるような部分を避けるように計画を立てる. しかしながら, 計画によっては照射野からこれらの物体を避けることが困難な場合もあり, その際は, 線量計算の不確かさを考慮に入れて計画を立てる必要がある. この調査ではポートの種類の違いによってどの程度線量分布に影響が出るかを調査したものである. 現在臨床で使用されているポートは金属やプラスチック製のものなど様々あり, ポート内部の部品構成の種類・材質・厚みの違いによって, 線量分布への影響が異なることが, 本調査によって明らかになった. これらの調査は, 投与される線量の不確かさを見積もる上で有用な調査であり, 今後新しい材質や厚みの異なるポートが現れたときの一つの指標になると考えられる.

428 固形癌に対する治療効果判定には, 通常 RECIST (Response Evaluation Criteria in Solid Tumors)が使用されるが, 本調査では, PET 画像を使用した PERCIST の有効性を調査したものである. PET 画像で描出された固形癌部分をソフトウェア的に検出するため, 検出される範囲がソフトウェアによる検出能, 特に空間分解能に依存されるという調査結果であった. ソフトウェアは, げんざいも開発途上であり, 調査の結果としては不十分な印象を受けた

が、PET 検査は腫瘍の検出感度が非常に高いために、訓間分解能の問題や、ソフトウェアの検出能・腫瘍の描出能が向上すれば、治療効果判定の一つとして非常に有効な手段となりえる。今後のソフトウェア開発に期待したい。

429 放射線治療装置の出力線量評価において、二次元線量計測が可能な熱蛍光スラブ線量計(TLSD)の有用性を示すために、TLSD の外部環境による影響を調査した研究である。検討内容としては、TLSD の保管温度と輸送時の衝撃について、各々が出力値に及ぼす影響を評価している。保管温度に関しては、19°C~20°Cと 17°C~30°Cを比較し、出力値の差は0.3%であった。輸送時の衝撃に関しては、人の手作業の輸送とリアカー及び車両の輸送を比較し、その差は 0.5%であったと報告している。以上の結果より、今回の検討項目による出力値への影響は少ないと結論付けている。従来の治療装置の第三者評価は、ガラス線量計などを用いた点線量で評価するものが多いが、この TLSD では二次元線量計測が可能であり、得られるデータ量は多くなり、有益であると考え。今後は、TLSD を用いた第三者評価の確立に向けて、CMOS カメラ等の読み取り装置も含めた、線量計システム全体の不確かさを明らかにしていただきたい。

430 MRI 一体型放射線治療装置(MRIIdian)において、電離箱線量測定中の MRI 撮像の有無が測定値に与える影響について検討した報告である。また、測定ケーブルの配置形状の違い(直線とロールアップ)において、MRI 撮像の有無がバックグラウンド値に与える影響についても検討している。測定値は、MRI 撮像の有無により、0.02%の違いが生じ、撮像中の測定値の方が高かった。そして、ケーブルの配置形状の違いによるバックグラウンド値には有意差が無かったと報告している。MRI 撮像の有無により、測定値に差が生じたが、これは測定精度以下の違いであり、その影響は少ないと結論付けている。日本において、MRI 一体型放射線治療装置が導入されている施設は少なく、今後導入する施設において、参考になる検討であると考え。さらに、迎撃照射の精度検証の際には、MRI 撮像中の測定が求められ、今回の検討は有用であると考え。

下郷 智弘 (岐阜医療科学大学)
矢田 隆一 (神戸大学医学部附属病院)

第 52 回放射線治療セミナー（座学コース）を終えて

放射線治療部会 林 直樹（藤田医科大学医療科学部）

第 52 回放射線治療セミナーは 2019 年 7 月 27 日に名古屋市立大学にて開催されました。今回のセミナーのテーマは「高精度放射線治療を支える技術」であり、前半は画像誘導放射線治療の概要からその品質管理に至るまで、後半は中部地域での高精度照射を実施している施設からの臨床の実際に関する内容の 2 部構成でありました。放射線技術学叢書の著者や東海地区と関西地区で活躍されている先生をお招きし、講演をさせていただきました。当日は台風の襲来が迫り、一部では交通機関の乱れもある中で開催が危ぶまれましたが、名古屋市立大学は名古屋駅から地下鉄一本で移動ができるという立地の良さが一助となり、大きな混乱もなく参加者の方が会場に到着できたように感じます。このような背景もあり、当日は突然のプログラムの変更などが余儀なくされましたが、講師の先生や参加者の熱い志も相まって、総勢 110 名の参加者をもって成功裡にセミナーを終えることができました。当日は名古屋市立大学のスタッフの皆様や地域の研究会の皆様がスタッフを務めてくださり、昼食時や悪天候の中での移動時などに臨機応変に対応してくださいました。この場をお借りして皆様に厚く御礼を申し上げます。セミナーの終了後に一部の参加者の方に参加証明書の発行不備が確認されました。ご不便をおかけしたこと、深くお詫び申し上げます。

【第 52 回放射線治療セミナー(座学コース)の概要】

日 時：2019 年 7 月 27 日（土） 9：30（受付開始）～ 16：50（終了）

会 場：名古屋市立大学 医学研究科・医学部研究棟 11 階 講義室 A

〒467-8602 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1 番地

参加人数：110 名（最終参加人数）

内 容：高精度放射線治療を支える技術

- | | | |
|-------------------------|------------|-------|
| 1. IGRT 概論 | 都島放射線クリニック | 辰己 大作 |
| 2. IGRT における治療計画 | 多根総合病院 | 久保 和輝 |
| 3. IGRT に必要な品質管理 | 藤田医科大学病院 | 齊藤 泰紀 |
| 4. IGRT の被曝管理 | 浜松医科大学病院 | 坂本 昌隆 |
| 5. 体表面監視による照射技術 | 聖隷浜松病院 | 齋藤 龍典 |
| 6. 陽子線治療の照射技術 | 藤田医科大学 | 安井 啓祐 |
| 7. ロボットアーム式リニアックによる照射技術 | トヨタ記念病院 | 鈴木 淳司 |
| 8. 持続回転型リニアックによる照射技術 | 名古屋市立大学病院 | 土屋 貴裕 |



セミナーの会場となった名古屋市立大学の会場と講義室

第 52 回放射線治療部会セミナー（座学コース）に参加して

聖隷浜松病院 上島 佑介



この度、2019年7月27日（土）に名古屋市立大学にて開催されました第52回放射線治療セミナー（座学コース）に参加いたしました。

本講習会は「高精度放射線治療を支える技術」という主題のもと、「IGRT、体表面監視（SGRT）に関する技術」から「陽子線治療装置、特殊な放射線治療装置に関する技術」まで、多面的な講義内容となっていました。

私が本講習会に参加した目的は次の通りです。

- ・ 臨床経験が1年と浅いため、放射線治療に関する基礎知識を学びたい
- ・ 日常業務の中で、文献に基づくエビデンスが弱いことに気付いたため、最新の文献やガイドラインの情報を得たい（昔からの品質管理や撮影条件が、今でも最適であるか疑問に思うことがありました。）
- ・ 当院はIGRT、特にCBCTとSGRTの使用頻度が高いため、他施設やガイドラインと比較して、品質管理や線量管理が十分実施されているかを知りたい

講習会を終えた現在、いずれの目的に対しても明確な収穫を得ることができ、とても有意義な講習会であったと感じています。

IGRT関連の講演では、診療報酬やガイドラインでの定義、位置誤差の分類、マージンの考え方等の基本事項から、治療計画への影響、品質管理の各種項目、被ばく線量の評価方法まで多岐に渡り解説いただきました。日頃の業務で疑問に感じていたマージン設定や品質管理の原理について、ガイドラインを咀嚼しながら説明いただき、なるほどなあと深く納得しました。また、浜松医科大学医学部附属病院の坂本先生によるIGRT被ばく管理についての講演は、近年注目を集めている話題であり、様々な計測手法を提示いただきました。当院では、ファーマ形電離箱線量計と頭部を模擬した水等価ファントムを用いた線量評価を実施しており、この手法を長年踏襲してきました。しかし、学会誌にて不確かさがより低い手法が提案されていることを紹介いただき、現状に慢心していたことを内省し、より良い手法を検討する契機となりました。特殊な放射線治療装置、特にトヨタ記念病院の鈴木先生によるロボットアーム式リニアックについての講演では、汎用リニアックとは異なるAdaptiveなIGRTが実装されていることを学び、高精度放射線治療を支える技術力の高さと発展性に、益々関心が高まりました。

最後に、本講習会を企画、運営いただきました講師およびスタッフの皆様にご感謝申し上げます。今後もこのような有益な講習会に参加し、自身また自施設の知識技術の向上に努めて参ります。

—地域・職域研究会紹介—

放射線治療あすなる会の紹介

みやぎ県南中核病院 渡邊 暁

2016年に東北7県（含む新潟県）を中心に“放射線治療あすなる会”を発足しました。各県にそれぞれの研究会があり活動していますが、近年この地域において広域を対象とした研究会の活動が滞っていたため、地域の輪を活性化するために会を立ち上げました。参加者全員が自由に意見交換をし、放射線治療に興味を持って頂く場を提供することを第一に運営しています。放射線治療あすなる会は放射線治療技術、臨床、診断、医療情報、関係法規など様々な分野の知識を総合的に習得することを目的とし開催しています。現在までMRI、CT、医療情報、AIおよび接遇等のエキスパートにご講演頂きました。また、第1回東北大学神宮教授、第2回岩手医科大学有賀教授、第3回山形大学根本教授、第4回福島医科大学鈴木教授に最新の放射線治療についてご教授頂きました。本年の開催では各機器メーカーから今後の動向について非常に興味深い内容を提示して頂きました。現在は座学を年に一度開催していますが、今年度放射線治療あすなる会“特殊治療部会”を立ち上げ知識、情報の提供および新規導入に向けてのバックアップ等も行っていく予定です。今後とも様々な小部会を立ち上げ、多くの参加者があすなる会に関わりを持てる環境を整備していきたいと考えています。第1回、2回、3回は仙台にて開催し200名、本年は初めて開催場所を福島に移し160名の参加を頂きました。当会は参加対象地域を限定していないため、毎年、茨城、埼玉、栃木など他地域からも参加いただいております。また、一昨年からは茨城から3施設あすなる会に御協力頂いております。皆様のご参加お待ちしております。詳細はHP (<https://rad-asunaro.jimdo.com/>)にてご確認いただければ幸いです。当会は終了後情報交換会を自由参加で行っていますが毎回100名を超えているのも特徴の一つです。ディスカッションあり、笑いありのほのぼのとした会も楽しんでいただければと思っています。発足して4年、まだまだ産声を上げたばかりの会ですが臨床の場において皆さんが活躍できるように少しでもお力添えできるよう世話人一同努力していきますので今後ともご協力の程よろしく願いいたします。

【世話人】

| | | | |
|-----|-------|------------------|------------|
| 宮城県 | 渡邊 暁 | みやぎ県南中核病院 | (代表) |
| 新潟県 | 大坂 暁胤 | 新潟県立中央病院 | (副代表) |
| 青森県 | 駒井 史雄 | 弘前大学医学部附属病院 | |
| 秋田県 | 菅原 康紘 | JA 秋田厚生連由利組合総合病院 | |
| 岩手県 | 鎌田 健一 | 岩手県立中央病院 | |
| 山形県 | 鈴木 幸司 | 山形大学医学部附属病院 | (運営アドバイザー) |
| 福島県 | 岡 善隆 | 福島県立医科大学附属病院 | |

【世話人補佐】

| | | | |
|-----|-------|-------------|--|
| 青森県 | 相馬 誠 | 弘前大学医学部附属病院 | |
| 秋田県 | 斎藤 智彦 | 秋田大学医学部附属病院 | |
| 岩手県 | 土屋 匠 | 岩手医科大学附属病院 | |
| 宮城県 | 佐藤 正美 | 仙台市立病院 | |
| 山形県 | 水谷 康朗 | 山形大学医学部附属病院 | |
| 福島県 | 星野 勝 | 北福島医療センター | |
| 新潟県 | 棚邊 哲史 | 新潟大学医歯学総合病院 | |



世界の論文シリーズ

Comparison of three commercial dosimetric systems in detecting clinically significant VMAT delivery errors

3種類の線量検証システムを用いた VMAT デリバリー時におけるエラー検出の比較

Sankar Arumugam, Aitang Xing, Tony Young, David Thwaites, Lois Holloway
Physica Medica 32 (2016) 1238-1244

1. Introduction

VMAT 特有の治療前線量検証は、線量投与の正確性を保証するため、一連の治療に不可欠なものである。線量検証システムは、ビーム入射角度に依存がなく、高い空間解像度を持った多次元の線量情報を提供できるものが要求される。

理想的な線量検証システムは、解像度の高い3次元的空间情報を有するものである。近年、電子的な線量検出システムにおける検出器の素子の配置は、大きく異なっている：線量検証システムは、静止もしくは回転可能である 2D の平面検出器、2方向に配置された 2D 検出器、シリンダー状ファントムの環状平面に螺旋状に配置したもの等がある。

本研究の目的は、3つの市販線量検証システム(Delta4, Multicube, Octavius 4D)における VMAT に固有なデリバリーエラーを検出する能力を調査する事である。

2. Material and methods

VMAT 計画は、Pinnacle v9.8 から利用可能な最適化ツールである SmartArc を使用された。光子線モデルは、Electa-Synergy(リニアック)の 6MV が使われている。全ての計画の線量計算は、 $2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{mm}^3$ のボクセルサイズであった。線量計算アルゴリズムには、Adaptive Convolution が使用された。

測定対象は、14 の VMAT 計画(内訳：前立腺 7 計画と頭頸部 7 計画)が選択された。計画の詳細は Table 1 に示す。

Table 1
Some of the important characteristics of the VMAT plans considered.

| Parameter | Parameter value | |
|--------------------------|-----------------|------------|
| | Prostate plans | H&N plans |
| Arc length | 240°-352° | 352° |
| Coll angle | 10° | 10° |
| Mean (σ)LT-MSCV | 0.4(0.035) | 0.07(0.05) |

以下の3つのタイプのエラーについて、オリジナルの計画に意図的に考慮した。

1. MLC 位置が系統的にオフセットする事を想定したガントリ角度に非依存である MLC シフトエラー($\pm 1\text{mm} \sim \pm 5\text{mm}$)
2. ガントリ角度による MLC 位置のたわみを想定したガントリ角度に依存した MLC エラー (1mm~5mm)
3. ガントリ角度による出力変動を想定したガントリ角度に依存した線量エラー(0~10%)

前立腺の治療計画は、PTV の D95%、直腸の V60Gy と膀胱の D50Gy で評価された。同様に頭頸部治療計画は、HD-PTV における D95%、LD-PTV における D95%、そして脊髄の D2cc へ投与された最大線量で評価された。

線量検証システムは、Delta4, Matrixx^{Evolution} with MultiCube, Octavius 4D 729 を用い、それぞれのエラー検出能が評価された。これらのシステムの特徴等を Table 2 に示す。

解析方法は、線量検証システムによる測定値と TPS で計算された線量における 2 mm/2% を基準とする γ 解析によって比較された。各々の検出器において、PTV の平均線量の 10% 未満の線量マトリクス成分に関しては、分析には考慮されていない。前立腺と頭頸部の治療計画において、各々の線量検証システムによって検出された最小のエラーは、エラーなしとエラーあり計画の γ パス率の対をなすデータ間で Wilcoxon signed-rank test で実施された。各々のエラーの最小値のデータが、仮にテスト統計でエラーなしとエラーあり計画の γ パス率の間で統計的な有意差(P<0.05)が示唆されるならば、線量検証システムによってデリバリーエラーが検出されたという事が考えられる。また、各々の条件においてエラーなし計画と比較した場合の相対感度もグラフ化して比較する。

Table 2
The key physical characteristics and measured dose matrix of the dosimetric systems considered in the study.

| Detector systems characteristics | Detector system | | |
|--|---|------------------------------------|--|
| | Delta4 | Multicube | Octavius4D |
| Number of detector elements and their type and arrangement | 1069 diode detectors Orthogonal planes | 1020 ion chambers Coronal plane | 729 ion chambers 2D array in rotating phantom |
| Detector size | 0.78 mm ² | 4.5 mm ϕ and 5 mm height | 5 mm \times 5 mm \times 5 mm |
| Detector pitch | 5 mm at central 6 \times 6 cm ² and 10 mm outer 20 \times 20 cm ² | 7.62 mm | 10 mm |
| Detector inactive region | 5 mm at central 6 \times 6 cm ² and 10 mm outer 20 \times 20 cm ² | 3.1 mm | 5 mm |
| Final dose matrix | Orthogonal planes (with the option of 3D dose matrix) | Coronal plane | 3D dose matrix |

3. Results

3. 1 Impact of introduced errors on dose-volume metrics

Figs. 1, 2 にあるように、前立腺と頭頸部計画の両方とも、MLC エラーによって PTV の D95% は線量が減少していた。線量減少はエラーの大きさに比例していた。ガントリ角度依存におけるデリバリーエラーの中では、頭頸部において小さな変化が観測されたのに対して、前立腺における PTV の D95% はエラーによってあまり影響を及ぼさなかった。

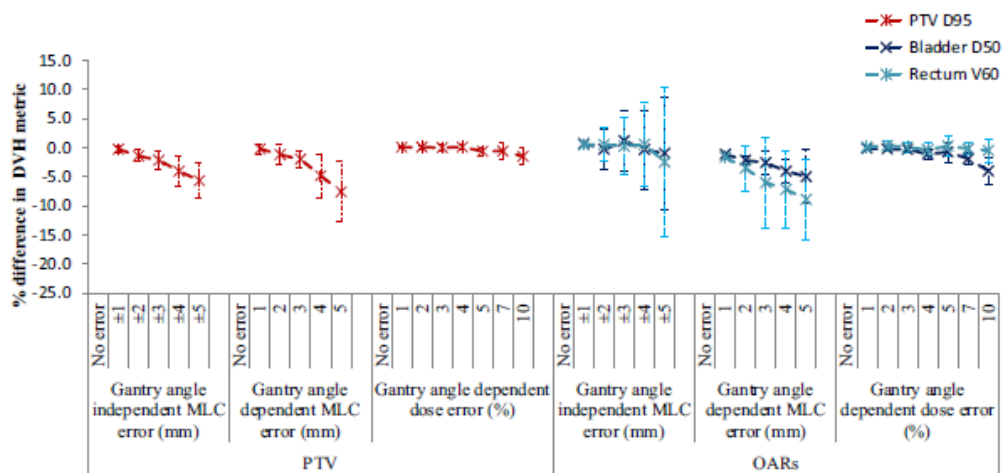


Fig. 1. The mean (σ) percentage change in PTV D95, Rectum V60 and Bladder D50 for the studied error scenarios in Prostate VMAT plans.

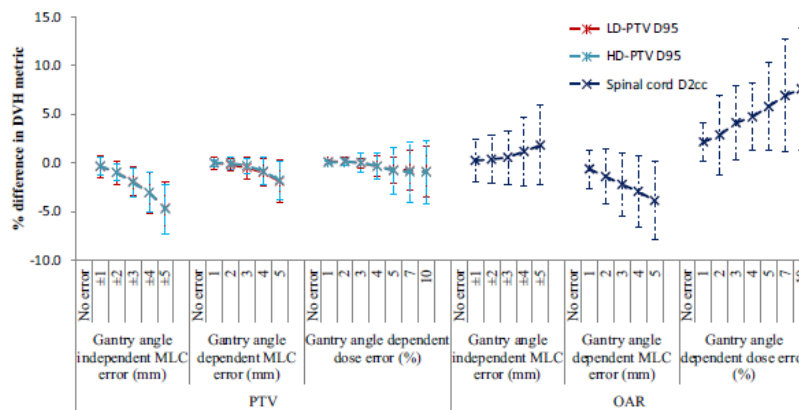


Fig. 2. The mean (σ) percentage change in D95 of High dose PTV (HD-PTV), Low dose PTV (LD-PTV), and Spinal cord D2cc for the studied error scenarios in Head and Neck VMAT plans.

3. 2 Change in gamma pass rate with errors

Figs. 3-5 にあるように、MLC エラーは、ガントリー角依存、非依存の両方ともに(付与した)MLC エラーの増加に従い、前立腺と頭頸部計画の両方とも、エラーなし計画と比較し、全ての検出器の γ パス率が減少した。ガントリ角に依存した線量エラーにおいて、前立腺計

画では、Multicube システムの γ パス率は、エラーなし計画のパス率と比較し、最小の変化であった(10%の線量エラーの所で、4%の減少)。頭頸部計画では、全ての検出器のパス率において、ガントリ角依存線量エラーが増加するのに伴い、減少した(Fig. 5)。

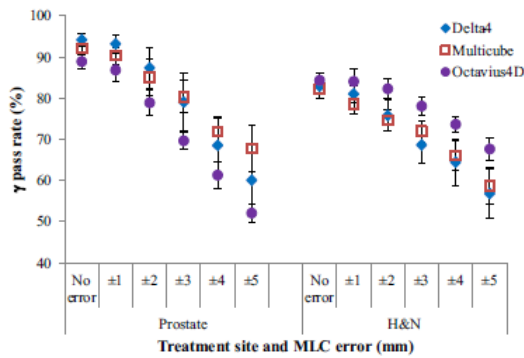


Fig. 3. The mean (σ) gamma pass rates for no error and error introduced delivery in the gantry angle independent MLC error scenario for prostate and H&N plans.

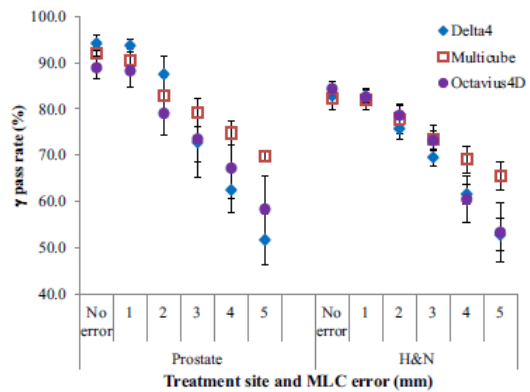


Fig. 4. The mean (σ) gamma pass rates for no error and error introduced delivery in the gantry angle dependent MLC error scenario for prostate and H&N plans.

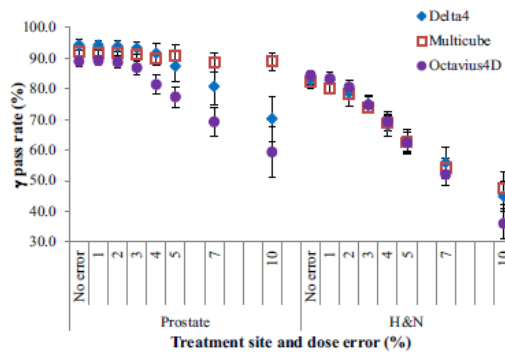


Fig. 5. The mean (σ) gamma pass rates for no error and error introduced delivery in the gantry angle dependent dose error scenario for prostate and H&N plans.

3. 3 Errors detected by the dosimetric systems and their clinical significance

Table 3 に示すように、Delta4 と Octavius 4D システムでは、前立腺と頭頸部の両方の計画において、ガントリ角依存と非依存の MLC エラーが 2 mm の場合で最小値を検出した。Multicube システムにおいては、前立腺では、ガントリ角依存および非依存の MLC エラーが 1 mm の場合に最小値を検出し、頭頸部では、ガントリ角依存および非依存の MLC エラーが 1 mm と 2 mm の場合に最小値であった。全てのシステムで、ガントリ角依存の線量エラーでは、前立腺で 3%、頭頸部で 2%の時エラーを検出可能であった。

Table 3

Summary of minimum magnitude of errors detected by the studied dosimetric systems with 2%G/2 mm tolerance criteria using Wilcoxon signed-rank test and their respective clinical significance in prostate and H&N VMAT plans.

| Treatment site | Error scenario | Detector Systems | | | | | |
|----------------|------------------------------------|----------------------------|-----------------|----------------------------|-----------------|----------------------------|-----------------|
| | | Delta4 | | Multicube | | Octavius4D | |
| | | Error magnitude | Dose difference | Error magnitude | Dose difference | Error magnitude | Dose difference |
| Prostate | Gantry angle independent MLC error | ±2 mm (W = 0, p = 0.02201) | -1.4(1.0) | ±1 mm (W = 0, p = 0.02201) | -0.3(1.2) | ±2 mm (W = 0, p = 0.02201) | -1.4(1.0) |
| | Gantry angle dependent MLC error | 2 mm (W = 0, p = 0.02201) | -1.2(1.7) | 1 mm (W = 0, p = 0.02225) | -0.2(0.8) | 2 mm (W = 0, p = 0.01563) | -1.2(1.7) |
| | Gantry angle dependent dose error | 3% (W = 2, p = 0.04688) | 0.0(0.7) | 3% (W = 1, p = 0.03125) | 0.0(0.7) | 3% (W = 0, p = 0.01563) | 0.0(0.7) |
| H&N | Gantry angle independent MLC error | ±2 mm (W = 0, p = 0.02225) | -1.0(1.2) | ±1 mm (W = 0, p = 0.01788) | -0.3(1.1) | ±2 mm (W = 0, p = 0.02201) | -1.0(1.2) |
| | Gantry angle dependent MLC error | 2 mm (W = 0, p = 0.01563) | 0.0(0.7) | 2 mm (W = 0, p = 0.01563) | 0.0(0.7) | 2 mm (W = 0, p = 0.01563) | 0.0(0.7) |
| | Gantry angle dependent dose error | 2% (W = 0, p = 0.01563) | 0.1(0.4) | 2% (W = 0, p = 0.01563) | 0.1(0.4) | 2% (W = 0, p = 0.01563) | 0.1(0.4) |

W = Wilcoxon test statistic.

