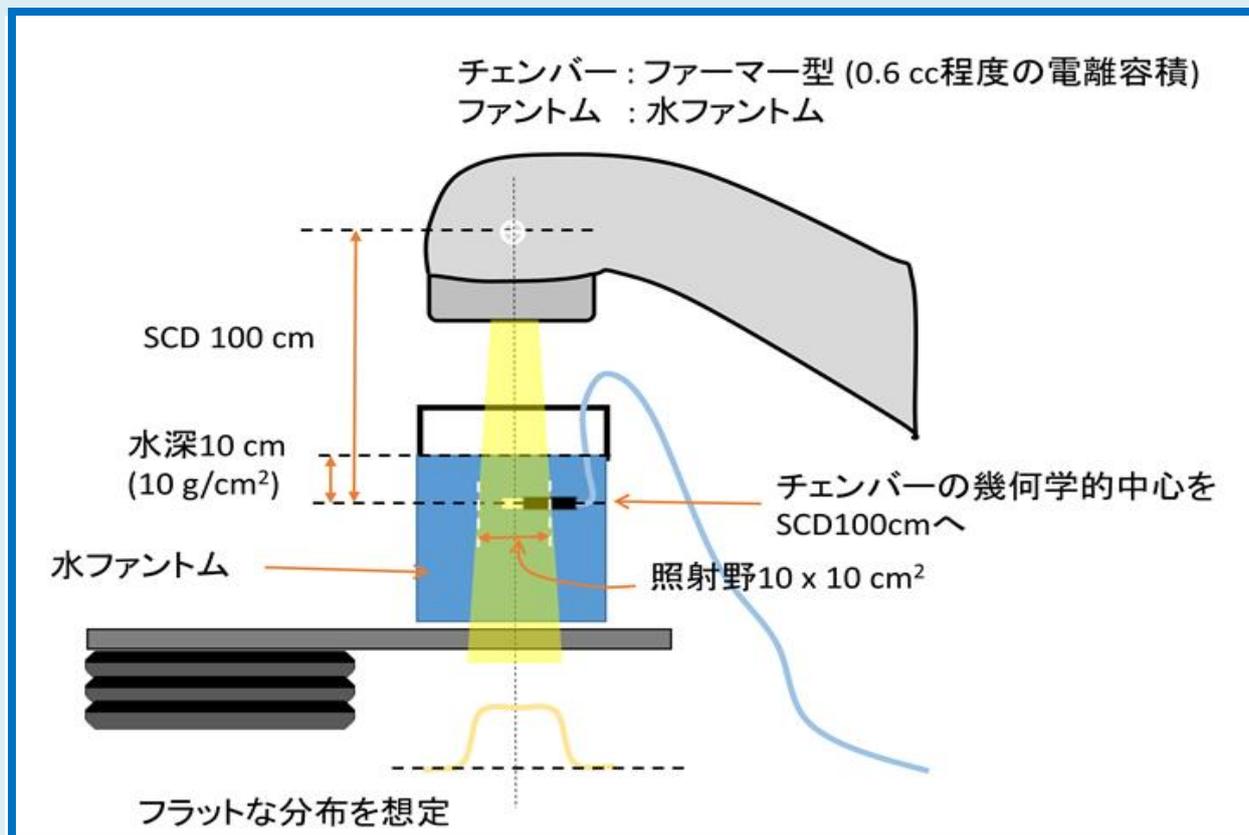




# 放射線治療部会誌

Vol. 30 No. 1



2016年(平成28年)4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. 30 No. 1)

・巻頭言 「それほど遠くない未来」	羽生 裕二 . . . . .	1
・第 72 回放射線治療部会開催案内 . . . . .		2
・放射線治療関連プログラム (第 72 回日本放射線技術学会総会学術大会) . . . . .		3
・重要なお知らせ . . . . .		6
・教育講演 [放射線治療部会] 予稿 「水吸収線量計測における不確かさ」	河内 徹 . . . . .	7
・第 72 回放射線治療部会 (発表予稿) 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」 座長「IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット」	有路 貴樹 中口 裕二 . . . . .	9
1. 最適化アルゴリズムの解説	有路 貴樹 . . . . .	11
2. 九州大学病院における IMRT の現状	福永 淳一 . . . . .	12
3. 国立がん研究センター東病院における IMRT の現状	田中 史弥 . . . . .	13
4. 山形大学医学部附属病院における IMRT の現状	鈴木 幸司 . . . . .	14
5. 愛知県がんセンター中央病院における IMRT の現状	清水 秀年 . . . . .	15
・第 71 回放射線治療部会 (発表後抄録) 「いま一度考えよう放射線治療の標準」 教育講演「放射線治療専門医からみた標準的な放射線治療の今と昔」	菊池 雄三 . . . . .	17
座長「座長集約」	林 直樹 . . . . .	20
1. 水吸収線量測定法 (AAPM TG51 Addendum 含む)	武村 哲浩 . . . . .	22
2. Flattening Filter Free リニアック	矢田 隆一 . . . . .	26
3. ロボットアーム式小型リニアック	太田 誠一 . . . . .	31
4. 持続回転ガントリ型リニアック	清水 秀年 . . . . .	34