3. 4 Relative sensitivity of the dosimetric systems in detecting errors

Fig. 6 に示すように、Delta4 システムは、MLC エラーを想定した前立腺と頭頸部の両方において最も高い感度かつ γ パス率の低下勾配が急峻であった。ガントリ角依存の線量エラーにおいては、Octavius 4D システムが最も高い感度であった。全体的に見て、Multicube システムで、頭頸部計画におけるガントリ角非依存の MLC エラーを除き、3 つの線量検証システムの中で最も低い感度を示した。

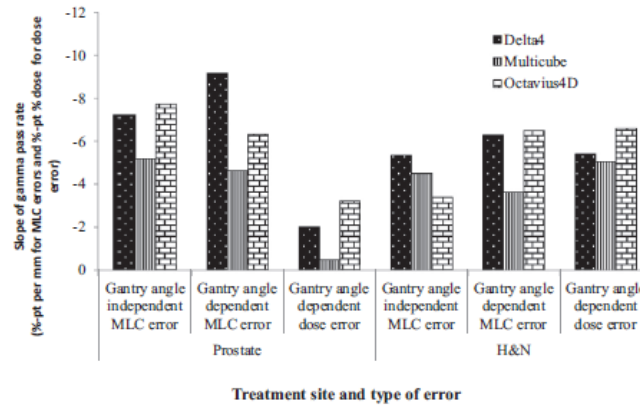


Fig. 6. The slope of gamma pass rate line of Delta4, Multicube and Octavius4D dosimetric systems in prostate and H&N VMAT plans for the studied error scenarios.

4. Discussion

本研究において、VMAT のデリバリー中に起こりうる、デリバリーエラーを特定するため、3 つの市販線量検証システム(Delta4, Multicube, そして Octavius4D)のパフォーマンスを調査した。治療計画間の違いや複雑さを評価する為に、代表的かつ典型的な VMAT の計画である前立腺 7 例と頭頸部 7 例の治療計画が、この研究で検討された。

この研究で検討された線量検証システムは、検出器の非アクティブ領域が 3.1 mm から 10

mm で、5 mm から 10 mm の幅で検出器が配置されている(Table 2)

上記の検出システムの粗い解像度にも関わらず、前立腺と頭頸部の計画の両方において、2 mm/2%の基準上で、2 mm のガントリ角に非依存および依存の MLC エラーを検出する事が示された。この 2mm のエラーは、前立腺と頭頸部における PTV D_{95%} において、最大でそれぞれ-1.4(1.0)%, -1.0(1.2)%の減少する事に相当する。Multicube 検出器における相対的に小さな検出器の非アクティブ領域(3.1 mm)は、ガントリ角非依存 MLC エラー(1mm)を検出する能力の理由に挙げる事が出来る。

この研究では、エラーなし計画とエラーありの計画の間における γ パス率に統計的差異を判別するにあたり Wilcoxon signed-rank test を用いて確認された。エラーなし計画とエラーありの計画間のパス率を考えるにあたり、統計的な差異の意味としては、エラーありの計画のパス率が、常にエラーなし計画よりも低い値になる事により、この小さな差でもエラーを観察出来る事を示している。線量検証システムによって、各々のエラーなし計画を基準とした場合との比較を実施することにより検出された最小エラーを評価するのは容易であった。 γ パス率の差にも幅広く表れており、特に前立腺計画のガントリ角依存線量エラーでは、Multicube システムによって観察されたパス率により確認されている(Fig. 5)

前立腺において、エラーあり計画とエラーなし計画との間のパス率で、統計的な有意差が観察されたが、前立腺において個々のエラーのタイプは、検出器の低い感度のため、エラーなし計画で平均パス率が 92.1(1.3)%で観察されたのに対し、10%の線量エラーの所で平均パス率が 88.7(3.1)%で観察された。(Fig. 5)

この研究の結果によって説明されたのと同様に、統計的に全ての 3 つの線量検証システムでは、同程度の最少エラー検出能力を有している。しかしながら、検出器の相対感度は、エラーを想定した場合に単一平面検出器(Multicube)と比較して、Delta4 や Octavius 4D のような多面検出器では、比較的複雑ではない計画において、高くなる事を示していた。

5 Conclusion

VMAT 時のデリバリーエラーを検出するにあたり、Delta4, Multicube, Octavius 4D の感度について、ガントリ角非依存および依存した MLC エラー、線量エラーの 3 つを考慮して検討を行った。全ての線量検証システムでは、前立腺と頭頸部計画において、PTV の D_{95%} への臨床的に重大な影響を与えるガントリ角非依存の MLC エラーを検出した。また、全ての線量検証システムでは、ガントリ角に非依存および依存の MLC エラー 2 mm で検出された。ガントリ角に依存した線量エラーでは、全ての線量検出システムにおいて、それぞれ前立腺が 3%、頭頸部が 2%のエラーを検出した。

コメント

VMAT 検証において市販の 3 つの線量検証システムの相対感度比較を行った文献である。文献中にも記載があるが、この研究において検出システム毎の優劣を付けようとしているのではない。各施設で所有している検出器の検出能力やその限界を知り、特性等を理解した上で、適切な基準を設定して VMAT 等の検証を行う事が重要であると考え。なお、本研究では、最近発表になった AAPM TG218 により推奨されている γ 解析の基準(2 mm/3%)より、タイトな基準(2 mm/2%)で解析が行われていた点には注意が必要である。※文中の図・表については、全て論文より引用した。

山本 竜次 (愛媛大学医学部附属病院)

世界の論文シリーズ

Dosimetric effect of body contour changes for prostate and head and neck volumetric modulated arc therapy plans.

前立腺および頭頸部 VMAT に対する体輪郭変化における線量影響

Sun L, Kirkby C, Smith W.

J Appl Clin Med Phys. 2019 Apr;20(4):115-124.

1. Introduction

従来の治療計画プロセスにおける患者の治療計画では、放射線治療の開始の1~2週間前に行われる治療計画用 CT 画像(p-CT)の解剖学的構造に基づいて作成される。しかし、放射線治療の過程における患者の解剖学的構造は、画像誘導放射線治療(IGRT)では補正できない変化が起こり得る可能性がある。前立腺癌患者の例では、体重変化、臀部の屈曲、腹部位置の変化がある。体重変化、腫瘍の縮小、肩の位置の変化は、頭頸部(H&N)患者によく見られる。その結果、治療日の体輪郭は p-CT から逸脱することがあり、これは治療日に撮影されたボリューム画像(CBCT など)で明確に視覚化できる。

体輪郭の変化は、投与される照射野内でビームパス長、入射角、およびファントム散乱の程度の変化を引き起こし得る。VMAT で生成された高い適合性(コンフォーマル)と急峻な線量勾配とを組み合わせる場合、体輪郭の変化は計画線量と照射線量の間大きな違いをもたらす可能性がある。体輪郭の変化が治療計画の再評価のトリガーとなるということがよくあるのは共通認識である。線量測定士、放射線腫瘍医または医学物理士は、治療前に撮影された CBCT に基づき、患者を再セットアップした後に治療するかどうかを決定する時と同様に体輪郭変化の線量影響について再検討するかどうかを判断する必要がある。

3D-CRT の放射線治療の時代には、体輪郭変化の影響はアイソセンタのセットアップ設定による組織ファントム比(TPR)によって一般的に推定されていた。強度変調放射線治療(IMRT)の場合、その効果は全ての照射野についての加重 TPR によって概算することができるため、その場で行うことができる。しかし、強度変調回転照射(VMAT)計画では、線量率、ガントリ速度、およびマルチリーフコリメータの動きが患者の周囲 360°のデリバリー中に変化しているため、体輪郭の変化における線量影響を評価することは直感的に困難である。CBCT 画像セットに対して full dose の線量計算を実行することも一つの方法である。しかし、この方法は、時間を要するという事実と、CBCT システム用の正確な電子濃度変換曲線がないこと、および CBCT と p-CT との間の画像位置照合に関連する問題がある。一方で、

再評価および再治療計画が可能な患者数は、病院内のリソースの制限によって制約される。したがって、空間線量分布に対する体輪郭の変化の影響を評価するための効率的な方法として、治療計画が体輪郭の変化に対してどれほどセンシティブであるのかを知ることは重要である。紹介論文においては、前立腺および H&N の VMAT 計画について相対線量の変化と体輪郭の変化による等線量線のシフトについて検討された。

2. Materials and Methods

2.A Patient population

12 人の初期から中期の前立腺癌患者(6 人 78 Gy/39 Fr, 6 人 60 Gy/20 Fr の処方線量)および 10 人の局所進行がんの中咽頭癌患者[主病巣および高リスクリンパ節領域を高リスク CTV(CTV_H)とし、処方線量は 70 Gy/33Fr とした。低リスクリンパ節領域を低リスク CTV(CTV_L)とし、59.4 Gy/33Fr]を無作為に選択した。すべての患者は VMAT で治療し、後ろ向きに分析した。

2.B VMAT treatment planning

前立腺の計画では、CTV は前立腺および精嚢の近位部を伴うまたは伴わないものとして定義した。計画標的体積(PTV)は CTV の後方のみ 7 mm, その他の方向は 10 mm 拡張した。中咽頭の計画では、高線量 PTV と低線量 PTV は対応する CTV を 3 mm 均一に拡張することによって作成したが、PTV は皮膚から 3 mm クロッピングした。すべての臨床計画は、progressive resolution optimizer を実装した治療計画装置(Eclipse version11.0 Varian Medical System)を使用し、PROFIT 試験プロトコル(60 Gy / 20Fr), 13 の部門の前立腺プロトコル(78 Gy / 39fractions), 14 の部門頭頸部プロトコルに従って線量測定士によって行われた。各臨床計画は、6MV のエネルギーを有する 2~3 arc の full arc を使用し、2.5 mm の線量計算グリッド分解能で線量計算アルゴリズムには AAA を使用した。

2.C Body contour deformation

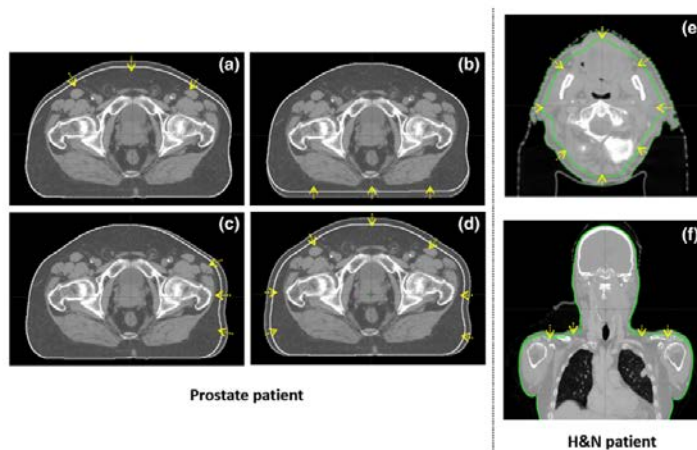
体輪郭変化の理論的な影響を評価するために、p-CT の体輪郭は、体輪郭の縮小と拡大のために Eclipse Contouring のマージンツールを使用して変形した。体輪郭を拡張するために、オリジナルの体輪郭と新しい輪郭との間のエアギャップを、簡易的に HU=0 に割り当てた。実際には、組織のこの部分は大部分が脂肪組織(物理密度 $\sim 0.9 \text{ g/cm}^3$)であり、典型的な HU は-190 から-30 の範囲であり、線量デポジットに大きな影響を与えることは考えにくい。Eclipse では、線量は体輪郭構造内で計算され、体輪郭の外側の物質はすべて空気として扱われる(指定された support structures を除く)。

前立腺患者の場合、体輪郭は 4 つの異なる方法で $\pm 1 \text{ cm}$ と $\pm 2 \text{ cm}$ 変化させた。(a)腹部位置の変化をシミュレートするため前方向のみ。(b)臀部位置変化の効果をシミュレートするた

め後方方向のみ。(c)患者が左右方向に対称的であると仮定して横方向の位置変化をシミュレートするため左方向のみ。(d)全体的な体重変化をシミュレートするために、前、左、および右方向に均一。

H&N 患者では、体輪郭を次の 2 つの方法で変更した。(a)顔面領域の体重変化をシミュレートするために全方向に ± 0.5 cm および ± 1 cm を均等に変更した。(下垂体窩のレベルから下顎骨の最も下のスライスの 1cm 下まで)。(b)肩の位置の変化をシミュレートするために肩の位置を上下方向に ± 1 cm および ± 2 cm 変化させた。その結果、前後方向の肩位置も変化させた。前立腺と H&N 体輪郭の変化の大きさは過去の論文のレビューに基づいて選択した。OAR およびターゲットの輪郭変化は、本研究の目的である体輪郭変化の影響による空間線量分布を評価することとは関係がないため輪郭変化は行わなかった。図 1 に前立腺癌患者と H&N 患者の体輪郭変形の例を示す。オリジナルの臨床計画を新しい CT に移し替え、線量の再計算を実施した(図 2)。

FIG. 1. Examples of body contour changes for prostate and H&N patients shown in transverse view or coronal view. For prostate patients, the thin white contour was the original body contour and the bold white was the deformed body contour. The arrows were showing the direction of body contour changes. (a): anteriorly shrunk 1 cm; (b): posteriorly shrunk 1 cm; (c): left side shrunk 1 cm; (d): uniformly (anterior, left, and right) shrunk 1 cm. For H&N patients, the thin green contour was the original body contour and the bold green was the deformed body contour. (e): uniformly shrunk 1 cm in facial area; (f) inferiorly decrease 1 cm in the shoulder area.



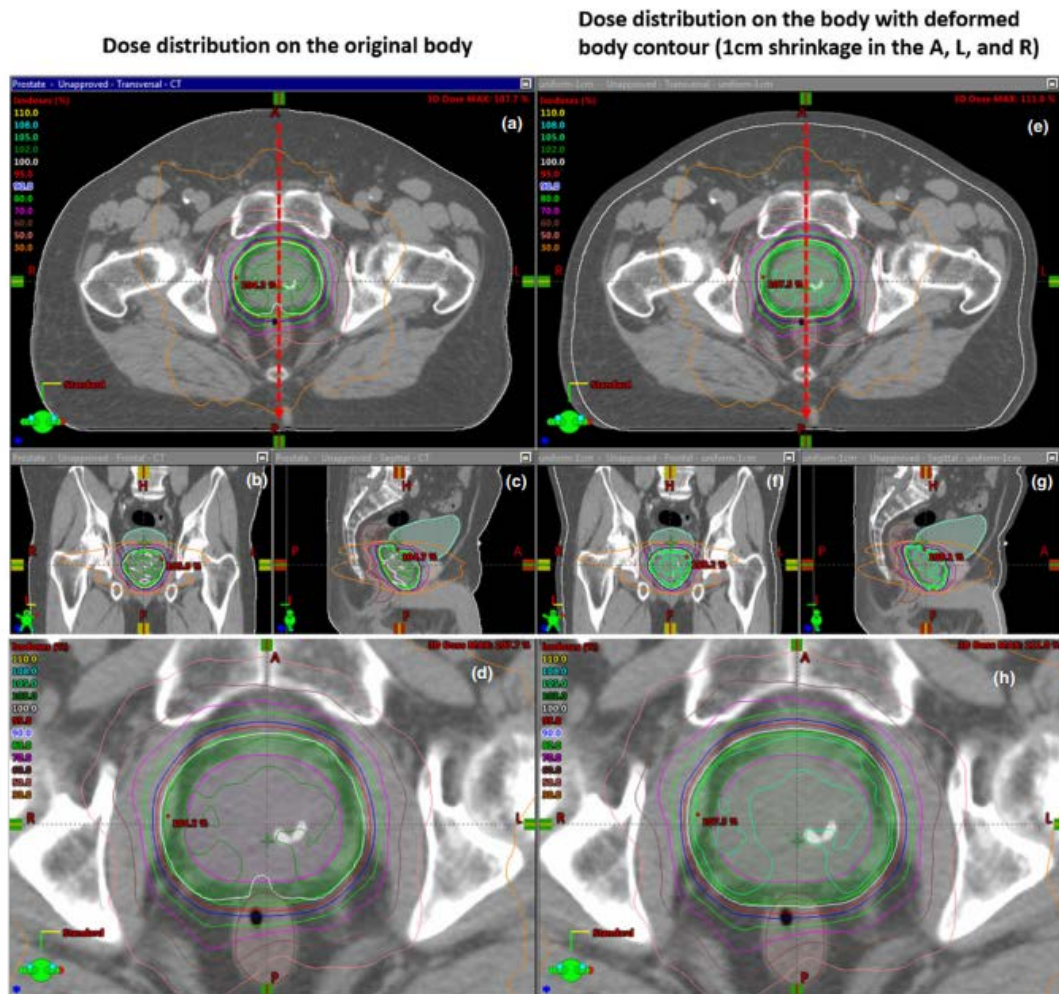


FIG. 2. Example dose distributions shown as isodose lines before (a)–(d) and after (e)–(h) external body contour change. The red dashed lines in (a) and (e) represent the direction of the one-dimensional dose profile chosen. Structures including CTV (magenta), PTV (green), bladder (cyan), and rectum (brown) are contoured in the computed tomography images. (d) and (h) are a magnified view of (a) and (e), respectively.

2.D Dose percentage change and isodose line sift

体輪郭が変化すると PTV と OAR への線量の増減が生じる可能性がある。これは、同じ位置での新しい体輪郭とオリジナルの体輪郭との間の線量分布の変化によって定量化できる(S)。

体輪郭の変化は、臨床的に関連のある等線量線の収縮または拡大(シフト)をもたらす可能性があり、懸念される。例えば、体輪郭を変更した後、95%の等線量曲線が PTV を完全にカバーされていない場合があり、局所再発のリスクが高まったり、あるいは OAR の大部分が高い等線量曲線によってカバーされたりするため、許容できないことがある。したがって、オリジナルの等線量曲線と新しい体輪郭上の等線量曲線との間の距離である等線量曲線のシフトを評価した。

計算強度と臨床的に関連する結果とのバランスを考慮して、相対線量と等線量曲線シフトの両方を一次元線量プロファイルから得た。前立腺癌患者の場合、線量プロファイルは膀胱

膀胱の最も足側のスライスより頭側に3スライス上のスライスでCTV重心位置(COM)に対して前後方向に選択した。このスライスは、目視でスライス上に直腸、膀胱、および前立腺があり、前後方向が最も臨床的に関連性のある方向である主要なOAR、すなわち直腸と膀胱に線量の変化が反映されると考えられるため、これを選択した。本研究で確認した線量レベルは95%、90%、80%、70%、および60%(処方線量のパーセント)である。

H&N患者に対して、4つの線量プロファイルを選択した。(a)処方線量に対する割合を用いて、前後および内側方向で95%を含む線量領域(CTV_Hの最低線量カバー)、93%を含む線量領域(PTV_Hの最低線量カバー)、および78.9%を含む線量領域(PTV_Rの最低線量カバー)を調査するために、CTV_Hの重心位置を通して線量プロファイルを計測した。(b)48 Gy線量レベル(脊髄の最大許容線量)のCTV_Hの重心位置と脊髄の重心位置を結ぶ線量プロファイルを計測した。(c)54 Gy線量レベル(脳幹の最大許容線量)について、CTV_H重心位置の投影方向とそのスライス上の脳幹中心を結ぶ脳幹の最も下のスライスにおける線量プロファイルを計測した。(d)CTV_Rを通る左右方向の線量プロファイルと、脊髄中心の最も近い場所からCTV_Rを結んだ肩の最も上のスライスよりも5スライス足側で線量プロファイルを計測した。これらの線量プロファイルは、線量分布が体輪郭の変化に最も敏感であると予想されるか、または最悪のシナリオが考えられるような場所であるために選択した。ビルドアップ領域(1.5 cm未満の深さ)の線量レベルは除外した。

1 cm体輪郭変化当たりの相対線量変化 ΔD (%/cm)、および1 cm体輪郭変化当たりの等線量曲線シフト、 ΔS (mm/cm)は、線形フィッティングを用いて異なる深さに対して相対線量変化と等線量曲線シフトから補間した。

経験則では、同一種類の体輪郭の変化について異なる線量レベルでは患者の中央値の平均であった。

2.D.1 3D gamma index

Gamma indexは、治療計画装置で計算された線量分布と実測の線量分布との違いについて許容基準を使用した定量的評価として臨床で使用される。本研究では、前立腺患者とH&N患者の両方に新しい輪郭を全てのPTVとOARを含めて作成し、オリジナルの体輪郭上の線量分布と変形させた体輪郭へ移し替えた線量分布を同一計画で定量的に比較するために3次元のglobal gamma indexを使用して計算した。それぞれの計算において、より小さな体輪郭上の線量分布は、比較点が常に存在することを保証するための基準となる。3%/3 mmと5%/3 mmの許容基準(最大線量ボクセルを100%とする)を使用した。最終的な3次元のgammaのpass率は、PTVおよびOARが許容基準に対してクリアした調査点の割合である。3次元のgammaのpass率は、PTW社のVeriSoft®治療計画検証ソフトウェア(version 6.2)で計算した。オリジナルの体輪郭と変形させた体輪郭で計算した線量分布は似ていたことから高いgammaのpass率を示した。しかし、医学物理士や臨床医は患者のターゲットとOARが変化する可能性とそのことによる照射される線量の変化について考えなければならない。本

研究では, γ 解析の合格しきい値として 95% を選択した.

3. Result

前立腺およびH&N計画における体輪郭 1 cm 当たりの変化率の変化 $\Delta D(\%/cm)$ の結果をそれぞれ図 3 と図 5 に示す. 前立腺およびH&N計画についての体輪郭変化 1 cm 当たりの等線量曲線シフト $\Delta S(mm/cm)$ の結果をそれぞれ図 4 と図 6 に示す. 経験則を表 1 にまとめる. 3 次元の γ index の結果を表 2 に示す.

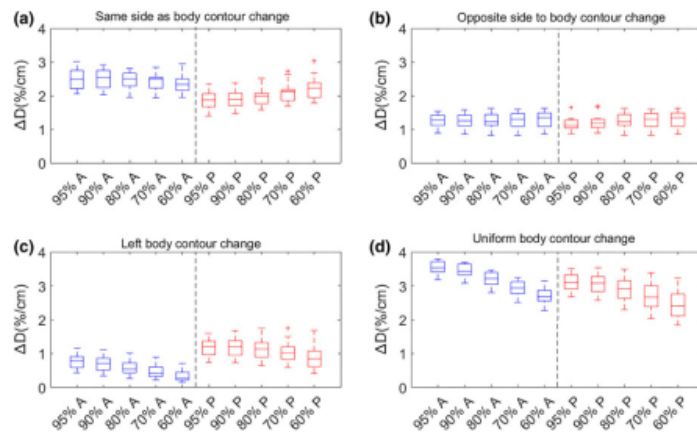


FIG. 3. Boxplots of dose percentage change per centimeter body contour change, ΔD (%/cm), for 12 patients' 6 MV volumetric modulated arc therapy prostate plans. Four types of body contour changes and dose levels of 95%, 90%, 80%, 70%, and 60% in the anterior (A, blue boxplots) and posterior (P, red boxplots) directions relative to the prostate center-of-mass were examined. [Note: Uniform body contour change in (d) refers to Fig. 1 (d).] (a): ΔD in anterior region due to anterior body contour change and in posterior region due to posterior body contour change; (b): ΔD in anterior region due to posterior body contour change and in posterior region due to anterior body contour change; (c): ΔD in anterior and posterior region due to left body contour change; (d): ΔD in anterior and posterior region due to uniform body contour change. With body contour expansion, ΔD decreases; with body contour shrinkage, ΔD increases.

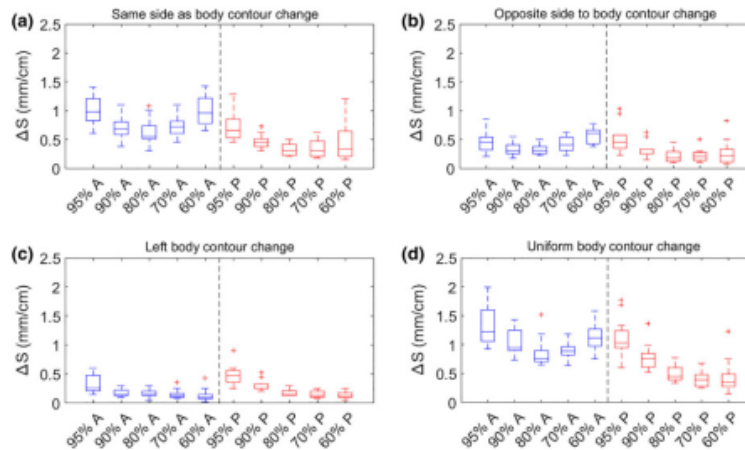


FIG. 4. Boxplots of isodose line shift per centimeter body contour change, ΔS (mm/cm), for 12 patients' 6 MV volumetric modulated arc therapy prostate plans, with the same parameters and definitions as Fig. 2. With body contour expansion, the isodose lines get closer to prostate center of mass; with body contour shrinkage, isodose lines get further away from prostate center of mass.

FIG. 5. Boxplots of dose percentage change for every centimeter body contour change ΔD (%/cm) for 10 H&N patients' 6 MV volumetric modulated arc therapy plans. Two types of body contour changes (uniform body contour change and shoulder position change) and dose levels of 54, 48 Gy, 95%, 93%, and 78.9% were examined. Generally, With body contour expansion/shoulders moving superiorly, ΔD decreases; with body contour expansion/shoulders moving inferiorly, ΔD increases.

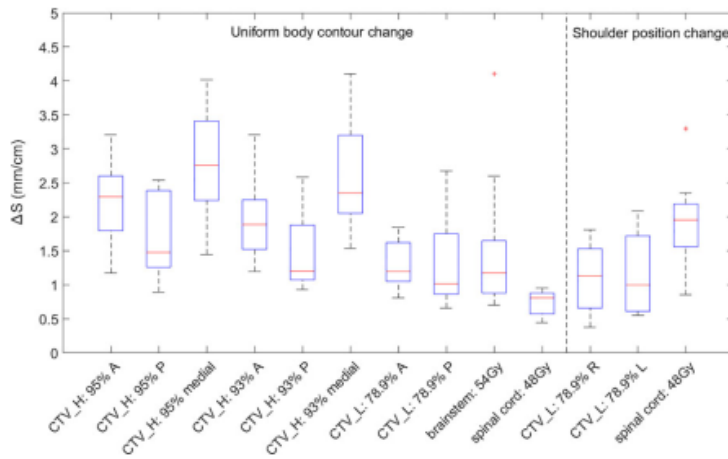
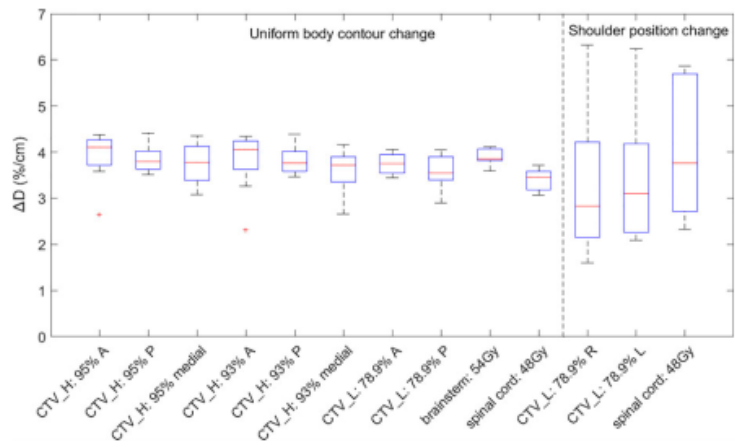


FIG. 6. Boxplots of isodose line shift for every centimeter body contour change ΔS (mm/cm) for 10 H&N patients' 6 MV volumetric modulated arc therapy plans. Two types of body contour changes (uniform body contour change and shoulder position change) and dose levels of 54, 48 Gy, 95%, 93%, and 78.9% were examined. Generally, With body contour expansion/shoulders moving superiorly, the isodose lines get closer to the target volumes' center of mass; with body contour shrinkage, isodose lines get further away from target volumes' center of mass.

TABLE 1 Rules of thumb for dosimetric effect of every centimeter body contour change (results are for 6 MV volumetric modulated arc therapy plans).

| Site | Dose percentage change (ΔD) | Dose line shift (ΔS) | Notes |
|----------------|---------------------------------------|--------------------------------|---|
| Prostate | 3%/cm | 0.8 mm/cm | Body contour change in three directions (A, L, and R) |
| | 2%/cm | 0.6 mm/cm | Body contour change in one direction (A or P) and dosimetric effect in the same direction as body contour change |
| | 1%/cm | 0.3 mm/cm | Body contour change in one direction (A, L, or P) and dosimetric effect in the direction opposite to or orthogonal to body contour change |
| H&N | | | |
| Face | 4%/cm | 2 mm/cm | Body contour change in four directions (A, P, L, and R) |
| Shoulder | 3%/cm | 1 mm/cm | Body contour change in superior-inferior direction |

TABLE 2 Mean three-dimensional (3D) gamma passing rate of the dose distributions on the deformed body and the original body for the same clinical volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan with the criteria of 3 mm/3% and 3 mm/5%. The values in the brackets are the standard deviations. Mean 3D gamma passing rate less than 95% is in bold. Results are for 6 MV VMAT plans.

| Prostate | Anterior body contour change (cm) | | | | Posterior body contour change (cm) | | | | |
|----------|-----------------------------------|------------|------------|------------|------------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| | -2 | -1 | 1 | 2 | -2 | -1 | 1 | 2 | |
| 3 mm/3% | 90.5 (5.0) | 100 (0) | 100 (0) | 92.2 (4.7) | 93.6 (3.9) | 100 (0) | 100 (0) | 97.7 (2.2) | |
| 3 mm/5% | 97.9 (1.6) | 100 (0) | 100 (0) | 99.5 (0.5) | 99.8 (0.2) | 100 (0) | 100 (0) | 100 (0) | |
| Prostate | Left side body contour change | | | | Uniform body contour change | | | | |
| | 3 mm/3% | 99.9 (0.2) | 100 (0) | 100 (0) | 100 (0) | 87.7 (6.1) | 94.5 (1.4) | 95.3 (1.1) | 88.0 (6.1) |
| | 3 mm/5% | 100 (0) | 100 (0) | 100 (0) | 100 (0) | 88.1 (5.9) | 100 (0) | 100 (0) | 88.6 (5.6) |
| H&N | Uniform facial radius change (cm) | | | | Shoulder position change (cm) | | | | |
| | -1 | -0.5 | 0.5 | 1 | -2 | -1 | 1 | 2 | |
| | 3 mm/3% | 82.1 (3.8) | 98.0 (3.1) | 99.3 (0.4) | 89.4 (2.5) | 87.0 (4.8) | 95.1 (4.0) | 96.6 (2.6) | 88.2 (4.5) |
| 3 mm/5% | 96.0 (3.1) | 99.1 (1.2) | 99.5 (0.3) | 99.1 (0.6) | 92.2 (4.3) | 98.5 (1.5) | 98.6 (2.1) | 91.8 (5.0) | |

3. A Rules of thumb for prostate plans

ΔD (%/cm)と ΔS (mm/cm)の中央値は、図4および図5に示すように、同一種類の体輪郭の変化に対して異なる投与線量レベルおよび異なる方向の間で一致していた。また、中央値の変動は1%から1mmの範囲内であり、中央値の平均を経験則として採用するのが妥当である(表1)。参考までに、単一の固定6MVビームで、深さが1cm変化すると(前立腺患者のアイソセンタのセットアップ設定の場合、オリジナルの深さは10~20cmの範囲内)、アイソセンタでの線量はTPR比と等線量線から約1cm移動するため(Varian Golden Beam Dataより)4%変化する。これらの値は表1の経験則よりも大幅に大きくなっている。これは主にVMATプランでは線量がマルチリーフコリメータ変調で360°アークによって照射され、体

内の深度が均等に变化しないためである。

前立腺データセットについて図 3 (a)と図 4 (a)に示すように、前方の輪郭変化による前部領域の $\Delta D(\%/cm)$ と $\Delta S(mm/cm)$ は、後方の輪郭変化による後部領域の線量百分率変化よりも全体的に大きかった。これは主に、full arc のビームレットの大部分が、後方の体輪郭の変化よりも前方の体輪郭の変化に起因するパスレングスの違いのためであり[図 1(a)および 1(b)], 前方/後方領域に輸送された線量は、大部分が前方/後方を通過するビームレットからであった。さらに、最適化プロセスでは一般的に直腸温存は膀胱温存よりも困難であるため、照射線量の大部分は後方よりも前方に照射されることが優先されている。図 3(a)- 3(c)または 4(a)- 4(c)を比較した場合、体輪郭の変化と同じ方向に線量が変化することは明らかであった[図 3(a)と 4(a)]. このことは体輪郭の変化と反対方向よりも顕著であった[図 3(b)と 4(b)]. どちらも左側体輪郭の変化よりも顕著であった[図 3(c)と 4(c)]. これは、体輪郭の変化によって影響を受けるビームパスレングスの範囲および対応する方向に輸送される線量の相対部分によっても説明することができる。結果を図 1 ~ 3 に示す。図 3 (d)または図 4 (d)は、図 3 と図 4 を組み合わせたと考えることができる。なぜなら、均一な体輪郭変化は、前、左、および右の体輪郭変化を同時に表しているからである。

図 4 における 1 つの傾向は、高線量等線量曲線(例えば、95%等線量曲線)および相対的な低線量等線量曲線(例えば、60%等線量曲線)が中間線量等線量曲線(例えば、80%等線量曲線)よりもシフトしたことである。これは線量プロファイルの形状によるものである。線量プロファイルは、中間線量領域で最も急勾配であったが、最適化の結果として高線量領域および比較的低線量領域でより平坦になった。

3. B Rules of thumb for H&N plans

図 5 では、均一な体輪郭変化に対して、 $\Delta D(\%/cm)$ の中央値はほとんど変動せず、中央値の変動は 1%以内であった。したがって、中央値の平均を経験則として採用するのが妥当であった(表 1)。顔面側の幾何学的形状は円柱に近く、そして、体輪郭の変化は一様に起こっているために、この値(4%)は単一ビームからの基準値に近い結果であった。しかしながら、患者の肩の位置の変化が及ぼす結果については、より大きな変動を持っていた(最大 6.5%, 最小 1.5%)。これは、p-CT 上の元の肩の位置が患者間で著しく変動し(調査したスライスは、p-CT 上の最も頭側にあった肩の輪郭よりも足側にある 5 つのスライスであった)、そして肩の輪郭の変動性による可能性がある。

図 6 では、前立腺プランと比較して、H&N 患者間で比較的大きい $\Delta S(mm/cm)$ の変動があった。これは、前立腺癌患者の解剖学的構造は比較的類似していたが、H&N 患者の腫瘍体積と位置がかなり異なっていたためと考えられる。1 cm の均一な体輪郭変化が及ぼす影響は、95%または 93%の等線量線曲線のシフトが 1 mm 未満であった患者もいたが、95%または 93%の等線量線シフトが 4 mm を超える患者もいた。これは、標的範囲が解剖学的変化(例えば、体重減少)の影響を受けていると主張する報告があるが、解剖学的変化が標的範囲

にほとんど影響を及ぼさないことを示している報告もある。

H&N 計画の経験則の 1 つの制限は、これらの法則では荷電粒子の電子平衡が成り立たず、線量の減少が非常に急峻であるビルドアップ領域(<1.5 cm)であることから線量測定効果を評価できない。この領域では、線相対線量と等線量線シフトは深度に大きく依存する。

3. C 3D gamma index

3D ガンマ解析のパス率の結果を表 2 に示す。前立腺の計画では、片側 1 cm の体輪郭変化を伴う変形させた Body 上のすべての線量分布は、ほぼすべての調査点で 3 mm/3% のクライテリアでオリジナルの線量分布と一致した。体輪郭を 2 cm 変化させた場合では、3 mm/5% のクライテリアで 95% 以上のパス率が得られた。さらに、体輪郭を均一に 1 cm 変形させた場合、線量分布は、3 mm/3% のクライテリアで 95% のパス率が得られた。一方、2 cm の均一な体輪郭の変形では、調査点の約 88% が 3 mm/5% のクライテリアにパスする可能性がある。したがって、片側の変形が 2 cm 未満または体輪郭の変化が 1 cm 未満の前立腺患者に対する計画では、当初の計画からの目標体積および OAR の線量分布の偏差が小さいことを考慮すると、体輪郭変化の線量影響について再検討が必要となる可能性は低い。これは、1 cm を超える線源-表面-距離の偏差がある場合、放射線腫瘍医は修正を加えることなく処置をとるか治療を続けるかを決定する必要があるという Pair らの結論と一致する。

H&N 患者では、0.5 cm の均一な体輪郭の変化で、線量分布の調査点の 95% 以上が 3 mm/3% のクライテリアでクリアした。1 cm の均一な体輪郭の変化では、調査点の 95% 以上が 3 mm/5% のクライテリアでクリアした。したがって、当院の放射線腫瘍医に回覧された調査によれば、顔面領域で 1 cm 未満の均一な体輪郭変化を示す中咽頭患者に対する VMAT 計画は、許容可能な線量違反について再検討を必要とはしない。12 名の肩の位置を変更させたとき、オリジナルの Body と新しく作成した Body の線量分布は、肩を 1 cm だけ上または下に動かした場合にはオリジナルの線量分布と似た線量分布であったが、2 cm の肩の動きによって線量分布が大きく異なった。したがって、肩の位置の変化が 1 cm 以下の患者に対する VMAT 計画をさらに評価する必要はないかもしれない。これらの結果から、我々の研究では新しく作成した Body で形態学的変化がなかったという事に基づいており、PTV と OAR の体積および位置の変化を伴う臨床状況については、患者それぞれに基づいて PTV と OAR が受ける線量を評価すべきである。

4. Discussion

本研究では、体輪郭の変化が片側で 2 cm 未満、または均一(一律)に 1 cm 未満変化させた前立腺患者では再検討を必要とする可能性が低いことが分かった。これは、過去の文献によれば前立腺患者の治療割合のおよそ 70% に相当する。Stanley らは、5 人の患者の 64 の CBCT から得られた解析結果から、いずれかの IMRT 照射野において 1 cm より大きい体輪郭変化

を34%が示し、有意な変化の大部分は体輪郭の前部で起こったと報告している。一方、Boothらは、19人の患者の198枚のCBCTから得られた解析結果から68%が0~1 cm、28%が1~2 cm、および4%が>2 cmの範囲にあることを報告した。

我々の研究の結果、H&N患者では、顔面領域が1 cm未満の均一な体輪郭の変化が線量の変化に及ぼす可能性は低いことが分かった。しかし、解剖学的変化が起こることによって、1 cm未満の体輪郭変化においてもOAR(例えば、耳下腺)が高線量領域に入る原因となる可能性があり、許容できない可能性がある。体重減少が体輪郭の変化と相関があることを示す報告もある。H&N患者の体重減少はよく知られており、体重減少による体輪郭の変化はいくつかの研究で定量化されている。Yangらは、23人の患者について、歯突起レベルでの横直径が最初の照射から16回目の照射まで平均4.6 mm、最初の照射から25回目の照射まで平均7.9 mm減少したことを報告した。Ahnらは、23人の患者についてアイソセンタでの平均皮膚間隔が11回目の照射で3.2 mm、22回目の照射で7.5 mm、そして33回目の照射で14 mm減少したことを示した。Tsaiらは、38人のH&N患者についてp-CTと22回目取得した2回目のCTを比較したところ、CT画像の各スライス間の距離は平均で3.2~8.9 mm減少し、第三頸椎の高さで最大9 mm減少したと報告した。

さらに、我々は、施設の許容範囲によっては、1 cm未満の肩の位置の上下方向の変化では計画の再評価が必要でないことが分かった。これは、適切な肩の固定化が使用されている場合、大部分のH&N患者が肩の位置の変更による計画の再評価を必要としないことを意味する。Neubauerらは、毎日243のCT-on-rails スキャンを使用し、10人のH&N患者の肩位置の変動を評価する研究を実施した。5点マスクを使用した。治療間の肩の変動は左右、前後方向、上下方向で平均2~5 mmであるが、2%の画像では前側で10 mmを超えるシフト(最大20 mm)アイソセンタ補正後の前後方向と上下方向で示した。

本研究では、体輪郭の変化による線量測定の影響を評価し、等線量曲線の変化と等線量曲線のシフトに関する経験則を見つけた(表1)。体輪郭変化の線量への影響については文献で論じられてきた。ChowおよびLiang, Pairらは、前立腺IMRTおよびVMAT計画について、体重減少の線量影響について(前、左、および右方向に体輪郭を均一に縮小およびまたは拡大することにより)研究した。ChowとLiangは、PTVとCTVのD_{99%}が3~4%増加し、直腸と膀胱のD_{30%}が1 cmの深さあたり2~4%増加することを発見した。Pairらは、1 cm SSDの減少または増加に対して目標平均線量が3%~4%減少または増加することを示した。H&N患者に対する同様の研究がChenらによって実施され、彼らは2~5 mmの体輪郭収縮に対して標的体積に供給される線量が2~3%有意に増加することを発見した。毎日のCBCTまたはCT-on railシステム画像の線量計算に基づいて、標的体積およびOAR(特に耳下腺、脊髄、および脳幹)に臨床的に関連性のある線量パラメータを報告する他の研究もある。DVHからのパラメータを取得したが、本研究では空間線量分布に対する体輪郭の変化の影響を強調している。これは計画評価や線量測定士、放射線腫瘍医、医学物理士にとっての臨床的判断において重要である。一方で我々の結果は、等線量曲線の変化が言及された

線量パラメータ(例えば CTVD99%, 直腸, 膀胱 D30%)と同じ大きさ(3%-4%)であり, 文献と一致している.

本研究では, 経験則は「コントロール」ケースから派生した. しかし, 実際の臨床状況では, 患者の体輪郭の変化はそれほど規則的ではないかもしれない. そのような場合には, 平均表面距離の考え方を適用して等価な均一の Body 輪郭の変化を近似し, 次に経験則を使用できる. 図 7 は, H&N 臨床例における経験則を使用する方法を示す. 28 回目の照射時に得られた CBCT から, 左側に約 1.58 cm の収縮, 右側および前方に無視できる程度の変化, および後方に 2.07 cm で有意な体輪郭変化が認められた. 全体の平均体輪郭収縮は約 $(1.58 + 2.07)/4 = 0.9$ cm であった. 経験則によると, 線量は体輪郭の変化 1 cm あたり 4%増加した. オリジナルの点での線量は 104.3%だったため, 新しく作成した Body の同一点での線量は約 $104.3\% \times (0.9 \times 4\% + 100\%) = 108.0\%$ になり, 実際の線量は 107.1%になった. この例では, 2 つの値が近い結果が示された.

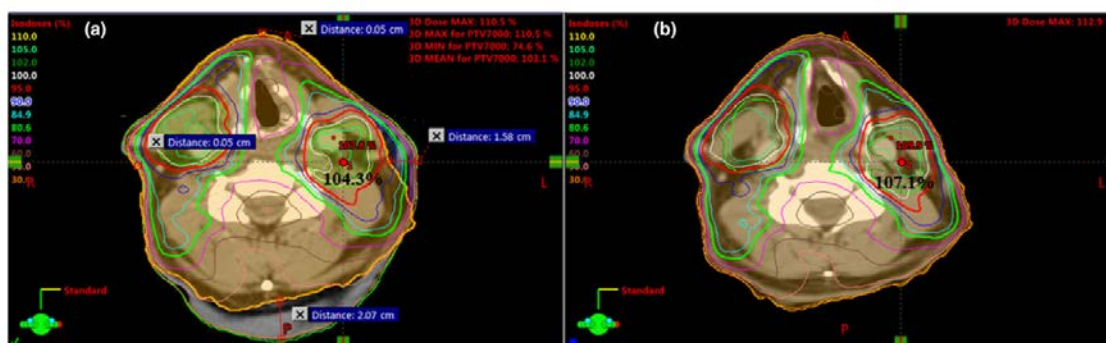


FIG. 7. Dose distributions on the planning computed tomography (p-CT) (a) and the synthetic CT (b, planning CT deformed to the cone-beam CT on the 28th fraction). The body contour for the 28th fraction is marked on the planning CT (the orange contour) and there is significant body contour change on the left and posterior region.

VMAT 計画は非常にコンフォーマルであり, 計画アプローチは計画の質と, 潜在的には体輪郭の変化に対する線量測定に対して大きな影響を与える可能性がある. そこで, 我々の経験則が他施設の計画にも適用できるかどうかを調査した. 我々のがんセンターとは異なる計画アプローチが使用されている場合 (例えばアーク数, PTV マージン, 直腸の最適化目標など. ただし, 本研究と同一の治療計画システムである Eclipse を用いた VMAT). 本研究で作成された経験則は, 無作為に選択された 10 の前立腺計画で, 等線量曲線の変化に対して $\pm 1\%$, 等線量線シフトに対して ± 0.5 mm の精度でうまく機能したことが分かった. これは驚くべきことではなく, 経験則に影響を与えると予想される要因は, 解剖学的構造を通過する線量の割合(使用される最適化用の輪郭作成の有無にかかわらず, 手法によって影響を受ける. たとえば VMAT vs IMRT), およびエネルギーである.

将来的には, 前立腺患者と H&N 患者を毎日タイムリーにオンラインで再計画することが可能になるかもしれない. しかし, 現在, 多忙な病院の限られたリソースの結果から, 毎日のオンラインまたはオフラインの再計画が日常的にすべての患者に適用されることはありえない. さらなる評価と潜在的な再計画のために計画にフラグを立てることに関する決定

は、主に治療前の画像に見られる解剖学的変化(容易に視覚化できるものとして体輪郭の変化)に基づいている。したがって、体輪郭の変化に起因する球状の線量測定結果を確立することは依然として不可欠である。

本研究にはいくつかのリミテーションがある。第一に、単一スライス上の 1D 線量プロファイルを経験則の設定に使用し、限られた数の等線量線を調査したことである。結果として、経験則は低い等線量線(例えば、 $<50\%$)に対してはうまく動作しない可能性がある。全体として、経験則は低線量等線量曲線シフトを過小評価し、線量の変化率を過大評価する傾向がある。これは低線量領域では線量勾配が少ないためである。第二に、体輪郭の変形は実際の患者の解剖学的変化を正確にはモデル化しておらず、全ての可能な解剖学的変化がこの研究でモデル化されているわけではない。例えば、H&N 患者の腫瘍縮小による線量影響は、腫脹した腫瘍を有する患者が 2 人しかいなかったため評価していない。したがって、これらの状況下で経験則を適用するには注意が必要である。さらにこの研究では、 $3\text{ mm}/3\%$ と $3\text{ mm}/5\%$ が使用されているが、これらは治療計画システムで計算された線量分布と測定線量分布を比較するための一般的なクライテリアである。体輪郭の変化は、問題となっている特定の臨床シナリオによって異なってくる。正確な推定値を得るためには、体輪郭の変化におけるモデル化されたものではなく完全な状態での線量分析が必要である。しかしながら、本研究で開発された経験則は、放射線腫瘍医/物理学者/RT スタッフにおいて、患者が寝台に寝ている間で、体輪郭の変化による治療の可否を決定するのを一助となる。または完全な線量計算の計算をレビューするときの「健全性チェック」として優先度を示すのに役立つ可能性がある。

5. Conclusion

本研究では、空間線量分布に対する体輪郭の変化の影響を前立腺および H&N VMAT 計画について評価した。相対線量の変化と体輪郭の変化による等線量曲線の移動に関する経験則は、ビルドアップが行われない領域に対して提供された。さらに、体輪郭を変更したが計画の再評価を必要とする可能性が低い患者にはガイドラインが与えられた。しかしながら、判断は線量相違に対するセンター特有の許容範囲に依存する。

コメント

前立腺および頭頸部症例の VMAT 計画について相対線量の変化と体輪郭の変化による等線量曲線のシフト量について検討された論文である。本研究論文を通して VMAT の再計画を実施するタイミングおよび評価の参考になるのではないかと考える。また、自施設においても容易に検討しやすい内容であるため、臨床現場にとって有益な情報であると考えられる。

※文中の図・表については、全て論文より引用した.

濱田 舜也 (徳島大学医学部保健学科)

世界の論文シリーズ

Setup Accuracy of the Novalis ExacTrac 6DOF System for Frameless Radiosurgery

フレームレス定位放射線治療 Novalis ExacTrac 6DOF システムのセットアップ精度

Gevaert T, Verellen D, Tournel K, Linthout N, Bral S, Engels B, Collen C, Depuydt T, Duchateau M, Reynders T, Storme G, De Ridder M.

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 82(5) pp. 1627-1635, 2012

Introduction

定位放射線治療(SRS)は、良性および悪性の脳病変に対して治療を行うために確立された技術である。標的病変を正確にかつ固定する要件として侵襲的なヘッドリングが提案された。直線加速器(リニアック)を使用した SRS では定位固定フレームを頭蓋内定位手術的照射システムとして採用された。それらは高い固定精度で担保されているが、標準的なヘッドリングは患者に対して痛みや不快感などといったデメリットがあった。そのため、この侵襲的な技術を使用する際は一回での治療と限定された。定位放射線照射の恩恵を受けるために非侵襲的な定位固定システムが開発された。

非侵襲的な技術によって起こり得る精度損失を補償するためにリニアックには標的に対して正確な照射を可能とする画像誘導放射線治療(IGRT)システムが搭載された。これらの画像モダリティは、治療計画で決定した照射位置を可能な限り再現するために外部のランドマークではなく内部的な解剖が利用されている。IGRT の使用は、頭蓋外の解剖的部位に対して一回照射または分割照射に有効である。論文で記載されていた IGRT は、ExacTrac/Novalis Body (ET/NB) (BrainLAB AG, Feldkirchen, Germany)システムが使用されている。ベッド寝台下のロボットチルトモジュール(RTM)装置により 6 軸の自由度(6DOF)の位置照合が可能で並進および回転方向のセットアップエラーを修正することが可能である。この研究では回転成分を検出するためのシステムの性能と必要な補正を実行する精度について検証されていた。さらに独立したターゲットテスト(HTT)を用いたフレームレス(ET/NB imaging device と 6DOF)とフレームあり(標準的であった侵襲性ヘッドリングまたはリローケータブルマスクシステム)の時の定位放射線照射の全体的精度と比較された論文である。

Methods and Materials

Treatment system 治療システム

Novalis システムは治療計画装置(BrainSCAN v5.3), 自動患者位置決め, 赤外線マーカ(ET),

および立体 X 線画像による位置照合，リアルタイムモニタリング，患者セットアップ補正を有するシステムである．UZ Brussel 病院では頭蓋骨の X 線画像撮影条件は，100 kV，100 mA，100 ms である．患者の固定方法は，BrainLAB 定位用ヘッドリングによるフレームベースまたは再配置可能な顔にフィットするマスクまたはカスタマイズされた熱可塑性マスクによるフレームレス(ET/NB 使用)のどちらかまたはその両方である．後者のシステムと自動登録を行うアルゴリズムは先に記述する．NB 6DOF の出力は治療台に連携されており 6 方向(並進 3 方向，回転 3 方向)である．並進 3 方向と垂直方向の回転は治療台によって行われる．縦方向および横方向の回転の回転は RTM により制御され，患者の安全のためにそれぞれ 3.0°，2.5°までの制限としている．垂直方向の回転は 10°の制限をかけている．平行移動には制限をかけていないがガントリとの接触を避けるようにしている．

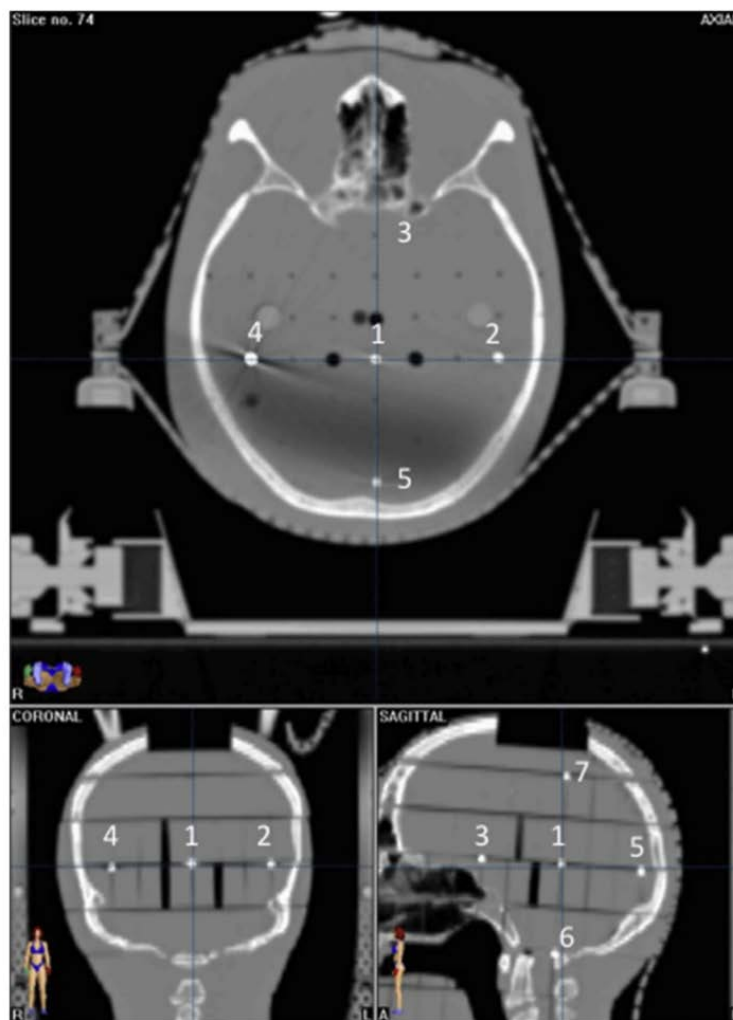


Fig. 1. Seven bearing beads, 2 mm in diameter, inserted in the segmented phantom in such a way that the entire brain was covered by them.

Phantom ファントム

評価は、ヒトの骨格の擬人化ファントム【アルダーソンランドファントム】を用いた。ファントムは25 mm厚の体軸方向のセグメントでターゲットを挿入できるようになっている。直径2 mmの7個のベアリングビーズ(BBs)を3個が直線に配置し、それぞれが直交するように交差させファントムの脳全体がBBsで覆うように配置されている。(Fig.1)

ファントムの固定は、6個の赤外線マーカを配置したBrainLAB製フレームレスマスク、Uリング構造で固定された再配置可能なマスク、および定位的侵襲性のヘッドリングの3つの方法で行われた。最後の2つは同一のローライザーボックスを使用した。3つの異なる方法で固定したファントムはスライス厚2 mm、スライス間隔2 mmでCT撮影した。これらのCT画像を基準画像とした。

Verification of rotational detection accuracy 回転検出精度の検証

基準のCTデータは、Matlab(v7.0)を用いて自作のアルゴリズムで取得した。このアルゴリズムはボリューム画像の中央に回転中心を有する主軸の1つの周りを既知の角度で基準画像を回転させることができる。ボリューム画像の中心を通る3つの直交軸に対して回転方向は、頭尾方向軸をlong方向回転(以下、Roll)、左右軸をlateral方向回転(以下、Pitch)、前後方向軸をyaw方向回転(以下、Yaw)と定義した。ファントムの回転は基本的な三角法を用いて-4°から4°まで段階的に実施した。

回転させたときに生じる自作アルゴリズムの不確かさは、最大誤差の上限を推定することで計算された。今回の場合、最近傍補間法である。ピクセルサイズが $0.73 \times 0.73 \text{ mm}^2$ なので1ピクセルあたり最大0.99 mm(ピクセルの対角線)である。最近傍アルゴリズムを用いると最大誤差は0.50 mmとなる。このシフトを発生させる最小角度は 0.05° より小さいと計算できる。ET/NBはデータセット全体とみなすのでピクセルの再分類は歪みの影響を制限する。

BB1を中心にすべての画像で同じアイソセンタを設定した(Fig.1)。各測定が行われる前にファントム自身によって生じる可能性のある偏差、およびCT中のマスク内のファントム位置決めと測定中のファントム位置決めとの間にわずかな偏差が生じる可能性があるという事実を評価するためにベースライン試験を行った。この情報をもとにファントムを事前配置し再度6DOFNBを用いて検証を行った。ベースライン内のファントムを再度X線撮影し、回転したファントムをデジタル再構成X線画像(DRRs)に登録した。ETおよびNBシステムの6DOF出力されたものと元々のものと誤差を比較した。

Verification of rotational detection accuracy 回転位置精度の検証

前の項でNBから検出された回転誤差をRTMのカウチで誤差を補正した。位置決めの検証は2つの方法で行われた。まず 0.1° の角度の精度で測定できるデジタル水位計をカウチの上に置く。vert方向については床上の表示を測定ツールとして使用した。次にポータルフィルムを3直交方向に設置し、7つのBBsの投影像を用いて回転成分の計算を行った。撮影

したポータルフィルムは解析のためにスキャン(Vidar TWAIN DS v5.2.1)し、ソフトウェアモジュール(ImageJ1.40g)に取り込んだ。測定の不確かさをなくすために各実験において3回繰り返し測定を行った。回転成分の計算に関する全体的な不確かさに対して3つのBBsの交差線を決定する際に起こりうる変動係数は0.02未満であった。

Detection and position accuracy for combined rotations 複合回転に対する検出と位置精度

回転方向を個別に評価するため、ファントムに対して意図的に回転誤差をランダムに組み合わせて(既知量)マスク内で配置させた。回転を評価するために2つの計測ツールを使用した。まずマスク内で回転させたファントムのポータル画像と基準としたファントムのポータル画像とを比較した。次に3本のリード線をマスクフォルダー上の固定位置で3軸に配置した。このようにして3つの軸(主軸)における固定基準線がフィルム上に現れた。両方の測定ツールの平均をとることで回転を評価した。これらの回転を6DOF出力と比較して複合回転の検出精度を評価した。位置決めを行った後にポータル画像で残りの誤差を測定して位置決め精度の評価とした。

Overall accuracy of system システム全体の精度

システム全体的な精度を試験するためにHTTを使用した。ファントムはCTスキャンから治療計画、位置決めまでの全工程で使用した。10mmの円形コリメータで絞られた治療ビームでガントリ角度0°、270°のポータル画像を作成した。BBの投影像の中心は1.5倍の倍率として、フィルム上で0.5mm精度の定規を用いて円形照射野の中心に対して測定された。不確かさの推定値は10回の反復測定で得られる分布によって求められる。HTTによっていくつかの内在的な不確かさが発見された。1つの大きな不確かさは、CTのボクセルサイズが $0.73 \times 0.73 \times 2.00 \text{ mm}^3$ であることから、3次元CTにおけるアイソセンタの位置設定自体である。その他の不確かさはリニアックの幾何学的安定性である。後者についてWinston-Lutz試験が行われ、アイソセンタ周辺で0.39mmの幾何学的安定性があるとわかった。さらにNovalis systemの日常的QAを行っている間、全体的な幾何学的な精度は0.38mm(SD 0.56mm)であった。高倉らによって同等の結果が報告されている。

HTT for seven different locations 7か所の異なるHTT

HTTは脳内の異なる7つの箇所では骨の解剖学的構造が異なる場所で繰り返し正確性のテストが行われた。HTTは頭蓋骨内の抹消部分にあり、画像内にのみ球状の解剖学的構造が示されていた。

HTT for seven different locations 仮想アイソセンタ位置決めを用いたHTT

HTTの2つめは、6DOFで位置照合を行うための骨情報に違いが生じた際、精度に違いが

生じるかどうか調べた。DRR で骨の情報が不足していると確認された時には、仮想アイソセンタを使用した。仮想アイソセンタは、治療アイソセンタからそれほど離れていない箇所
で、DRR 上により多くの骨情報が利用できるように選択された。治療アイソセンタで 6DOF
位置照合を行う代わりに仮想アイソセンタ位置照合を行った。位置決めの検証は治療アイ
ソセンタで行った。

この場合、仮想アイソセンタを使用して同じ HTT を比較したところ DRR には異なる骨
情報が含まれており 2 つの異なる頭蓋骨が選択された。BB5 は DRR 上に十分な骨情報が含
まれるように中央領域に配置し、BB7 は DRR 上骨情報が不足するように頭蓋周辺に配置し
た。これらの 2 つの BBs の HTT は仮想アイソセンタで繰り返し実行された。最初骨情報の
利用が可能な場所にあった BB5 の場合、6DOF 位置照合時に骨情報が不足するように仮想
アイソセンタを選択した。また最初に骨情報が不足するような BB7 では、より多くの骨情
報が利用できるように仮想アイソセンタを選択した。このように骨情報の違いで位置決め
の精度にどれほど影響を及ぼすか比較した。

HTT for different positioning techniques 様々位置決め技術のための HTT

4 つの異なる位置決め技術を使用し、位置決め精度を比較した。位置決め技術は、フレ
ームレスとフレームレスファインチューン(微調整)のフレームシステムと同じローカライズ
ボックスを使用したフレームベースである再配置可能な U-フレームと侵襲性のあるヘッド
リングである。フレームレスのポジショニングでは平行移動の患者ポジショニングの精度
を 1.5 mm の臨床標準とした。これは NB が平行移動を自動的に調整しようとした際、位置
決め誤差が 1.5 mm 以内になった時に治療寝台の調整を停止するためである。位置決め精度
は標準の 1.5 mm 以下に手動で調整することができる。比較は BB5 と BB7 の HTT に用いた
(Fig.1).

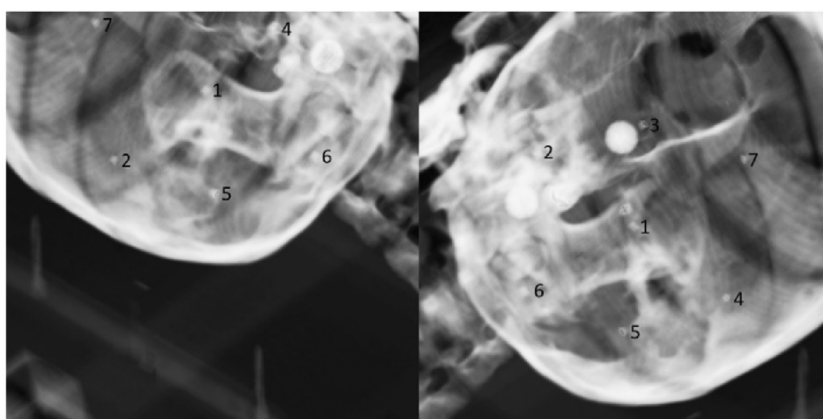


Fig. 2. Digitally reconstructed radiographs showing enough bony information available (right) and lack of bony information available (left).

Results

Detection accuracy for rotational setup 回転設定の検出精度

各測定セッションの前に実行されたベースラインポジションは測定データから差し引かれた。既知の回転から観察された平均偏差は Roll, Pitch, Yaw はそれぞれ $0.34^\circ(\text{SD}0.16^\circ)$, $-0.23^\circ(\text{SD}0.21^\circ)$, $0.13^\circ(\text{SD}0.62^\circ)$ であった。Fig.3 に ET, NB の検出精度の解析を示す。ET について平均検出誤差の Roll, Pitch, Yaw それぞれは $-0.04^\circ(\text{SD}0.11^\circ)$, $-0.05^\circ(\text{SD}0.11^\circ)$, $0.02^\circ(\text{SD}0.13^\circ)$ 。同様に NB は $-0.09^\circ(\text{SD}0.06^\circ)$, $-0.02^\circ(\text{SD}0.07^\circ)$, $0.06^\circ(\text{SD}0.14^\circ)$ であった。

Positioning accuracy after correction for rotational setup Errors 回転設定誤差補正後の位置決め精度

水平およびポータルフィルム法で測定した Roll, Pitch, Yaw に対する NB の位置決め精度を Table.1 および Fig.4 に示す。平均位置決め誤差の Roll, Pitch, Yaw は水平方法の計測ではそれぞれ $0.06^\circ(\text{SD}0.05^\circ)$, $0.07^\circ(\text{SD}0.05^\circ)$, $0.09^\circ(\text{SD}0.08^\circ)$ であった。ポータルフィルム法では $0.06^\circ(\text{SD}0.03^\circ)$, $0.09^\circ(\text{SD}0.06^\circ)$, $0.06^\circ(\text{SD}0.06^\circ)$ であった。

Table 1. Positioning accuracy for the Novalis Body system for longitudinal, lateral, and vertical rotations measured with water level and portal film

| Intended rotation (°) | Longitudinal error (°) | | | | Lateral error (°) | | | | Vertical error (°) | | | |
|-----------------------|------------------------|------|-------------|------|-------------------|------|-------------|------|--------------------|------|-------------|------|
| | Water level | | Portal film | | Water level | | Portal film | | Couch | | Portal film | |
| | Average | SD | Average | SD | Average | SD | Average | SD | Average | SD | Average | SD |
| -4 | -1.10 | 0.10 | -1.01 | 0.02 | -1.43 | 0.06 | -2.69 | 0.03 | 0.07 | 0.15 | 0.20 | 0.06 |
| -3 | -0.13 | 0.06 | 0.05 | 0.09 | -0.40 | 0.00 | -2.67 | 0.03 | 0.00 | 0.26 | 0.06 | 0.11 |
| -2 | 0.00 | 0.00 | 0.05 | 0.04 | 0.00 | 0.10 | -1.98 | 0.08 | -0.07 | 0.35 | -0.03 | 0.05 |
| -1 | -0.03 | 0.06 | 0.11 | 0.06 | 0.00 | 0.10 | -0.93 | 0.04 | -0.07 | 0.06 | 0.00 | 0.04 |
| 1 | 0.03 | 0.15 | -0.05 | 0.06 | -0.07 | 0.06 | 1.02 | 0.17 | 0.00 | 0.17 | -0.07 | 0.09 |
| 2 | -0.13 | 0.06 | -0.05 | 0.11 | 0.10 | 0.10 | 2.10 | 0.05 | 0.13 | 0.06 | -0.05 | 0.07 |
| 3 | 0.00 | 0.10 | -0.07 | 0.17 | 0.57 | 0.23 | 2.54 | 0.07 | 0.13 | 0.06 | 0.02 | 0.09 |
| 4 | 0.93 | 0.06 | 1.10 | 0.07 | 1.63 | 0.15 | 2.58 | 0.06 | 0.23 | 0.06 | 0.04 | 0.17 |

Detection and positioning accuracy for combined rotations 複合回転の検出および位置決め精度

ポータルフィルム法で測定した複合回転の平均検出精度は, Roll, Pitch, Yaw に対してそれぞれ $0.13^\circ(\text{SD}0.10^\circ)$, $0.10^\circ(\text{SD}0.09^\circ)$, $0.14^\circ(\text{SD}0.11^\circ)$ であった。機械的閾値(Roll, Pitch 対して 3.0° , 2.5°)を超える検出誤差を除外すると, 平均位置決め精度は Roll, Pitch, Yaw はそれぞれ $0.17^\circ(\text{SD}0.22^\circ)$, $0.11^\circ(\text{SD}0.17^\circ)$, $0.12^\circ(\text{SD}0.14^\circ)$ であった。複合回転の結果は Table.2 にまとめられている。

Table 2. Position and detection accuracy for combined rotations

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|--------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
| Intended rotations (°) | | | | | | | | | | |
| Longitudinal | 0.25 | 1.67 | 4.61 | -3.09 | -6.22 | 0.56 | 5.51 | 1.44 | 10.09 | 5.53 |
| Lateral | 0.67 | 0.77 | -1.12 | 1.25 | 1.15 | 1.16 | 0.25 | 3.14 | -0.95 | 4.01 |
| Vertical | 1.20 | -3.88 | -3.21 | -2.08 | 1.12 | 1.35 | -2.65 | -5.56 | -6.82 | 5.45 |
| Detection accuracy (°) | | | | | | | | | | |
| Longitudinal | -0.13 | -0.06 | 0.15 | -0.06 | -0.10 | 0.00 | -0.12 | -0.18 | -0.39 | 0.13 |
| Lateral | 0.00 | -0.05 | -0.15 | 0.25 | 0.05 | 0.24 | -0.10 | -0.02 | 0.11 | 0.07 |
| Vertical | -0.08 | -0.07 | -0.14 | -0.06 | -0.14 | -0.02 | -0.07 | 0.19 | 0.26 | 0.40 |
| Positioning accuracy (°) | | | | | | | | | | |
| Longitudinal | 0.04 | 0.11 | 1.74 | 0.24 | -3.41 | -0.24 | 2.52 | 0.42 | 6.55 | 2.61 |
| Lateral | 0.11 | 0.14 | -0.15 | 0.11 | -0.11 | 0.12 | 0.05 | 0.86 | -0.11 | 2.04 |
| Vertical | 0.14 | -0.25 | 0.16 | 0.14 | -0.15 | 0.24 | -0.12 | 0.11 | -0.21 | 0.17 |

Detection and positioning accuracy for combined rotations 7か所の異なる HTT

7つの異なる HTT の全体的な 3D ベクトルはフレームレスシステムの場合 0.46 mm(SD0.38 mm)であった。7か所の異なる HTT についてのこれらの 3D 設定偏差ベクトルによる平均シフトは Table.3 にまとめてある。

HTT for two different locations using virtual isocenter positioning 仮想アイソセンタ位置決めを用いた2つの異なる場所の HTT

3D 偏差ベクトルは HTT5 および HTT7 についてそれぞれ 0.50 mm(SD0.35 mm), 0.68 mm(SD0.34 mm)であり, 全体的な 3D 精度は 0.59 mm(SD0.34 mm)という結果になった。

Table 3. Hidden target tests (HTTs) for seven different locations

| Shifts | HTT1 | | HTT2 | | HTT3 | | HTT4 | | HTT5 | | HTT6 | | HTT7 | |
|--------------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|---------|
| | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) |
| Longitudinal | 0.11 | 0.18 | 0.28 | 0.14 | 0.13 | 0.19 | 0.31 | 0.28 | 0.47 | 0.41 | 0.25 | 0.23 | 0.10 | 0.15 |
| Lateral | 0.33 | 0.30 | 0.22 | 0.19 | 0.26 | 0.19 | 0.35 | 0.33 | 0.21 | 0.18 | 0.26 | 0.07 | 0.32 | 0.16 |
| Vertical | 0.35 | 0.04 | 0.25 | 0.43 | 0.24 | 0.21 | 0.21 | 0.18 | 0.31 | 0.02 | 0.20 | 0.17 | 0.20 | 0.17 |
| 3D vector | 0.49 | 0.35 | 0.44 | 0.49 | 0.37 | 0.34 | 0.51 | 0.47 | 0.60 | 0.45 | 0.41 | 0.29 | 0.39 | 0.28 |

Abbreviation: 3D = three-dimensional.

HTT for two different locations using virtual isocenter positioning 様々な位置決め技術のための HTT

全体的な 3D 精度は, フレームベース法では 1.19 mm(SD0.45 mm), 再配置可能なマスクでは 0.87 mm(SD0.44 mm), フレームレス法では 0.76 mm(SD0.46 mm), フレームレス微調整法では 0.57 mm(SD0.40 mm)であった。HTT5 および HTT7 についての 3D 設定偏差ベクトルを用いた平均シフトは Table.4 にまとめてある。

Table 4. Hidden target tests (HTTs) for different positioning techniques

| Shifts | | Frame-based | | Relocatable frame | | Frameless | | Frameless fine-tuned | |
|--------|--------------|--------------|---------|-------------------|---------|--------------|---------|----------------------|---------|
| | | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) | Average (mm) | SD (mm) |
| HTT5 | Longitudinal | 1.00 | 0.41 | 0.60 | 0.36 | 0.50 | 0.24 | 0.48 | 0.22 |
| | Lateral | 0.30 | 0.52 | 0.45 | 0.13 | 0.40 | 0.35 | 0.33 | 0.32 |
| | Vertical | -0.60 | 0.00 | -0.35 | 0.04 | -0.60 | 0.00 | -0.35 | 0.05 |
| | 3D vector | 1.20 | 0.66 | 0.83 | 0.39 | 0.88 | 0.42 | 0.68 | 0.39 |
| HTT7 | Longitudinal | 1.00 | 0.24 | 0.53 | 0.48 | 0.63 | 0.27 | 0.25 | 0.21 |
| | Lateral | 0.00 | 0.00 | 0.38 | 0.00 | 0.30 | 0.31 | 0.38 | 0.28 |
| | Vertical | -0.60 | 0.00 | -0.25 | 0.22 | 0.00 | 0.19 | -0.13 | 0.22 |
| | 3D vector | 1.17 | 0.24 | 0.85 | 0.45 | 0.70 | 0.52 | 0.47 | 0.41 |

Abbreviation: 3D = three-dimensional.

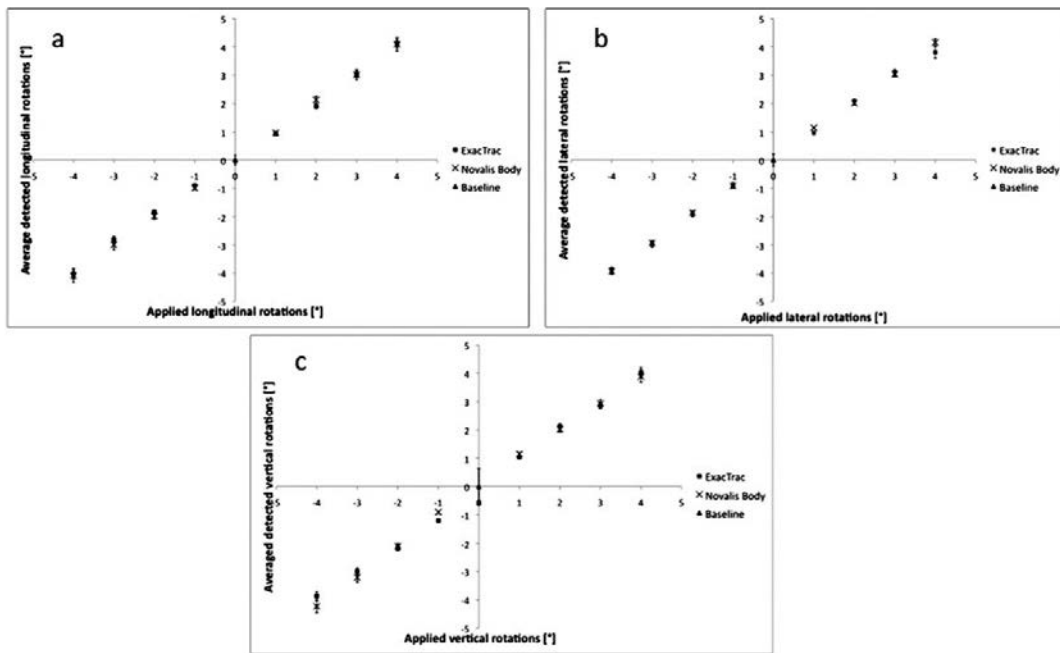


Fig. 3. Detection accuracy of the ExacTrac and Novalis Body for known longitudinal (a), lateral (b), and vertical (c) rotations.

Discussion

Detection and positioning accuracy 検出および位置決め精度

ファントム測定の結果に基づいてNovalis システム(ETおよびNB システム)はRoll, Pitch, Yaw それぞれ 0.09° (SD 0.06°), 0.02° (SD 0.07°), 0.06° (SD 0.14°)のセットアップエラー精度で

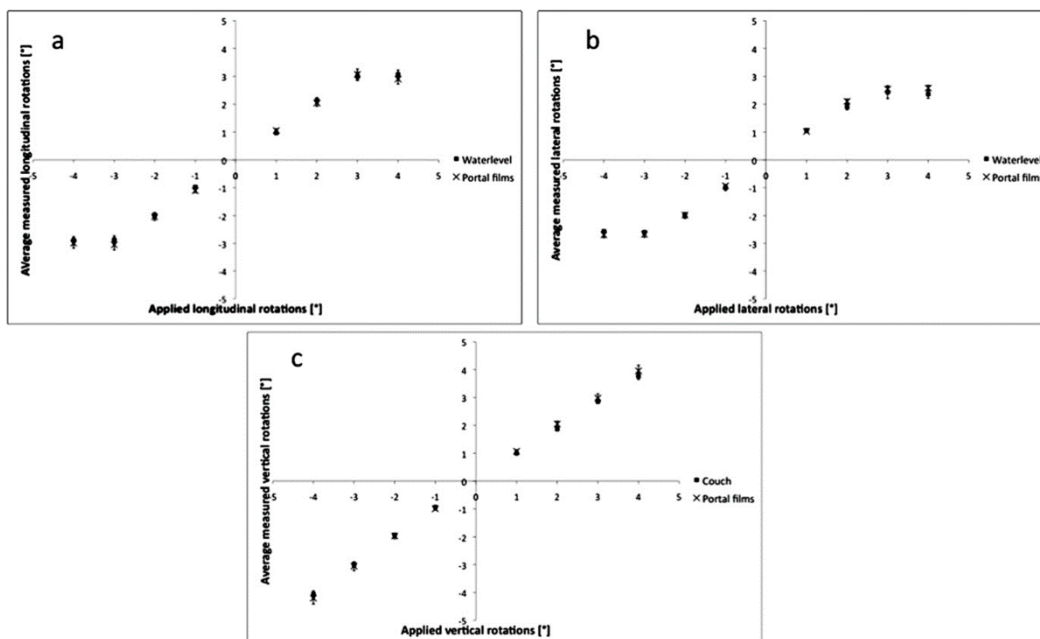


Fig. 4. Positioning accuracy of the Novalis Body for longitudinal (a), lateral (b), and vertical (c) rotations, measured with the water level and portal film methods.

検出できる。位置決め精度は Roll, Pitch, Yaw に対して 0.06° (SD 0.05°), 0.08° (SD 0.06°), 0.07° (SD 0.07°)の精度を示している。

Table.1 および Fig.4 の結果は Roll, Pitch に対して完全に補正されていないことを示している。これらの偏差の原因は, Roll, Pitch に対して, それぞれ 3.0° , 2.5° のソフトウェア上の制限があるためであり, 患者の快適さおよび回転に対して患者の反作用を最小限にするためである。Guckenberger らは固定化しない状態で回転の補正後 2 次的に患者の変位が有意に増加することを報告している。Meyer は回転補正後マスク内部で 0.3 mm , 0.3° ぐらいの反作用の動きが生じると報告している。

Novalis システムは 1 mm 未満および 1° 未満での補正精度がある。他の 6DOF のアプローチでも同じ結果が報告された。Wilbert らは頭蓋内の治療において 6DOF の位置決めは簡便で効率的であると報告している。

RTM の導入することで患者は Novalis システムによる 6 軸自由度で補正をすることができ, セットアップ精度はランダムエラーおよびシステムティックエラーの減少に繋がる。Soete らは RTM 導入後の X 線位置決めシステムの位置決め精度を再調査し, 測定されたランダムエラーが実質的に測定自身のランダムエラーに等しいため患者の位置変更エラーに影響を受けないと報告している。

Murphy らは剛体設定計算では, 回転が補正手順の中を含むか除外されているかどうかに応じて設定補正の最適な並進成分が異なると述べている。回転の補正が不可能なときは回転の補正量を計算するべきでない。Verellen らは計画されたアイソセンタが回転の原点と使用された場合, リニアックのアイソセンタであり, 回転の補正がなされるかどうかに関わらず患者のアイソセンタはリニアックアイソセンタとして見なせると報告している。位置照合のために 6DOF で考慮して良い点は, 回転成分のセットアップエラーと並進成分のセットアップエラー適切に区別できることである。本研究のように強度ベースの X 線と DRR の重ね合わせを行った場合, DRR が実際の X 線と全く同じビューで与えられた場合のみ最適な一致とみなすことができる。しかし回転のことを考慮していないならば重ね合わせアルゴリズムは回転と並進を混同してしまうこととなる。Jin らは 3 軸方向の重ね合わせよりも 6 軸方向の重ね合わせの方がよりよい並進成分の精度向上が可能であると報告している。治療寝台のカウチ下に RTM を導入することで, 回転の自由度による位置照合を考慮することだけでなく治療前に回転補正を実施することで最適な位置決め精度を達成することができる。

HTT

HTT テストとして最初に位置照合アルゴリズムが限られた骨の情報しかない状況でファントムが正しく位置決めできるかどうか確かめた。頭部ファントムを使用した際, 球対称の解剖的構造が提示され位置照合アルゴリズムの結果に影響する可能性がある。Table.3 の結果はアルゴリズムが 7 つの位置いずれも同等で良好な結果を示している。

最後に DRR で骨情報の欠如したときアルゴリズムが良好かどうか確認するために7つの内2つ(BBs5, 7)を選び、仮想アイソセンタを使用して計測した。DRR 上で多かれ少なかれ骨情報が利用可能であり、正確性についても同様な結果であった。

ヘッドリングは高精度であるがどうしても侵襲性が強く、苦痛や不快感などから最適ではないかもしれない。さらに腫瘍とフレームとの間の位置関係が位置照合中や治療中の間、変化がないという前提の上であり、ポジショニングをする際には患者の実際の解剖学的構造ではなくフレームが基準となる。フレームレス SRS は患者の快適さおよび細分化された治療スケジュールを提供することができるという点で有利であるが、マスク内での動きという点で不利である。フレームベースの手法では long 方向において不確かさが大きいということがわかった。また頭尾方向の再構成は 2.0 mm であり、CT スライス厚に依存していることから他の2方向よりも不確かさが大きい。Yan らは、骨盤領域において long 軸が他の2軸よりもわずかに位置照合誤差が大きいと報告している。著者らは、long 軸はスライス厚による CT 画像の解像度と関係性があると考えた。Murphy らは CT スライス厚を 3.0 mm から 1.5 mm に減らすことで頭部の位置照合が2倍よくなると報告している。これは SRS 用のアプリケーションにおいて CT 画像の空間分解能が IGRT のビームアライメントに影響があるということを示している。

フレームレス微調整システムは自動でセットアップしたときと比較すると少し精度が向上した。そのため設定を 1.0 mm に変更した。そして最終調整は手動で行った。最後に再配置可能なマスクは他の手法の結果に匹敵する結果を示したが、治療を行う前に生じていたマスク内部の動きの起因する回転は補正されないという不都合がある。

この研究はファントムの位置決め精度について、さまざまな手法で非常に似ていることを示している。主に違う点は患者の位置決め方法自体である。腫瘍が侵襲的ヘッドリングで固定されたままとするローカライザを有する外部の3次元座標系、歴史的に確立されたフレームベース法、フレームレス法のための解剖学的な位置照合を行う ET, NB など。フレームレス法の主な問題点は画像取得時および治療中の患者の動きによって引き起こされる平均的な位置照合誤差の扱いである。この研究はファントムで行われ 1°未満の検出と位置照合精度を示している。我々が実際の患者で行うならばフレームレス手法ならびに侵襲的ヘッドリングの両方ともに治療を行っている間の患者の治療中の動きに対処しなければならない。Meijer や Combs らは SRS や SRT のために 1~2 mm の PTV マージンになるような最小の GTV を提唱した。当科でフレームレス/IGRT 手法で治療を行った 150 名の患者で治療中の動きを評価したところ最小で 2.0mm の安全なマージン(2009, データ未掲載)を指し示した。この報告は過去のレポートと一致する。治療中の動きおよびまたはマージンを減少するための他の可能性は、治療している最中に定期的に照合画像を取得することである。

Conclusion

ファントムを使用した研究は ET, NB の検出精度,またカウチベッド下の RTM の Roll,

Pitch, Yaw の位置照合精度の評価するために行われた。

位置決め精度に関する研究は、フレームレス SRS についてカウチおよび RTM の 1 mm 未満の精度を示した。HTT はフレームベースの手術的放射線治療精度とフレームレスと比較するために行われた。ファントムではさまざまな位置照合手法で同等な結果が観察された。X 線ベースの位置照合は、治療中定期的に X 線照合画像を撮影する、もしくはマージンを利用することでフレームベースに匹敵する。

Comment

本論文は、ファントムを用いて Novalis ExacTrac 6DOF システムのセットアップ精度を固定方法(侵襲的なヘッドリング, フレームベース法, フレームレス法, フレームレス modify 法)の違いによる比較検討した論文である。精度の検証を行うにあたり、装置ならびに自作のアルゴリズムの不確かさの検討を行い幾何学的な補償を確立した上で検証が行われていた。結果としてそれぞれの固定精度には大きい違いは生じなかった。しかしそれぞれの固定法の特徴を把握しておく必要がある。近年、普及している熱可塑性のマスクでは位置照合を行った後にマスク内部で動きが生じる可能性があることや侵襲的ヘッドリングには患者にとって苦痛や不快感があるといったことなどである。今回の研究では治療前の位置照合 (Inter fractional set-up error) の結果だけであったが実際に治療する際には治療中 (Intra fractional set-up error) の動きなども考慮する必要があると考えられる。

※文中の図・表については、全て論文より引用した。

北岡 幹教 (香川大学医学部附属病院)

世界の論文シリーズ

Dosimetric Impact of the Interplay Effect During Stereotactic Lung Radiation Therapy Delivery Using Flattening Filter-Free Beams and Volumetric Modulated Arc Therapy

フラットニングフィルターフリービームと VMAT を使用した肺 SBRT における Interplay Effect の線量測定への影響

Chin Loon Ong, Max Dahele, Ben J.Slotman and Wilko F.A.R.

Int. J. Radiation Oncology Biol Phys, Vol. 86, No.4, pp. 743-748, 2013

Introduction

肺における体幹部定位放射線治療は、有害事象の範囲を限定しながら、局所制御率を向上させることが可能な照射技術である。肺 SBRT を 3DCRT や固定多門 IMRT で実施した場合、照射に多大な必要な時間が必要であったが、VMAT を用いることにより照射時間を従来法の半分以下にすることが可能となった。さらに、近年登場した Flattening Filter Free(以下 FFF)のビームと VMAT を組み合わせることにより、更に照射時間の短縮を図ることが可能である。一方、肺などの呼吸性移動を伴う臓器に対し IMRT を用いる場合、腫瘍の移動と MLC 駆動の干渉が発生する可能性がある。この現象は Interplay Effect と呼ばれ、予期せぬ線量投与に繋がる恐れがある。

本研究では、FFF を用いた VMAT(RapidArc)における Interplay Effect に起因する線量変化の可能性について検討している。

Methods and Materials

本研究は、自由呼吸下における肺定位 VMAT で治療された 7 症例の早期肺癌患者の治療計画を対象としている。対象患者の治療スキームは、それぞれ 18 Gy×3Fr(n=2), 11Gy×5Fr(n=3), 7.5 Gy×8Fr(n=2)であり、全ての患者において腫瘍移動長は 4DCT による計測で 8 mm 以上認められた。

治療計画は全て、Average Intensity Projection 画像に対し、最大線量率 2400MU/min の 10MV FFF を用いた VMAT 計画を立案した。VMAT の最適化および線量計算は Eclipse Ver.8.9(Varian Medical Systems)を用い、治療機は Millennium 120 MLC が搭載された TrueBeam(Varian Medical Systems)、線量計算アルゴリズムは Anisotropic Analytical Algorithm(AAA)、計算グリッドは 2.5mm を用いた。

検証に使用する臨床計画は 2 フルアーク(358°)および 2 パーシャルアーク(209°)の計画であり、それらに加えて 1 フルアークおよび 1 パーシャルアーク(224°)を用いた 2 計画を追加作成した。追加計画は、最適化 Objectives は臨床で使用したままを用いて再最適化を行い、作成している。

Interplay Effect の影響を評価する動体ファントムとして、QUASAR ファントム(Modus Medical Devices, Inc)を用い、呼吸波形は正弦波、呼吸周期は 5 sec/Cycle、振幅は 4DCT から得た各患者の腫瘍移動長に設定して動体ファントムを動作させた。全ての計画について、ファントムが動作しない場合と動作させた場合に対し実験を行った。ファントムを動作させた場合は、低線量率 400MU/min および高線量率 2400MU/min の各線量率についても実験を行った。異なる呼吸運動パターンについても検討するため、線量分布が最も大きく変化した計画について、呼吸波形を Sin^6 、振幅を 1.6 および 3.0 cm、呼吸周期を 3, 5, 7 sec/Cycle に動体ファントムを設定した条件においても測定を行った。さらに、測定の安定性を確認するために、選択した 1 つのアークにおいて、同じ初期呼吸位相にて測定を 6 回繰り返し行った。

測定は、2 枚の EBT3 フィルムを肺インサートのコロナル 1 断面に配置することにより行った。絶対線量測定は、測定毎に既知の線量分布から 2 枚のフィルムを校正することにより行った。線量評価は、OmniPro I^mRT ソフトウェア(IBA Dosimetry, ドイツ)を用いて行った。線量評価の基準となる線量分布を作成するために、全ての位相に均等に線量が処方されたと仮定し、OmniPro I^mRT を用いてファントムを動作しない場合の線量分布を正弦波のモーションパターンでコンボリューションすることで、Interplay Effect の影響がない線量分布を作成した。ファントムを動作しない場合の線量分布を 20 等分割された正弦波のモーションパターンに割り振った(平均線量分布)。

MLC 走査と標的の動きの干渉から引き起こされた Interplay Effect による線量偏差を調査するために、平均線量分布(Interplay のない線量分布)に対するファントムを動かした場合の線量分布の比較を γ 解析(Criteria : Dose Difference 3%, Distance to Agreement 1 mm)で評価した。少なくとも PTV 線量の 50%以上が投与される領域を含むように ROI を設定しフィルム内における γ 値が 1 より大きい点の割合と PTV 内の最大線量偏差を解析した。

1 症例について、コンボリューション法と Interplay Effect の影響がない場合の QUASAR ファントムにおける 4 次元線量計算を比較することで、本研究で用いた方法の妥当性を確認した。臨床計画のアイソセンタを頭尾方向シフトさせ、その都度再計算を行ったサブ計画を作成し、各々を合算することにより、4 次元線量計算をシミュレートした。合算から得られた線量分布とファントムを動作しない場合のコンボリューションされた線量分布との比較を行った。同じ ROI を解析した結果、4 次元線量計算とコンボリューションによる測定は、平均 DD が 0.25 以内であり γ 解析では DD1%, DTA1 mm の Criteria において 99%以上のパス率であった。

Results

Table1 は、本研究で対象とした計画を一覧にまとめたものである。最大線量率 2400MU/min を用いた 2 アークの臨床計画を照射した場合、照射時間は平均 2.5 分であった。線量率 400MU/min を用いた計画の場合、照射時間はフラクシオン毎の線量に依存して 2.5~5 倍にまで増加した。照射回数が 5 フラクシオンおよび 8 フラクシオンの線量率 2400MU/min の計画において、シングルアークを用いた場合、2 アークの計画に比べ照射時間が半分となった。これらの傾向は、照射回数が 3 フラクシオンの場合には認められなかった。

Table 1 Details of all investigated cases

| Patient | Dose schemes | PTV size cm ³ | Motion cm | Monitor unit/Gy (clinical plan) MU/Gy | Beam-on time, minute | | | | | |
|---------|--------------|--------------------------|-----------|---------------------------------------|----------------------|------------|-------------|------------|---------------|------------|
| | | | | | 2 arcs (clinical) | | 1 arc | | 1 partial arc | |
| | | | | | 2400 MU/min | 400 MU/min | 2400 MU/min | 400 MU/min | 2400 MU/min | 400 MU/min |
| 1 | 3 × 18 Gy | 12 | 2.0 | 273 | 2.55 | 12.63 | 2.26 | 12.59 | 1.98 | 11.86 |
| 2 | 3 × 18 Gy | 18 | 1.3 | 258 | 2.67 | 12.18 | - | - | - | - |
| 3 | 5 × 11 Gy | 42 | 1.4 | 217 | 2.50 | 6.39 | 1.25 | 5.72 | 0.91 | 6.21 |
| 4 | 5 × 11 Gy | 20 | 0.8 | 225 | 2.49 | 6.63 | - | - | - | - |
| 5 | 5 × 11 Gy | 61 | 1.6 | 269 | 1.45 | 7.41 | - | - | - | - |
| 6 | 8 × 7.5 Gy | 43 | 1.5 | 304 | 2.49 | 6.01 | 1.26 | 6.03 | 1.00 | 6.00 |
| 7 | 8 × 7.5 Gy | 47 | 1.3 | 277 | 2.49 | 6.37 | - | - | - | - |

Abbreviations: MU = monitor units; PTV = planning target volume.

Figure 1 は、照射開始位相を揃えて症例 6 の計画を照射した場合における繰り返し測定の結果を示している。各測定における線量プロファイルは良好な一致を見せており、SD は 6 cGy 以内であった。Table2 は、高線量率および低線量率の臨床 2 アーク計画における、ファントムを動かして測定した結果とコンボリューションした結果(ファントムを固定して測定)との比較をまとめたものである。シングルアーク、2 アーク、2 フラクシオン合算および 3 フラクシオン照射合算における、それぞれの γ 解析と線量偏差の結果を提示する。

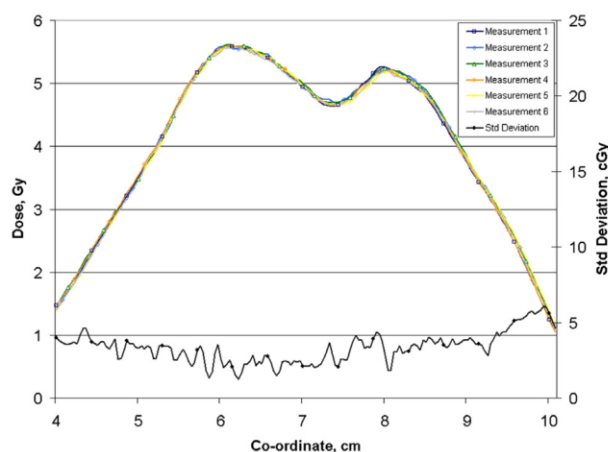


Fig. 1. Six repeated measurements of 1 selected arc for patient 6, performed at the same initial phase of the breathing cycle.

Table 2 Gamma analysis and dose deviations (mean \pm SD for 3 measurements at different starting phases of the breathing cycle) for all 7 clinical 2-arc plans delivered using dose rates of 400 and 2400 MU/min

| Patient | Motion (cm) | Motion pattern and period (s) | Gamma >1, % | | | | | | Max dose deviation, % | | | | | |
|---------|-------------|-------------------------------|-----------------|----------------|---------------|-----------|----------------|-----------------|-----------------------|---------------|----------------|-----------------|---------------|-----|
| | | | 1 arc | | 2 arcs | | 1 arc (400 MU) | 2 arcs (400 MU) | 2 arcs | | 1 arc (400 MU) | 2 arcs (400 MU) | | |
| | | | 1 arc | 2 arcs | fractions | fractions | fractions | fractions | fractions | fractions | fractions | fractions | | |
| 1 | 2.0 | Sin, 5 s | 6.0 \pm 2.5 | 3.9 \pm 0.8 | 1.7 \pm 1.3 | 0.4 | 1.2 \pm 0.3 | 1.0 | 6.0 \pm 1.1 | 4.7 \pm 0.8 | 4.3 \pm 0.9 | 3.7 | 4.5 \pm 0.1 | 3.6 |
| 2 | 1.3 | Sin, 5 s | 10.1 \pm 3.9 | 6.1 \pm 1.6 | 1.8 \pm 2.3 | 0.1 | 1.6 \pm 0.3 | 0.8 | 7.7 \pm 1.6 | 5.4 \pm 0.5 | 3.9 \pm 0.9 | 3.4 | 3.7 \pm 0.4 | 3.2 |
| 3 | 1.4 | Sin, 5 s | 9.3 \pm 4.7 | 5.4 \pm 1.3 | 1.3 \pm 2.1 | 0.0 | 0.2 \pm 0.3 | 0.1 | 6.8 \pm 2.2 | 5.8 \pm 0.3 | 4.1 \pm 1.3 | 3.0 | 3.5 \pm 0.7 | 3.0 |
| 4 | 0.8 | Sin, 5 s | 3.6 \pm 1.7 | 0.8 \pm 0.8 | 0.1 \pm 0.2 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 5.0 \pm 0.6 | 3.7 \pm 0.6 | 2.7 \pm 1.0 | 1.7 | 2.2 \pm 0.6 | 1.5 |
| 5 | 1.6 | Sin, 5 s | 16.2 \pm 5.6 | 7.3 \pm 4.0 | 1.4 \pm 1.6 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 8.2 \pm 1.5 | 3.5 \pm 0.7 | 3.5 \pm 0.7 | 3.0 | 2.6 \pm 0.2 | 1.9 |
| | 1.6 | Sin ⁶ , 3 s | 8.4 \pm 7.0 | 3.0 \pm 0.9 | 0.3 \pm 0.5 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 5.7 \pm 1.3 | 4.6 \pm 0.5 | 3.0 \pm 0.3 | 2.2 | 3.6 \pm 1.1 | 2.6 |
| | 1.6 | Sin ⁶ , 5 s | 12.0 \pm 4.6 | 4.9 \pm 2.4 | 0.3 \pm 0.2 | 0.0 | 0.9 \pm 0.8 | 0.0 | 6.5 \pm 1.5 | 4.8 \pm 0.4 | 3.0 \pm 0.4 | 2.0 | 3.7 \pm 1.0 | 3.4 |
| | 1.6 | Sin ⁶ , 7 s | 18.8 \pm 9.4 | 9.3 \pm 3.8 | 0.6 \pm 0.6 | 0.0 | 0.7 \pm 0.8 | 0.0 | 8.7 \pm 1.6 | 5.3 \pm 1.1 | 3.5 \pm 0.2 | 2.3 | 4.2 \pm 0.2 | 3.3 |
| | 3.0 | Sin ⁶ , 3 s | 12.1 \pm 5.2 | 5.8 \pm 0.8 | 2.3 \pm 0.7 | 1.3 | 3.0 \pm 2.9 | 2.1 | 6.1 \pm 1.1 | 4.4 \pm 0.8 | 3.7 \pm 0.7 | 3.5 | 4.1 \pm 0.1 | 3.1 |
| | 3.0 | Sin ⁶ , 5 s | 19.9 \pm 11.4 | 11.5 \pm 6.2 | 3.9 \pm 1.8 | 2.1 | 4.1 \pm 4.1 | 1.8 | 7.0 \pm 1.8 | 5.2 \pm 1.3 | 4.4 \pm 0.9 | 3.3 | 4.3 \pm 0.1 | 3.3 |
| | 3.0 | Sin ⁶ , 7 s | 25.3 \pm 9.9 | 16.4 \pm 7.4 | 7.1 \pm 9.4 | 2.6 | 4.4 \pm 3.4 | 3.1 | 11.9 \pm 2.8 | 8.1 \pm 2.7 | 5.1 \pm 1.8 | 3.5 | 5.4 \pm 0.4 | 4.3 |
| 6 | 1.5 | Sin, 5 s | 10.3 \pm 3.5 | 6.5 \pm 1.8 | 1.6 \pm 2.3 | 0.0 | 1.0 \pm 0.7 | 0.0 | 7.7 \pm 1.3 | 5.7 \pm 1.0 | 3.4 \pm 1.2 | 3.0 | 4.1 \pm 0.1 | 2.4 |
| 7 | 1.3 | Sin, 5 s | 16.9 \pm 3.6 | 5.0 \pm 1.2 | 0.4 \pm 0.1 | 0.0 | 1.8 \pm 2.6 | 0.1 | 6.9 \pm 0.7 | 5.4 \pm 0.5 | 3.7 \pm 0.2 | 2.3 | 3.7 \pm 1.8 | 3.4 |

Abbreviations: MU = monitor units; SD = standard deviation.

線量率 2400MU/min のシングルアーク計画では、 γ 値が 1 を超える割合は 3.6% から 16.9% の間に収まっており、平均最大線量偏差は 8.2% までであった。照射開始位相が異なるシングルアークの測定結果は大きくばらついており、最大偏差は 5.6% までであった。2 アークの計画では、 γ 値が 1 を超える割合は、0.8% から 7.3% まで減少していた。照射開始位相が異なる線量分布を合算した場合、2 フラクシオンの合算では 2% 未満、3 フラクシオンの合算では 0.5% 未満となった。線量率 400MU/min を用いた計画は、 γ 解析において全て 99% 以上のパスを認めた。2 アーク計画のシングルフラクシオンにおける平均最大線量偏差は、線量率 2400MU/min を用いた計画の 3 フラクシオン分を組み合わせさせた結果の平均と同程度の範囲(1.5%~3.6%)であった。線量の一致度について、Sin⁶のモーションパターンと正弦波のモーションパターンは同程度の結果の範囲となった(Table2)。最大振幅 3 cm および呼吸周期 7 sec/Cycle において最も大きい線量差が認められたが、同条件において 3 フラクシオンの照射を用いた場合では、 γ 値が 1 を超える割合は 3% 未満であった。Figure 2 は、症例 5 について、各々線量率 400MU/min および 2400MU/min を用いた場合のシングルアーク、2 アーク、2 フラクシオン照射および 3 フラクシオン照射を各々組み合わせさせた線量分布を示している。

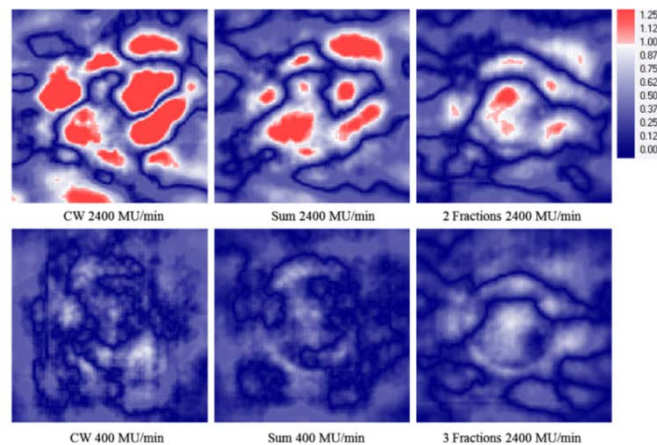


Fig. 2. Gamma maps for single clockwise (CW) arcs and sum plans delivered using dose rate of 400 or 2400 MU/min, and the combinations of dose distribution over 2 and 3 fractions, for patient 5.

Figure 3 は、症例 6 について、コンボリューションして得られた線量プロファイルとファ

ントムを動かして測定した場合の線量プロファイルを比較した結果である。シングルアーク計画においては 9.4% までの最大線量偏差を認めたが、2 アーク計画では 7.4% まで小さくなった。2 フラクシオン照射および 3 フラクシオン照射時を各々組み合わせた線量分布においては、より小さくなりそれぞれ 5% 未満および 3% 未満という結果となった。線量率 400MU/min の計画においては、シングルフラクシオンにおける線量偏差は 3% 未満であった。

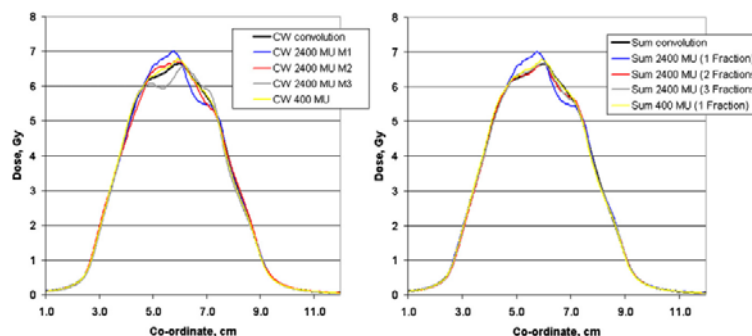


Fig. 3. Dose profiles. Left, for single clockwise (CW) arcs (all 3 measurements [M1-3] starting at different phases of the breathing cycle). Right, sum plans delivered by use of 400 or 2400 MU/min, and the combination of dose distributions over 2 and 3 fractions, for patient 6.

Table 3 は、選択した 3 症例の条件において、異なるアーク設定で照射を行った場合の各々の結果をまとめたものである。線量率 2400MU/min における 1 フラクシオンあたりの結果について、2 アークの計画では 1 フルアークおよび 1 パーシャルアークよりも、 γ 値が 1 を超える点の割合が少なく、線量偏差も小さくなり、Interplay Effect の影響があまり認められなかった。しかしながら、2 フラクシオン照射および 3 フラクシオンで照射した場合では、アークの設定によらず、Interplay による線量偏差の程度に差は認められなかった。3 フラクシオンを用いた照射の全ての条件において、 γ 値が 1 を超える割合は 2% 未満であった。一方、線量率 400MU/min を用いた計画では、シングルフラクシオンの照射においても 99% 以上のパスが認められた。

Table 3 Gamma analysis and dose deviations (mean \pm SD of 3 measurements at different starting phases of the breathing cycle) for 3 selected cases with plans generated using 2 full arcs, 1 full arc (with avoidance sector), and 1 partial arc

| Patient | Dose schemes | Gamma >1 | | | | Max dose deviation, % | | | | |
|---------|-------------------|---------------|---------------|---------------|----------|-----------------------|---------------|---------------|----------|-----|
| | | 1 fraction | 2 fractions | 3 fractions | 1 | 1 fraction | 2 fractions | 3 fractions | 1 | |
| | | (2400 MU/min) | (2400 MU/min) | (2400 MU/min) | (400 MU) | (2400 MU/min) | (2400 MU/min) | (2400 MU/min) | (400 MU) | |
| 1 | 3 \times 18 Gy | 2 arcs | 3.9 \pm 0.8 | 1.7 \pm 1.3 | 0.4 | 1.0 | 4.7 \pm 0.8 | 4.3 \pm 0.9 | 3.7 | 3.6 |
| | | 1 arc | 4.2 \pm 1.8 | 1.6 \pm 1.2 | 1.3 | 0.9 | 6.1 \pm 0.3 | 4.7 \pm 0.7 | 3.7 | 4.0 |
| | | 1 partial arc | 6.4 \pm 1.9 | 4.3 \pm 1.5 | 2.0 | 0.9 | 6.3 \pm 1.7 | 6.0 \pm 0.4 | 5.8 | 4.4 |
| 3 | 5 \times 11 Gy | 2 arcs | 5.4 \pm 1.3 | 1.3 \pm 2.1 | 0.0 | 0.1 | 5.8 \pm 0.3 | 4.1 \pm 1.3 | 3.0 | 3.0 |
| | | 1 arc | 8.2 \pm 4.1 | 3.0 \pm 2.8 | 1.2 | 0.1 | 6.0 \pm 1.0 | 4.8 \pm 1.1 | 3.0 | 3.1 |
| | | 1 partial arc | 8.4 \pm 5.0 | 0.8 \pm 0.8 | 0.0 | 0.8 | 6.1 \pm 1.5 | 2.8 \pm 0.5 | 1.5 | 3.9 |
| 6 | 8 \times 7.5 Gy | 2 arcs | 6.5 \pm 1.8 | 1.6 \pm 2.3 | 0.0 | 0.0 | 5.7 \pm 1.0 | 3.4 \pm 1.2 | 3.0 | 2.4 |
| | | 1 arc | 7.3 \pm 3.1 | 0.4 \pm 0.4 | 0.0 | 0.8 | 6.5 \pm 1.6 | 3.3 \pm 0.3 | 2.5 | 3.4 |
| | | 1 partial arc | 9.9 \pm 4.4 | 2.5 \pm 1.6 | 0.0 | 0.0 | 6.6 \pm 1.8 | 4.6 \pm 0.9 | 3.0 | 1.7 |

Abbreviations: MU = monitor units; SD = standard deviation.

Discussion

本研究では、高線量率および低線量率の FFF を用いた肺定位 VMAT(RapidArc)における

Interplay Effect について検討を行った。線量率 2400MU/min の 2 アーク計画をベース計画として作成したシングルアーク計画の照射において、Interplay Effect により PTV 内の 5% から 10% の線量偏差が生じた。しかし、2 アーク計画では線量偏差は小さくなり、2 および 3 フラクション照射を組み合わせた線量分布においては、さらに線量差が小さくなるという結果であった。最もコントロールポイントが少ない 1 パーシャルアークにおいては、最も大きい線量差が認められたが、これらの線量差についても 2 フラクション照射を用いた場合に小さくなった。リニアックによる固定多門 IMRT においては、その線量偏差は 18% までになると報告されているが、これらの線量偏差は多数回の照射に分割することで、平均化することが可能であると考えられる。少ない分割回数で高線量が照射される SBRT のような照射に対して、今回のようなケースが全て当てはまるというわけではないが、VMAT や IMRT では、ターゲットにおける線量分布への影響はそれほど大きくはなく、限定的であるとの報告がなされている。

我々の研究では、Interplay Effect のみを評価するために、ファントムを動作させた場合の測定結果とファントムを動作させない場合の測定結果から得たコンボリューションによる線量分布の比較を行った。シングルアークにおける測定では、ROI の 20% 以上で γ 解析がパスしないという結果であった。これは、フラットニングフィルターを伴った線量率 1000MU/min のビームを用いた VMAT(RapidArc)における従来の報告よりもかなり高くなっている。これは、FFF を用いた計画では非常に高い線量率で線量が投与された結果、より大きな線量的影響が生じたためではないかと考えられる。このように、照射時間が腫瘍の動く周期よりも短い場合、ターゲットに対して線量が過大および過少投与される恐れがある。加えて、1 回の FFF による少ない照射時間(呼吸周期より短い時間で照射が行われる)では Interplay Effect による線量への影響は平均化されにくい可能性がある。

Interplay Effect の影響を抑えるために、いくつかの方法が推奨されている。強度変調が大きな計画を避けるために MLC 速度を調整する方法、線量投与時間を長くするために低い線量率を使用することなどが挙げられる。我々は線量率 400MU/min の FFF を用いた VMAT(RapidArc)について、シングルフラクションにおける Interplay Effect の影響は無視できることを示した。しかし、低線量率を使用することにより照射時間が延長するため、照射時間内の患者の動きの増加に繋がり、よりモニタリングの頻度を上げることが必要となる可能性がある。高線量率を用いた照射において、照射分割数を増加した場合の線量分布と低線量率で照射した 1 フラクションの線量分布と比較した結果、線量不一致の割合はモーションパターンおよび呼吸周期に関わらず 4% 未満であった。この線量偏差は小さい範囲のみ(ROI の 3% 未満)に認められている。

FFF のビームオンタイムは、特に 1 フラクション当たりの線量が少ない場合、より少ないコントロールポイントのアーク設定(1 パーシャルアークなど)を用いることにより、さらに短くすることが可能である。シングルフラクションにおいて、コントロールポイントの少ない計画は Interplay Effect の影響を受けやすくなるが、2 および 3 フラクション以上の線量

分布を組み合わせることにより、コントロールポイントが多い計画と比べて同程度の影響にすることが可能である。

本研究の結論として、線量率 2400MU/min の FFF を用いた肺定位 VMAT(RapidArc)を、シングルアーク、シングルフラクションで行った場合、ターゲット周辺の顕著な線量偏差に繋がる可能性があるといえる。しかし、同線量を照射する際に 2 アークおよび 2 フラクション以上の分割数を用いれば、Interplay により臨床的に重大な影響が起こる可能性は低いといえる。

コメント

本論文は、高線量率 FFF を用いた肺定位 VMAT(RapidArc)における、Interplay の影響について調査を行ったものである。ターゲットの移動する周期に対し、十分に長い時間で照射が行われるような条件下(論文内では 2 アーク以上および 2~3 フラクション以上)においては、Interplay の影響が少ないことが示唆されている。FFF は短時間に高線量を照射することが可能であり、VMAT はリスク臓器の線量を減少しながらターゲットに対する線量集中制を確保することが可能な照射技術である。今後 FFF を搭載した治療機が普及する中、FFF と VMAT を組み合わせた照射が増加することが予想される。呼吸性移動を伴う臓器に対しこれらの照射を行う場合は、Interplay の影響を十分に考慮しておくことが必要であると思われる。

※本稿中の図および表は本論文より引用した。

杉本 渉 (徳島県立中央病院)

世界の論文シリーズ

Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180

画像誘導放射線治療時に照射される線量：定量化，管理および低減：AAPM TG180 の報告

Ding GX, Alaei P, Curran B, Flynn R, Gossman M, Mackie TR, Miften M, Morin R, Xu XG, Zhu TC. Med Phys. 2018 May;45(5):e84-e99.

1. INTRODUCTION

放射線治療中の患者位置決めの幾何学的精度を向上させるための標準治療として画像誘導放射線治療(IGRT)が急速に採用されてきている。IGRTはターゲットの位置決め誤差を大幅に減らすことができる。治療実施中に取得された画像は、患者とターゲットの幾何学的変化、潜在的な適応放射線治療計画、またはマージンの減少を監視するために使用できる。IGRT過程における画像ガイダンス手順は通常各治療フラクションに対して実行される。患者の体位が正しいことを確認し、必要に応じて再セットアップが実施されるため、任意の割合で複数回撮影されることがある。これらのイメージング手順は患者に追加の放射線量^{訳者注1}が照射されるため、この線量の量を理解することが被曝線量の危険性を最小にするためにますます重要になっている。

一般的に採用されている合理的に達成可能な限り線量を低くする(ALARA)という放射線防護の安全哲学は、イメージング線量^{訳者注2}にも適用可能である。しかし、合理的な方法を採用してイメージング線量を最小にすることでターゲット位置確認における視認性を低下させることは避けるべきである。現在、イメージング線量はRT治療計画では考慮されていない。TG-180の目的は、イメージング線量データを提供し、臨床医がX線画像ガイダンスのリスクと利点に関して十分な情報に基づく決定を下すガイドラインを作成することである。

AAPM TG-75のレポートでは、さまざまな画像ガイダンス手法の線量推定値と治療効果を向上させながらイメージング線量を最小限に抑えるための推奨ストラテジーが示されている。また、TG-75ではRTにおける現在および将来のIGRT技術におけるイメージング線量を管理する必要性が確認された。AAPM TG-180のレポートではAAPM TG-75レポートを補完することを目的としている。TG-180では、現在のIGRTにおける画像取得手順およびモダリティから生じる最新のイメージング線量データを含み、必要に応じて治療計画中のイメージング線量の推定および計算における現在の問題に対処する。また、IGRT手順による線量を最小限に抑える方法を取り上げ、AAPM TG-75およびICRP-102で行われた提案を

盛り込むための推奨事項も示す。TG-180 レポートでは、必要に応じて患者個別のイメージング線量計算を行うためのイメージングビームのコミッショニングに関するガイドラインも示す。

このレポートで言及されているイメージング線量は、物質への吸収線量(例えば、骨への線量または軟組織への線量)であり、これは TG-75 で使用される実効線量の計算基準とは異なる。ICRP によって定義されている実効線量は、患者の全身被曝による生物学的影響の推定値に基づいており、放射線エネルギースペクトルと照射形状の詳細な知識が必要である。ほとんどの治療計画システム(TPS)は、特別な研究ツールなしでは kV エネルギーレンジの線量分布を計算して表示することができず、計算された吸収線量を実効線量に変換して結果を表示することもできない。したがって、この追加レベルの複雑さを回避するために、このレポートでは実効線量ではなく吸収線量を使用する。

イメージング線量の量は、IGRT の頻度や使用される技術など、多くの要因によって異なる。1 回あたりの治療に対して、2 つ以上の平面画像または 1 つ以上のボリュームデータが取得され得る。ExacTrac または CyberKnife システムにおける SRS/SBRT 治療の場合では、患者の位置を監視するためにセッション当たりの平面画像取得数は 80 を超える可能性がある。これらの IGRT 手順では、正常組織に対して追加の放射線量を照射することとなる。使用されるイメージングプロトコルと技術に応じて、患者に照射されるイメージング線量には大きな変動がある。

一般的に、MV イメージングは、kV イメージングよりも多い線量が照射される。MV ボリュームイメージングを除き、単一の画像取得は、撮影モダリティに応じて 0.1~5.0 cGy の線量が患者に照射される。MV-CBCT 画像取得のためのイメージング線量は撮影部位や臨床プロトコルによっては、10 cGy を超える場合がある。MV-CBCT 画像取得のための IGRT の全ての撮影において撮影されるボリュームは、治療体積よりも広くなる。そのため、治療用ビームの外側の組織や臓器はイメージング線量によって影響がもたらされる。特に小児患者の場合にはリスクが増大する可能性があるため、治療容積外の臓器へのこれらのイメージング線量も管理する必要がある。

TG-180 レポートでは、X 線のイメージング線量を決定するために様々な方法で確認されている。kV-CBCT のイメージング線量については、実験的ファントム測定、患者に対する *in vivo* 測定、およびモンテカルロ(MC)計算が含まれる。MV-CBCT および kV-CBCT の線量を計算するため、市販の治療計画装置を用いてユーザーが変更したものとその数学モデルが使用された。測定値は、2D kV、kV-CBCT、MV ポータル画像、MV-CBCT および MVCT から線量を推定するために使用された。

放射線治療における処方線量は、計画目標体積の一部または全部に対する最小線量を指す。イメージング線量を管理するためのステラテジーにおいて TG-180 では、治療目標線量の $\pm 5\%$ という値が治療計画プロセスにおけるイメージング線量を考慮されるべきしきい値であると見なされている。放射線治療における精度要件に関する多くの研究では、腫瘍およ

び正常組織への線量のデリバリーおよび決定事項において $\pm 5\%$ の精度レベルが推奨されている。したがって、5%の閾値の選択は、臨床的関連性、線量の計算およびデリバリーされる線量の正確性、重要臓器の線量許容範囲、臨床診療における実現可能性を考慮することに基づいて設定されている。IGRTを用いたイメージング線量についての過去の文献は入手可能であり、このレポートを通して引用されているデータは、MVビーム、特にMV-CBCTを使用するいくつかのIGRT手順を除き、イメージング線量は一般に治療標的線量の5%未満であることを示している。しかし、ALARAの原則と効果的なターゲット位置照合とバランスをとるためには、患者へのリスクと利益を考慮してイメージング線量を管理する必要がある。

訳者注1：Radation Doseは「放射線量」と記載する。

訳者注2：本文中のImagineg Doseは一部については、IGRTの被曝線量と訳すことが適切な箇所もあるが、この単語が使用されている多くは、イメージング線量が適切と考え「イメージング線量」と記載する。

2. OVERVIEW OF DOSE RESULTING FROM IMAGE GUIDANCE PROCEDURES

2.A. Megavoltage beam imaging

MV イメージングモダリティでは、EPIDを使用した場合には、投影画像 [Fig. 1(a)], Tomotherapy Hi-Art Radixact system のMVCTの場合には、単列CT検出器で画像が取得され

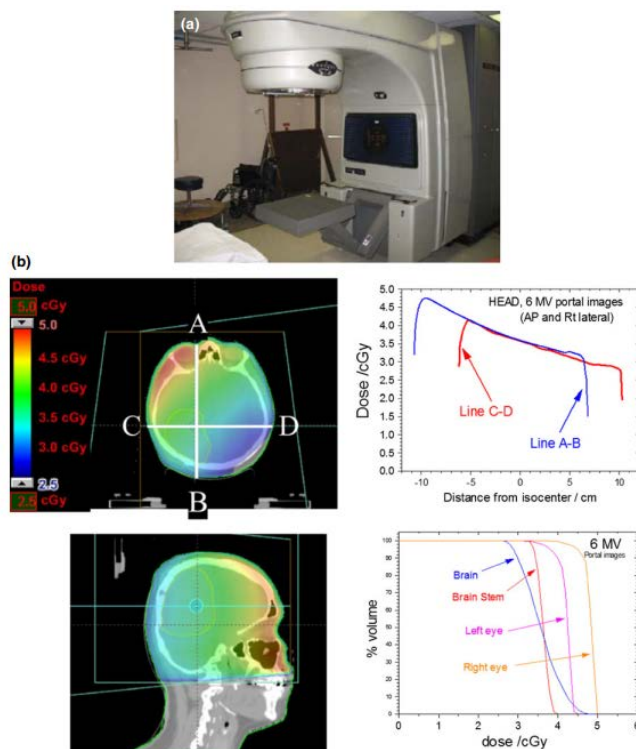


FIG. 1. (a) Conventional electronic portal imaging device (EPID) and (b) typical dose distributions and organ dose-volume histograms (DVHs) resulting from an orthogonal pair of 6 MV portal images (2 MU per image). Reproduced from Ding and Munro.²⁶

る. EPID を使用して取得された直交 6 MV ポータル画像の典型的なペアは, Fig. 1(b)に示すような線量分布と 1~5 cGy の臓器線量(Tables Ia–Ic)が照射される. 2.5MV 画像ビームは 6 MV ビームからのイメージング線量と比較して約 50%の線量である.

TABLE Ia. Typical organ doses for the head and neck treatment site with MV EPID portal imaging. D50 is minimum dose delivered to 50% of the organ volume (from Reference [26] for 6 MV beam and Reference [70] for 2.5 MV beam). These are for a typical pair of orthogonal setup fields (2 MU/field for 6 MV and 1 MU for 2.5 MV).

| Organ | D50 range (cGy) | |
|--------------|-----------------|---------|
| | 6 MV | 2.5 MV |
| Brain | 2.0–5.0 | 1.0–2.0 |
| Brainstem | 3.0–4.0 | 1.0–2.0 |
| Chiasm | 3.0–5.0 | 1.2–2.0 |
| Eyes | 3.0–5.0 | 1.3–2.0 |
| Optic Nerves | 3.0–5.0 | 1.0–2.0 |
| Pituitary | 2.0–5.0 | 1.0–2.0 |

TABLE Ib. Typical organ doses for the chest treatment site with MV EPID portal imaging (from References [26] and [70]) for a typical pair of orthogonal setup fields (2 MU/field for 6 MV and 1 MU for 2.5 MV).

| Organ | D50 range (cGy) | |
|-------------|-----------------|---------|
| | 6 MV | 2.5 MV |
| Aorta | 2.0–4.0 | 1.0–2.0 |
| Lungs | 1.0–4.5 | 0.5–2.0 |
| Esophagus | 2.5–3.5 | – |
| Kidney | 2.0–3.0 | – |
| Heart | 3.0–4.5 | 1.0–1.5 |
| Liver | 1.0–4.5 | – |
| Spinal Cord | 2.0–3.0 | 0.5–1.0 |

TABLE Ic. Typical organ doses for the pelvis treatment site with MV EPID portal imaging (from Reference [26] and [70]) for a typical pair of orthogonal setup fields (2 MU/field for 6 MV and 1 MU for 2.5 MV).

| Organ | D50 range (cGy) | |
|---------------|-----------------|---------|
| | 6 MV | 2.5 MV |
| Bladder | 2.0–3.5 | 1.0–1.5 |
| Bowel | 2.0–4.0 | 1.0–1.5 |
| Femoral heads | 2.5–3.5 | 0.8–1.5 |
| Prostate | 3.5–3.5 | 0.9–1.1 |
| Rectum | 2.0–4.0 | 0.8–1.0 |

TABLE Id. MV-CBCT doses per monitor unit using a 6 MV treatment beam with an acquisition arc of 200 degrees, starting at 270 degrees and stopping at 110 degrees (from Reference [45]).

| Location | Isocenter dose (cGy/MU) | Average organ dose (cGy/MU) | Maximum organ dose (cGy/MU) |
|------------------|-------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| Cranium | 0.88 ± 0.01 | | |
| Total-brain | | 0.90 ± 0.01 | 1.16 ± 0.01 |
| Left lens | | 1.15 ± 0.03 | 1.18 ± 0.01 |
| Right lens | | 1.13 ± 0.03 | 1.18 ± 0.01 |
| Left eye | | 1.16 ± 0.01 | 1.19 ± 0.01 |
| Right eye | | 1.13 ± 0.01 | 1.16 ± 0.01 |
| Thorax | 0.81 ± 0.06 | | 1.25 ± 0.03 |
| Left lung | | 0.85 ± 0.06 | 1.15 ± 0.06 |
| Right lung | | 0.80 ± 0.06 | 1.11 ± 0.04 |
| Total lung | | 0.83 ± 0.06 | 1.15 ± 0.05 |
| Spinal canal | | 0.59 ± 0.10 | 0.80 ± 0.08 |
| Heart | | 0.86 ± 0.15 | 1.10 ± 0.06 |
| Vertebral bodies | | 0.61 ± 0.08 | 0.86 ± 0.15 |
| Soft Tissue | | 0.61 ± 0.09 | 1.25 ± 0.03 |
| Pelvis | 0.75 ± 0.04 | | 1.25 ± 0.01 |
| Femoral heads | | 0.80 ± 0.14 | 0.95 ± 0.09 |

MV-CBCT 画像は, EPID を用いて取得された投影データを使用して再構成され, 一對の直交MV ポータル画像よりも高い線量が照射される. MV-CBCT の MU 当たりの報告線量を Table Id に示す. 2~15 の範囲の MU 値が文献で報告されている. 通常, 頭頸部領域は胸部または骨盤部より少ない MU プロトコル(2~5 MU)で撮影される. 参考として Figure 2 に 15MU で撮像された骨盤患者の MV-CBCT 線量分布を示す.

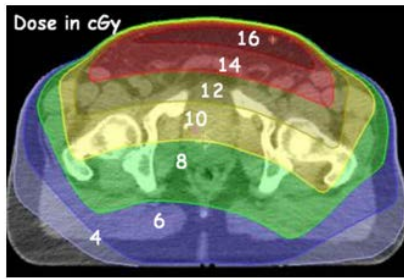


FIG. 2. Dose distribution resulting from an MV-CBCT localization procedure of a prostate cancer patient using a 15 MU imaging protocol with a 6 MV beam. Reproduced from Miften et al.⁴² It is worth noting that the asymmetric dose distribution is because the scan is acquired with a gantry rotation of 200 degrees.

TABLE Ie. Tomo MVCT dose at the center of a 30-cm water phantom and its dependency on acquisition protocols.

| MVCT in Tomo | |
|--|------------|
| Acquisition mode | Dose (cGy) |
| Fine pitch (4 mm couch travel/rotation) | 2.5 cGy |
| Normal pitch (8 mm couch travel/rotation) | 1.2 cGy |
| Coarse pitch (12 mm couch travel/rotation) | 0.8 cGy |

From Edward Chao, Accuray Incorporated and T. Rock Mackie, UW, Madison, WI.

SIEMENS の kView システムは、低 Z(カーボン)電子ターゲットと 4.2MeV の電子ビームでイメージングビームを生成し、イメージングビーム中のキロボルト光子の割合を大幅に増加させることにより、単位線量あたりの MV-CBCT 画質を改善するオプションが提供されている。タングステンターゲットで生成された従来の 6MV ビームで取得した MV-CBCT と比較し、kView システムを用いた場合には約 3 分の 1 のイメージング線量で従来の MV-CBCT と同様の SN 比を得ることが可能である。Beltran と Dzierma らによって報告された臓器特異的 kView CBCT 線量では、0.6 cGy/MU から 1.2 cGy/MU の範囲であった。MU あたりの kView ベースの MV-CBCT からのイメージング線量は、一般的に従来の 6MV ビームの MV-CBCT よりも少ない。Table Ie は、30 cm の水ファントムの中心で測定された tomotherapy の MVCT のイメージング線量を示す。線量は 0.8~2.5 cGy の範囲であったが、収集モードによって異なる。

2.B. Kilovoltage beam imaging

現在の kV 撮像装置は直線加速器に統合されており、2D 画像および 3D の kV-CBCT 画像の両方を取得することができる。Varian Medical Systems の On Board Imaging(OBI)システムおよび ELEKTA の X-Ray Volume Imaging(XVI)システムに統合された kV-CBCT スキャナの例を Fig. 3 に示す。Ding らは、頭頸部、胸部、腹部などのさまざまな治療部位

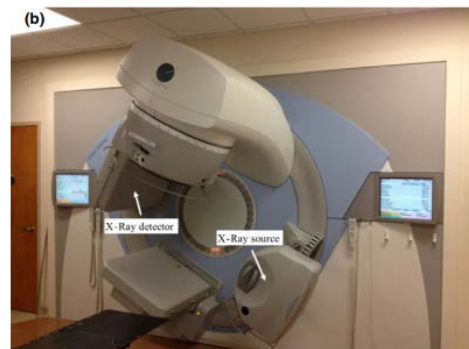
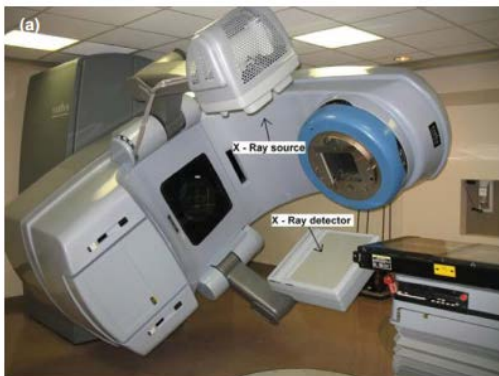


FIG. 3. kV image devices integrated into linear accelerators: (a) Varian OBI system on a Varian Trilogy treatment unit, Reproduced from Ding et al.⁸⁴; (b) Elekta XVI on an Elekta Synergy treatment unit.

の kV-CBCT スキャンから患者が受けたイメージング線量についてMC法を使用して、VARAIN OBI システム(VARIAN OBI 1.3)上でシミュレートした。1回の kV-CBCT によるイメージング線量は、軟部組織に対して1~9 cGy、骨に対して6~29 cGyであり、患者の大きさとスキャン部位によって異っていた。

kV イメージングシステムの導入以来、画像品質の維持または改善を実施しながらイメージング線量を低減するため、企業努力によってこれらの技術進歩がなされてきた。これらの取り組みには、より良い再構成技術、改良されたソフトウェアの実装、より低いビームエネルギー(標準の 124 kVp の X線に加えて 100 および 110 kVp)と画像化に利用されているターゲットの原子番号の使用例が含まれる。頭部および骨盤のスキャンにおいて患者へのイメージング線量を減らすため、収集角度 370 度のものの代わりに収集角度 200 度のスキャンを利用することによる新しい kV-CBCT 取得技術が導入された。これは、CBCT 取得時間を短縮するだけでなく、患者へのイメージング線量が不均一となり、皮膚などの表面の重要な臓器への照射を回避する可能性を有する。これらの改良は、イメージング線量を一桁以上減少させた。Figures 4-6 は、新しい VARIAN OBI システム(OBI 1.4 / 1.5)と以前のバージョンの VARIAN OBI システム(OBI 1.3)の kV-CBCT スキャナ間の線量分布を比較したものである。

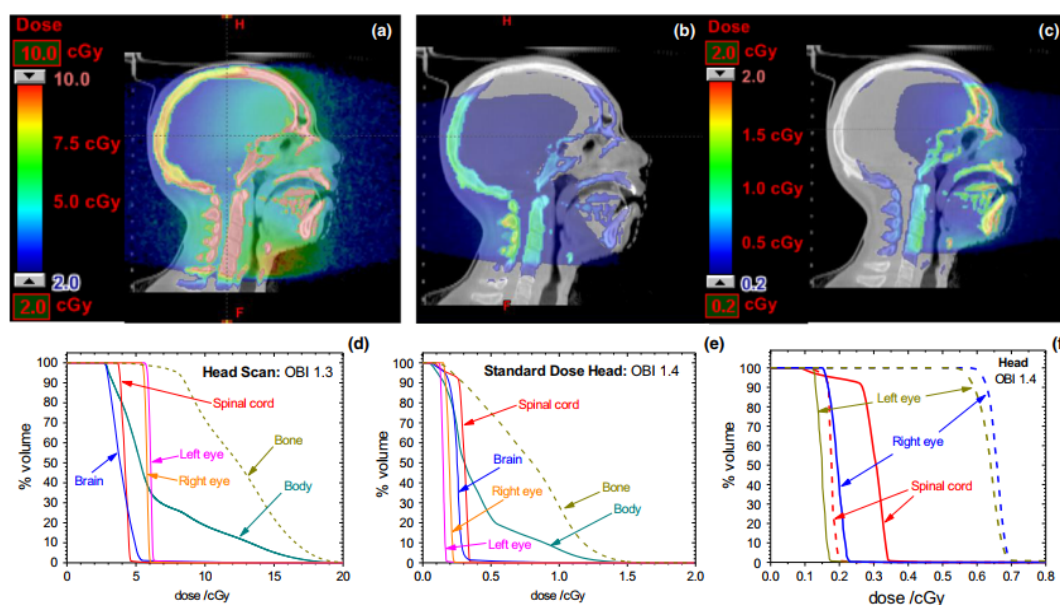


Fig. 4. Typical doses for a head scan shown in color wash along with dose-volume histograms (DVHs) for radiosensitive organs for the Varian OBI 1.3 (a,d); for the OBI 1.4 during a Standard-Dose Head scan (b,e), where the x-ray source is positioned below the patient; and for the OBI 1.4 during a head scan with the x-ray source positioned above the patient (c,f—dashed lines). The solid lines in (f) are reproduced from (e) and show the quantitative effect of rotating the x-ray source from the back to the front of the patient. Note that the abscissa in (d) is 10 times larger than in (e). Reproduced from Ding et al.²⁹ (Scanning parameters are listed Table II d).

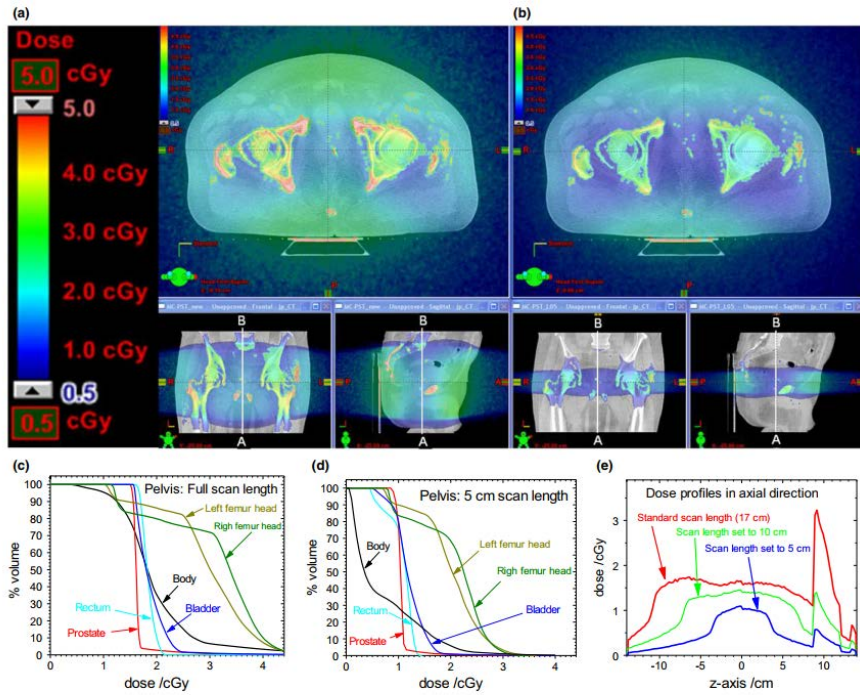


FIG. 5. The effect of reducing the scanned length: (a) Dose distributions shown in colorwash for default Pelvis scan length (16 cm); (b) reduced Pelvis scan length (5 cm); (c, d) Corresponding dose-volume histograms for the specific organs resulting from respective scans; (e) Dose profiles in the inferior-superior direction along the line AB shown in Figure (a,b) across the irradiated volume for 16 cm (standard scan length), 10 cm, and 5 cm, respectively. The direction of z-axis is from inferior to superior in (e). The peak at the right in (e) represents the dose as the line AB crosses into the sacral vertebral body (bone). Note that reducing the scan length of the CBCT scan reduces both the maximum dose and the volume that is exposed to radiation. Reproduced from Ding et al.²⁹ (Scanning parameters are listed Table II).

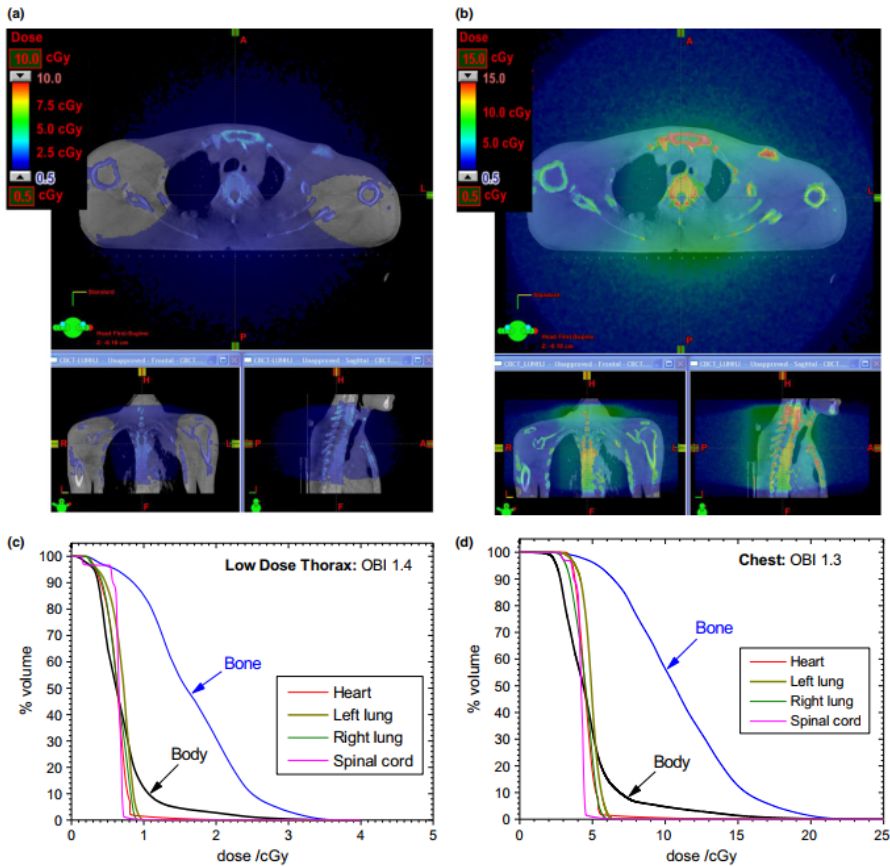


FIG. 6. Axial, frontal, and sagittal views showing dose distributions resulting from (a) OBI 1.4 low-dose thorax scan and (b) OBI 1.3 scan. The corresponding dose-volume histograms for different organs are shown for the low-dose scan (c) and the OBI 1.3 scan (d). Note that the horizontal scales in (c) and (d) differ by a factor of 5. Reproduced from Ding et al.²⁹ (Scanning parameters are listed Table II).

直交する平面 kV 画像を用いることで IGRT としての役割が十分担保されている場合、2D 画像がしばしば使用される。2D kV 画像のイメージング線量は、kV-CBCT を用いた場合のイメージング線量と比較してはるかに少ないことが複数の方法を用いた調査の結果から示されている。

Figure 7 は、頭部、胸部、および骨盤スキャンにおける一对の直交平面画像から生じる典型的な線量分布を示す。ExacTrac や CyberKnife などの固定された2つの X 線管球システムでは、0.1 cGy のオーダーの同様の少ないイメージング線量が報告されている。

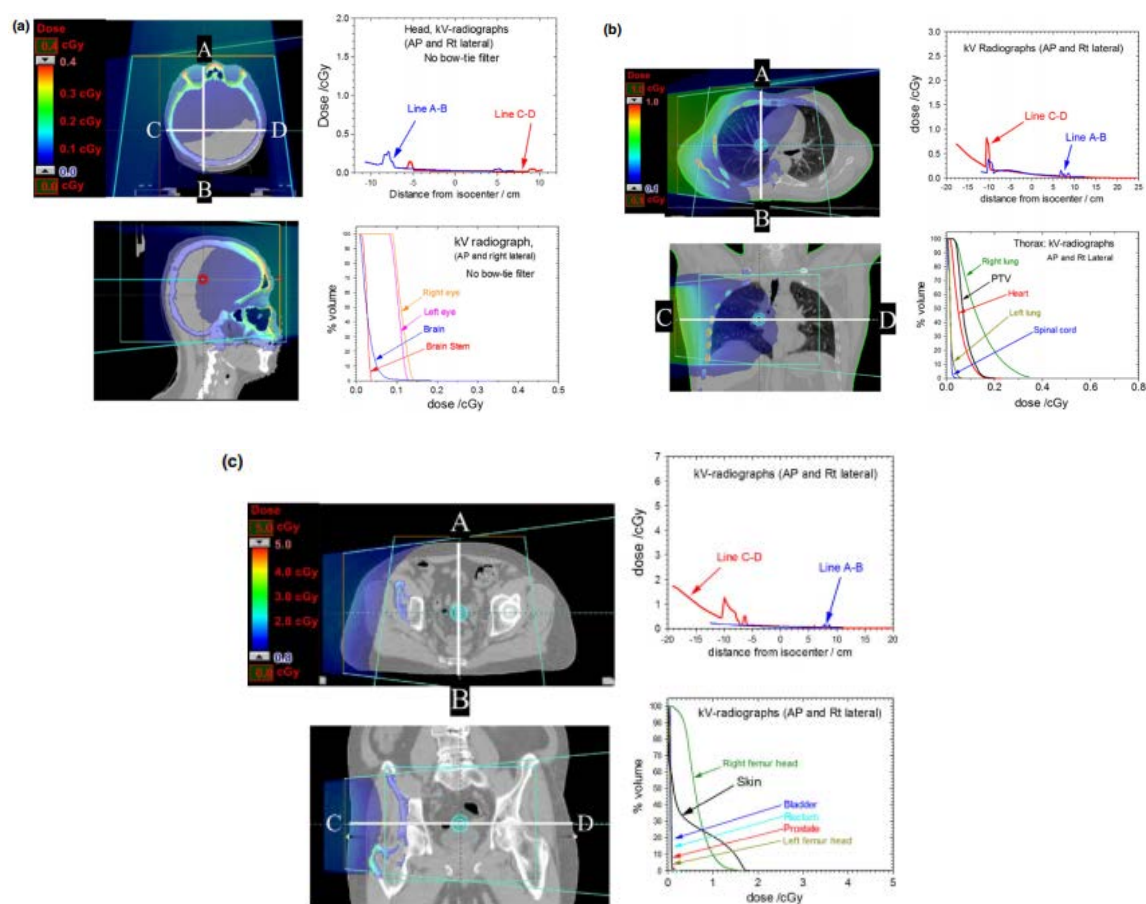


FIG. 7. Imaging dose from a pair of orthogonal planar kV images for (a) head, (b) chest, and (c) pelvis images using the Varian OBI system.²⁶ (Parameters for kV radiographs for specified acquisition techniques are listed in Table II d).

3. DOSE CALCULATION ALGORITHMS FOR KV AND MV IMAGING DOSE

3.A. Monte Carlo-based methods

線量測定問題をシミュレーションするためのモンテカルロ(MC)技術は、過去 30 年間でかなり進化してきており、線量計算のゴールドスタンダードと見なされている。MC コードや BEAM コードは、MV と kV のビームをシミュレーションすることを実用的レベルとした。精度と計算効率の両方において多くの改良が行われ、直線加速器からの治療用 MV ビームと X 線装置からの kV 光子ビームを特徴付けるために MC 技術が使用されてきた。これらの

能力を考慮して、MC は、異なる X 線撮像システムから生じる患者における現実的なイメージング線量分布を計算するために使用されてきた。これらの研究は、異なる画像ガイダンス手順から生じる患者の臓器に対するイメージング線量についての詳細な情報が提供されている。多くの市販の治療計画装置は MV ビームに対する MC 計算は実装されているが、現在のところ kV ビームに対する MC 計算は実装されていない。

3.B. Model-based methods

モデルベースの線量計算アルゴリズムは、正確な MV ビーム線量計算のために開発されたものであり、市販の治療計画装置で実装されている。IGRT として MV ビームを使用するとき、これらの線量計算アルゴリズムはイメージング線量を正確に計算することができる。Morin 等や Miften 等は、2 つの異なる治療計画装置を使用して MV-CBCT からイメージング線量を計算し、3% より線量計算精度が良かったと報告した。SIEMENS の kView システムのイメージング線量は、Faddegon 等によって与えられた kView ビームスペクトルを実行することによって、市販の治療計画装置を使用して計算されている。

モデルベースの線量計算アルゴリズムを用いた kV レンジのビームにおける線量計算を実行することは可能であるが、このアプローチには固有の不確かが存在する。市販のモデルベースの線量アルゴリズムでは、光電効果が考慮されていない。そのため kV ビームにモデルベースの線量計算アルゴリズムが使用される場合には、骨への線量が最大 300% まで過小評価される。Alaei 等は、kV-CBCT のイメージング線量を計算するために市販の TPS における既存の MV モデルベースの線量計算アルゴリズムを修正することで実現できる可能性を実証した。これは骨の密度効果における光電効果を必要としない代わりに低エネルギーデポジットカーネルの追加データが必要となる。さらに、MV ビームとは異なり、治療計画装置で kV ビームをモデル化するには、それぞれの kV システムのビームデータが必要である。これについては、セクション 5 で詳しく説明する。治療計画装置における half fan/half-bow tie ビームの等線量曲線の傾斜を仮想化するために「wedge」を使用した。この分野におけるフューチャー研究では、コンペンセーターをビームに挿入することによって達成されることが実証された。ELEKTA の XVI および SIEMENS の kVision イメージングシステムからの kV ビームのモデル化にも、同じ市販の TPS が使用されている。一般に、これらの線量計算アルゴリズムを使用すると、骨構造の内部や周囲を除いて十分な精度の線量分布が得られる。

物質依存の補正(MDC)アプローチでは、kV イメージング線量分布を計算する際の原子番号依存性を考慮しており、kV イメージング線量の計算精度を許容可能な 10~20% まで高められる可能性がある。したがって、市販の TPS のさらなる改良により、MV 治療用ビームと kV イメージングビームの両方から線量を計算するために同じモデルベースのアルゴリズムを使用することが実現可能になり得る。

4. KILOVOLTAGE IMAGING BEAM DOSIMETRY

線量計算の目的で治療計画に簡単に追加できる MV イメージングビームとは異なり、kV イメージングビームは一般に治療計画装置でのコミッショニングを必要とする。前述のように、現在の市販の治療計画装置では、日常臨床に使用される kV イメージングビームデータの追加には対応していない。治療計画装置における kV イメージング線量計算が将来的に可能となる可能性を考慮して、kV イメージングビームデータ取得に対処するためのガイダンスをセクション 4.A と 4.B に提供する。

4.A. Input data for kV x-ray beam characterization

計画装置へ kV イメージングのビームデータを入力するには、PDD, OCR および IGRT における画像取得手順から生じる絶対線量を含むビームデータを収集することが必要とされる。kV イメージングのビームのデータを収集するうえでの固有の課題には、低線量率および測定器の媒質依存がある。

これらの課題を克服するために、実験的に検証された MC シミュレートビームデータが使用可能である。MC から生成されたビームデータはシミュレーションパラメータに依存するため、使用するときには注意が必要である。

4.B. Output of a kV imager

ビーム出力は、適切な検出器の線量校正およびデータ収集プロトコルを使用して医学物理士によって収集するべきである。半値層(HVL)および kVp などの診断領域で指定された線質を基に校正された電離箱を用いた kV の吸収線量を決定する方法は線量測定プロトコルから利用可能ではある。しかし、これらの線量測定プロトコルで推奨される校正条件はイメージング線量に適応可能ではない。特にスキャン中に X 線源が動いている場合は、IGRT における画像取得手順に適用することができない。

kV の X 線ビーム測定を行ううえで水が最も適した媒体であることは周知の事実である。しかし、プラスチックファントムの方がより簡便である。特定の IGRT における画像取得手順から生じる出力の決定方法について報告があり、kV エネルギーレンジで異なるプラスチックファントムを使用することについて調査された。この研究では、2つの水等価ファントムである Plastic Water - 低エネルギーレンジ(PW-LR-CIRS, Inc., Norfolk, VA)と Solid Water (Gammex, Inc., Middleton, WI), 水と等価ではないポリメチルメタクリレート(PMMA)が使用された。固体の水等価ファントムおよび PMMA ファントムを使用した kV ビームの出力を決定するときには不確かさが大きくなる可能性があるため(8~20%)測定データを解釈するうえで注意が必要である。適切なファントムについての考慮事項は、X線照射野サイズに対するファントムサイズ、ファントムによるビーム減衰、利便性が挙げられる。

2D kV 平面画像を取得するために X 線撮影モードの代わりに透視モードが使用される場合では、イメージング線量は選択したイメージングプロトコルパラメータ(kVp および mA)

の X 線照射時間に比例する。また、kV ビームの線量率とスキャン時間の積に基づきイメージング線量を推定できる。kV ビームの出力は、kV ビーム用の AAPM 線量測定プロトコルで推奨されているように空気中またはファントム内で取得することとなる。空気中で測定した場合、ビーム出力は使用されるフィールドサイズに影響されない。ファントムで測定した場合、ビーム出力はファントム散乱の影響を受ける。ファントム散乱の影響はフィールドサイズによって異なる。ビームを静止モードで照射することができない場合は、アイソセンタに配置された円筒形線量計を利用してビームを回転させながら吸収線量を測定することができる。

4.C. In vivo dosimetry

患者個別の IGRT におけるイメージング線量検証が *in vivo* で望まれる場合、患者線量測定は、ダイオード、熱ルミネセンス線量計(TLD)、または光刺激ルミネセンス線量計(OSLD)などの検出器を使用することができる。MV ビームによる *in vivo* 測定の使用を目的としたダイオードなどの線量計では、固有のビルドアップが含まれるため kV ビームには適さない。さらに、kV ビームに対する線量計の応答は、MV ビームとは著しく異なる。kV ビームに使用される線量計は、使用されるビームエネルギーに対して校正されるべきである。患者の皮膚に配置された検出器を使用した *in vivo* 測定では、検出器の反応において患者内の既知の線量分布により調整できれば臓器線量を推定することが可能である。kV ビームでの TLD, OSLD, MOSFET, および他の検出器の使用について議論している多くの報告がある。

5. METHODS OF ACCOUNTING FOR IMAGING DOSE

放射線治療患者に照射されるイメージング線量を計算するために多くの方法が使用されてきた。イメージング線量が処方線量の 5% を超えることが合理的に予想される場合、それを管理するために 2 つの方法を使用することができる：患者別線量計算と非患者別線量推定。

5.A. Patient-specific imaging dose calculations

IGRT によってもたらされるイメージング線量は患者のサイズと撮影部位によって変わる。そのため、患者個別のイメージング線量計算では患者の CT 画像に基づき、個別の臓器に対するイメージング線量を提供する。治療計画装置で患者個別のイメージング線量計算を実行するためには、IGRT に使用されるビームとしてコミッショニングのプロセスの一部として特徴付けられなければならない。

治療計画装置において MV イメージングビームを特徴付けるプロセスは、イメージングビームが治療用ビームと同じである場合には簡単である。画像取得時に使用される MU および照射野サイズによってイメージング線量を計算することが可能である。その後、治療計画中にイメージング線量を直接治療線量に加えることができる。さらに、IGRT 段階の総取

得画像数が計画段階で分かっている場合には、標的および OAR に対する総線量について患者治療計画を最適化するときイメージング線量を考慮することができる。Miften 等は MV-CBCT の有り無し双方における最適化された IMRT 計画を示すことによって、このアプローチを実証した。

5.B. Nonpatient-specific imaging dose estimations

治療線量と比較してイメージング線量の量が少ないことを考えると、イメージング線量の合理的な見積もりをするより単純なアプローチを使用することのほうが適切かもしれない。ほとんどの場合、患者間の変動および形状依存性は小さく、イメージング線量の推定値は単純なルックアップテーブルの形で提供することができる。これは繰り返しの IGRT の手順からイメージング線量を推定するのに十分正確である。表にした値は、臓器へのイメージング線量の適切な推定値を臨床医に提供することができる。Tables IIa, IIb, IIc, IId, IIe, and IIIa, IIIb, IIIc は、異なる治療部位およびスキャンプロトコルについての VARIAN の OBI および ELEKTA の XVI システムにおける kV-CBCT スキャンから生じる代表的な臓器に対するイメージング線量を列挙する。kV-CBCT 取得に使用される bow tie フィルタは、画質を向上させるだけでなく、イメージング線量も大幅に削減する。これらの表にした値は、画像取得に使用された mA によってスケールリングされた場合、イメージング線量を 20%以内で推定するのに十分であり、臨床医を以下の点で支援することができる。(a)イメージング線量が 5% 閾値に近いと予想されるかどうかの決定(b)適切な IGRT プロトコルの選択、(c)治療過程にわたる特定の画像取得手順から生じる臓器に対するイメージング線量の説明。

kV イメージング線量計算が市販の治療計画装置で利用可能になるまで、さまざまな画像処理手順から推定された臓器に対するイメージング線量表を使用することは、予想される低線量レベルを考えれば、許容可能な選択肢であるかもしれない。

TABLE IIa. Organ doses for the head and neck and brain treatment sites from Varian OBI v1.4 using Standard Head kV-CBCT scan. D50 and D10 are minimum dose delivered to 50% and 10% of the organ volume, respectively. (From Reference [67] and kV-CBCT scan parameters for Varian OBI 1.4 shown in Table IIc).

| Organ | Standard head, brain | | Standard head, head and neck | | |
|--------------|----------------------|-----------------|------------------------------|-----------------|-----------------|
| | D50 range (cGy) | D10 range (cGy) | Organ | D50 range (cGy) | D10 range (cGy) |
| Brain | 0.21–0.33 | 0.27–0.40 | Brain | 0.15–0.22 | 0.16–0.23 |
| Brainstem | 0.19–0.30 | 0.22–0.32 | Larynx | 0.21–0.29 | 0.25–0.33 |
| Chiasm | 0.08–0.26 | 0.09–0.26 | Oral cavity | 0.13–0.26 | 0.20–0.31 |
| Eyes | 0.03–0.31 | 0.04–0.35 | Parotids | 0.26–0.42 | 0.31–0.48 |
| Optic Nerves | 0.05–0.27 | 0.05–0.27 | Spinal cord | 0.16–0.25 | 0.19–0.32 |
| Pituitary | 0.07–0.24 | 0.08–0.25 | Thyroid | 0.07–0.23 | 0.11–0.32 |
| Spinal Cord | 0.26–0.33 | 0.29–0.34 | Esophagus | 0.07–0.16 | 0.14–0.26 |
| Skin | 0.19–0.41 | 0.39–0.63 | Skin | 0.18–0.27 | 0.34–0.44 |
| Bones | 0.45–1.11 | 1.13–1.67 | Bones | 0.25–0.65 | 0.64–1.07 |

TABLE IIb. Organ doses for the chest treatment site from Varian OBI v1.4 using the low-dose thorax kV-CBCT scan (from Reference [114] and kV-CBCT scan parameters for Varian OBI 1.4 shown in Table IId).

| Low-dose thorax | | |
|-----------------|-----------------|-----------------|
| Organ | D50 range (cGy) | D10 range (cGy) |
| Aorta | 0.42–0.58 | 0.44–0.63 |
| Lungs | 0.30–0.61 | 0.43–0.72 |
| Small bowel | 0.33–0.54 | 0.39–0.61 |
| Esophagus | 0.29–0.60 | 0.35–0.74 |
| Kidney | 0.43–0.54 | 0.49–0.59 |
| Heart | 0.31–0.55 | 0.41–0.63 |
| Liver | 0.31–0.51 | 0.38–0.61 |
| Spinal cord | 0.32–0.57 | 0.35–0.78 |
| Spleen | 0.32–0.52 | 0.36–0.60 |
| Stomach | 0.28–0.57 | 0.31–0.62 |
| Trachea | 0.36–0.71 | 0.47–1.04 |
| Skin | 0.46–0.57 | 0.64–0.89 |
| Bones | 1.06–1.74 | 1.47–2.25 |

TABLE IIc. Organ doses for the pelvis treatment site from Varian OBI v1.4 using Pelvis kV-CBCT scan. (From Reference [114] and kV-CBCT scan parameters for Varian OBI 1.4 shown in Table IIId).

| Pelvis scan, prostate isocenter | | |
|---------------------------------|-----------------|-----------------|
| Organ | D50 range (cGy) | D10 range (cGy) |
| Bladder | 1.36–2.20 | 1.72–2.69 |
| Bowel | 1.54–1.91 | 2.04–2.65 |
| Femoral heads | 2.40–3.60 | 3.22–4.88 |
| Prostate | 1.19–1.79 | 1.33–1.89 |
| Rectum | 1.51–1.99 | 1.70–2.22 |
| Skin | 1.80–1.96 | 2.26–2.92 |
| Bone | 2.93–3.96 | 4.61–5.72 |

TABLE IIIe. Parameters for kV radiographs for specified acquisition techniques in Varian OBI 1.4.

| Name | (kV) | (mAs) |
|----------------|------|-------|
| Head-AP | 100 | 8 |
| Head-Lat | 70 | 5 |
| Thorax-AP | 75 | 5 |
| Thorax-Lat | 95 | 40 |
| Pelvis-AP-Med | 75 | 10 |
| Pelvis-Lat-Med | 105 | 80 |

The clinical default OBI blades are set to $X1 = X2 = 13.3$ cm and $Y1 = Y2 = 10.3$ cm in all acquisition techniques. All six techniques were modeled with and without a full fan bow tie filter.

TABLE IIIb. Organ doses for the pelvis treatment site from Elekta XVI kV-CBCT scan using an M cassette without a bow tie filter, 120 kVp, 1.0 mAs/acquisition, 650 acquisitions, full 360 degree rotation (from Reference [54]).

| Pelvis | |
|-------------|-----------------|
| Organ | D50 range (cGy) |
| Bladder | 0.9–2.0 |
| Rectum | 1.1–1.9 |
| Small bowel | 1.0–1.8 |

TABLE IIId. Parameters for kV-CBCT-specified acquisition techniques in Varian OBI 1.4 (from Reference [26]).

| kV-CBCT | Name | Bow tie filter | (kV) | (mAs) | Gantry rotation (degrees) |
|----------|--------------------|----------------|------|-------|---------------------------|
| OBI | Standard-dose head | Full fan | 100 | 145 | 200 |
| OBI | Low-dose head | Full fan | 100 | 72 | 200 |
| OBI | High-quality head | Full fan | 100 | 720 | 200 |
| OBI | Pelvis | Half fan | 125 | 700 | 360 |
| OBI | Pelvis spot light | Full fan | 125 | 720 | 200 |
| OBI | Low-dose thorax | Half fan | 110 | 262 | 360 |
| TrueBeam | Head | Full fan | 100 | 147 | 200 |
| TrueBeam | Pelvis | Half fan | 125 | 1056 | 360 |
| TrueBeam | Spotlight | Full fan | 125 | 733 | 200 |
| TrueBeam | Thorax | Half fan | 125 | 264 | 360 |

TABLE IIIa. Organ doses for the head and neck treatment site from Elekta XVI kV-CBCT scan using S cassettes, 100 kVp, 0.1 mAs/acquisition, 360 acquisitions, 345–190 degree (IEC) rotation (from Reference [54]).

| Head and neck | |
|---------------|-----------------|
| Organ | D50 range (cGy) |
| Brainstem | 0.06–0.08 |
| Rt eye | 0.08–0.09 |
| Lt eye | 0.13–0.13 |
| Rt parotid | 0.05–0.06 |
| Lt parotid | 0.16–0.17 |
| Rt cochlea | 0.04–0.05 |
| Lt cochlea | 0.09–0.12 |
| Oral cavity | 0.09–0.11 |

TABLE IIIc. Organ doses for the pelvis treatment site from Elekta XVI kV-CBCT scan using an M cassette with bow tie filter, 120 kVp, 1.6 mAs/acquisition, 650 acquisitions, full 360 degree rotation (from Reference [54]).

| Pelvis | |
|-------------|-----------------|
| Organ | D50 range (cGy) |
| Bladder | 1.1–2.5 |
| Rectum | 1.3–2.4 |
| Small Bowel | 1.1–2.3 |

6. RECOMMENDATIONS

画像診断部門とは異なり、IGRT 画像取得はより頻繁に行われ、毎日繰り返され、治療部位よりも大きなボリュームとなる。IGRT におけるイメージング線量の適切な管理には、できるだけ線量を最小限に抑え、必要に応じて ALARA の原則を順守することが含まれる。

6.A. General recommendations

- 各施設の IGRT 要件に適した、イメージングモダリティ、テクニック、頻度を含むイメージングプロトコルを作成する。画像診断部門の医学物理士と相談することは、このプロセスに役立つ。
- 小児患者用の特異的なプロトコルを開発する。

- (c) 部位別(頭, 胸部, 腹部, 骨盤)の IGRT プロトコルに関連するイメージング線量を放射線腫瘍医に伝達する。これは、イメージングプロトコルを選択するための情報に基づいた意思決定を可能とし、臨床医が患者に照射されているイメージング線量を知ることがを確実にする。

6.B. Imaging dose output and consistency checks

- (a) 特定のプロトコルパラメータを用いて各画像取得手順について予想されるイメージング線量は、画像機器の受け入れ試験時に測定線量が製造業者の範囲内であることを確認するため、kV および MV ビーム用の AAPM 線量測定プロトコルに従って空気またはファントムで測定されるべきである。画像取得手順は、MV および kV エネルギーの両方の手順を含むべきである。使用されるファントムと検出器はビームエネルギーに対して適切に選択すべきである。ファントムサイズは、完全な X 線散乱を提供するのに十分な大きさであるべきである。
- (b) 不変性チェックは毎年と各システムのアップグレード後に実行されるべきであり、AAPMTG-142 の推奨を使用すべきである。空気中のイメージング線量の不変性についてのチェックは、市販のツールを使用したビームパラメータ(kVp, mA など)の測定でも可能である。
- (c) 特定の患者に対して患者個別のイメージング線量検証が望まれる場合、in vivo 患者線量測定は適切な検出器を用いて行われるべきである。測定データのレビューでは、患者個別の測定の精度にリミテーションがあることを考慮に入れる必要がある。

6.C. Accounting for imaging dose to RT patients

繰り返しの IGRT 手順からのイメージング線量が処方された目標線量の 5%を超えると予想される場合には、イメージング線量は治療計画段階で総線量の一部とみなすことが推奨される。患者の臓器に対するイメージング線量は、患者個別または非患者別の方法を使用して計算または推定できる。患者個別のイメージング線量計算を容易にするためには、市販の治療計画装置で MV および kV ビーム用の新しいアルゴリズムを実装する必要がある。イメージング線量は一般に処方された目標線量のほんの数パーセントであるため、計算されたイメージング線量の不確かさが 20%に達することは許容できる。結果として、合計線量の不確かさ(治療+画像診断)は 2~3%のレベルになる。

6.D. Available techniques to reduce imaging dose to patients

AAPM TG-75 および AAPM TG-179 で推奨されているように、イメージモダリティに応じてリスク臓器へのイメージング線量を減らすためにさまざまな技術が利用可能である。ALARA は常に実践に適用される指針原則であるべきである。TG-180 の時点では、以下の手法が推奨される。

- (a) 照射野サイズをできるだけ小さくする。これにより、ターゲットの周囲の照射組織のボリュームが減少する。kV-CBCT スキャンの頭側-尾側の範囲を縮小することで積分線量と散乱線量も大幅に減らすことができる。
- (b) MV ポータル画像を利用した患者セットアップ中は、患者の位置合わせに必要な参照ストラクチャーを除去することなく照射野サイズを最小とする。MV ポータルによる照射を記録するために取得した画像については、「治療中の画像」を選択し、患者に追加線量を追加しない。
- (c) トモセラピーユニットの場合は、イメージング線量と臨床上の必要性とのバランスをとる MV-CBCT スキャンピッチパラメータ (i.e. patient positioning または, adaptive planning) を選択する。異なるピッチパラメータが選択されたとき、イメージング線量は著しく異なる (Table Ie)。
- (d) MV-CBCT の場合は、患者個別の MV イメージングプロトコルを選択し、イメージング視野 (FOV) を制限する。軟部組織ではなく骨の解剖学的構造を基に位置照合を実施する場合、イメージング線量を減らすことができる。線量低減の可能な程度については、臨床医の画質要件に依存することに注意する。
- (e) 2D 画像および 3D 画像のどちらを選択するかは、画像要件を考慮すべきである。ALARA が基本理念であるため、2つの平面直交 kV 画像で IGRT としての役割が十分担保されている場合は 2D を検討するべきである。画像ガイダンスによる臓器に対するイメージング線量は、3D kV-CBCT と比較して、2D kV イメージングを使用した場合には 10 分の 1 に減らすことができる。
- (f) イメージングパラメータ (例えば、kV_p, mA) を最適化し、異なる正常な成人の部位に対して適切な製造業者から提供されているデフォルトの臨床プロトコル (骨盤、腹部、胸部、頭頸部) を選択する。体のサイズが小さい小児科患者の場合、頭頸部 kV-CBCT スキャン用のデフォルトの低被曝線量用プロトコルを使用して骨盤部をイメージングすることができる。これにより、画質を犠牲にすることなく、イメージング線量を 2~3 分の 1 に減らすことができる。
- (g) 部分 (パーシャル) 回転を使用する kV-CBCT スキャンプロトコルは、表面器官を照射することを選択的に回避する機会を提供する。頭部スキャン中のパーシャル回転を使用すると、眼への線量を劇的に減らすことができる。この技術は、kV-CBCT スキャンにおいて膀胱または直腸への線量を減らすためにも適用することができる。
- (h) ビーム射出線量は kV X 線の入射線量のほんの数パーセントであるため、直交平面画像に使用されるビーム方向は、重要な器官への線量を最小にするように選択する。固定直交ペアでは、0 と 90 だけでなく、180 と 90、0 と 270、180 と 270 のビーム角を考慮して、危険な臓器への線量を最小限に抑える。
- (i) 平面 kV 画像を取得するときに full bow tie フィルタの使用を検討する。bow tie フィルタは皮膚の線量とリスク臓器への線量をかなり減らすことができる。フィルタを

手動で配置する必要がある場合は、kV-CBCTの取得には必ず適切な bow tie フィルタを使用する。フィルタを使用しない場合は、イメージング線量が 2~4 倍増加する。

コメント

IGRT は放射線治療の正確度の向上に有効である一方で IGRT におけるイメージング線量が処方線量の 5%を超える場合は、治療計画全体における線量の一部として、IGRT の線量を考慮する必要がある。また、患者個別の被ばく線量を考慮した適切な撮影条件と撮影回数による線量管理が必要であり、管理をするうえで IGRT イメージング線量の不確かさとして 20%程度が許容されているとの内容であった。2020 年 4 月から医療法施行規則の一部改正する省令が施行され、医療被曝の正当化および最適化の推進として医療被曝の線量管理と線量記録が義務付けられます。放射線治療分野に直接的に関わりがある装置としては、治療計画に用いられる CT シミュレータとなりますが、通知で示された放射線診療機器以外についても必要に応じて医療被曝の線量管理及び線量記録を行うこととなっているため、本ガイドラインが線量管理および線量記録の一助になるのではと考える。

※文中の図・表については、全て論文より引用した。

佐々木 幹治 (徳島大学大学院)

放射線治療部会役員氏名

部会長

小口 宏 (名古屋大学大学院)

委員

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (東洋メディック株式会社)

林 直樹 (藤田医科大学)

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

中島 大 (がん研有明病院)

佐々木幹治 (徳島大学大学院)

編集後記

表紙の画像は、「木星、土星、火星」札医大 染谷先生による撮影です。火星が大接近していた時期の2018年8月29日、木星と土星は2019年5月14日に撮影。マンション5階のベランダに18センチの反射望遠鏡を設置、赤道儀で追尾しつつ接眼レンズの代わりに高感度のCMOSカメラを取り付けて1~2分程度の動画で撮影。それらを放射線治療で言う所のReal-time tumor trackingとDeformable registrationを組み合わせたような画像処理を施し、画像を完成させたそうです。

今回の【治療技術事始め】では、おそらく日本初の、エレクトリニアックによるIMRT立ち上げについて西部先生に寄稿いただきました。調べたところ、旭川医科大学にHL-1500が導入されたのは1996年。フィリップスのリニアック(SLシリーズ)は、国内では日立メディコが薬事を取得して、HLシリーズとして販売。1997年にフィリップスの治療部門をエレクトアが買収し、日立メディコはエレクトリニアックを輸入販売することになったそうです。エレクトアが国内で販売を開始したのは、後の1997年。原稿にはこの頃の、当事者達の状況が記述されています。

毎号感じるのが、原稿から感じるエネルギーです。本号も西部先生、RTQM小澤先生の【志】、座長集約や論文解説、後抄録原稿の【熱】に触れることができ、敬意を払いながら編集作業をいたしました。

もう朝,, (K)

令和 元年 10 月

公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線治療部会 会長 小口 宏

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋳屋町167

tel (075)354-8989 fax (075)352-2556

放射線治療部会 URL:

<http://rt.jsrt.or.jp/>