5. 国産 O リング型高精度リニアック	加茂前 健 . . . . 39
・ 第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会 入門講座 6 (放射線治療)	笈田 将皇 . . . . 44
・ 第 43 回秋季学術大会 (金沢市) 座長集約 . . . . .	55
・ 第 42 回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	羽生 裕二 . . . . 72 田村 健宏 . . . . 73
・ #26 地域・職域研究会紹介 (沖縄放射線治療技術研究会の紹介)	城間 哲 . . . . 74
・ #27 地域・職域研究会紹介 (多摩放射線治療研究会の紹介)	鈴木 秀和 . . . . 76
・ 世界の論文紹介 「A patient-specific aperture system with an energy absorber for spot scanning proton beams: Verification for clinical application」 Keisuke Yasui, Toshiyuki Toshito, Chihiro Omachi, Yoshiaki Kibe, Kensuke Hayashi, Hiroki Shibata, Kenichiro Tanaka, Eiki Nikawa, Kumiko Asai, Akira Shimomura, Hideto Kinou, Shigeru Isoyama, Yusuke Fujii , Taisuke Takayanagi, Shusuke Hirayama, Yoshihiko Nagamine, Yuta Shibamoto, Masataka Komori, and Jun-etsu Mizoe Med Phys 2015; 42(12): 6999-7010	林 直樹 . . . . 78
「A voluntary breath-hold treatment technique for the left breast with unfavorable cardiac anatomy using surface imaging.」 David P. Gierga, Julie C. Turcotte, Gregory C. Sharp, Daniel E. Sedlacek, Christopher R. Cotter, and Alphonse G. Taghian Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012; 84(5): e663-668	松永 卓磨 . . . . 84

## 巻頭言

### 「それほど遠くない未来」

東京女子医科大学病院

羽生裕二

最近、同僚と「それほど遠くない未来、なくなる職業、残る職業」という話題で盛り上がりました。2013年のオックスフォード大学 マイケル・A・オズボーン氏の論文をルーツとした話題です。

2020年、あと4年で、いままで、我々、人間にしかできなかった業務が人工知能(AI)を搭載したコンピュータにとって替わられる時代がやって来るといことです。

認知能力を必要とする分野の機械化が図られる、すなわち、データの分析や秩序、体系的操作が求められる作業がAIを搭載したコンピュータとセンサーやロボットにとって替わられる可能性があるそうです。

AIによる画像診断、放射線治療計画、そして装置の品質管理業務など、コンピュータ技術革新が急速に進むなかで、それほど遠くない未来、現実味がないとは言えない未来ではないでしょうか。

我々は、18世紀半ばから19世紀にかけて起こった産業と社会構造変革には立ち会うことはできませんでした。

しかし、21世紀、しかもそれほど遠くない未来におこる大きな構造変革には立ち会うことができるかもしれません。

100年後の教科書に載るような時代の証人になれるかもしれない。

そんなワクワクする時代に、その環境におかれていることに感謝しながら、技術者として、人間として、これから何をすべきか一緒に考えていきませんか。

# 第72回放射線治療部会開催案内

4月17日(日)9:50~11:50(国立大ホール)

座長 国立がん研究センター東病院 有路 貴樹  
熊本大学医学部附属病院 中口 裕二

「IMRT Optimize Algorithm and Method of the Practical Planning」

IMRT最適化アルゴリズムと治療計画の実際

1. IMRT Optimize Algorithm and Method of the Practical Planning

IMRT最適化アルゴリズムと治療計画の実際

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

2. The Present Situation of IMRT in Kyushu University Hospital

九州大学病院におけるIMRTの現状

九州大学病院 福永 淳一

3. Current Situation of IMRT in National Cancer Center Hospital East

国立がん研究センター東病院におけるIMRTの現状

国立がん研究センター東病院 田中 史弥

4. The Present Situation of IMRT in Yamagata University Hospital

山形大学医学部附属病院におけるIMRTの現状

山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司

5. The Present Situation of IMRT in Aichi Cancer Center Central Hospital

愛知県がんセンター中央病院におけるIMRTの現状

愛知県がんセンター中央病院 清水 秀年

# 放射線治療関連のプログラム

第72回日本放射線技術学会総会学術大会(横浜市)

教育講演 9[放射線治療部会]

4月17日(日)8:50~9:50(国立大ホール)

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

「Uncertainty in Measurement of Absorbed Dose to Water」

水吸収線量計測における不確かさ

千葉県がんセンター 河内 徹

入門講座

Basic Course 5(Radiotherapy)／入門講座 5(放射線治療)

4月17日(日)12:10~12:55(F201+202)

司会 広島大学病院 中島 健雄

「Basic Lecture of LINAC to Understanding High Energy X-ray」

高エネルギーX線の理解を深めるリニアック入門

関西労災病院 藪田 和利

専門講座

Advanced Course 10(Radiotherapy)／専門講座 10(放射線治療)

4月17日(日)8:00~8:45(国立大ホール)

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「Use of Deformable Image Registration for Radiotherapy Applications」

Deformable Image Registration の基礎と放射線治療への応用

東北大学 角谷 倫之

教育講座

**Diagnosis and Treatment of Lung Cancer -How Will the Specialists Think About?-／  
肺がんの診断と治療 How Will the Specialists Think About?**

4月16日(土)13:00～17:00(F203+204)

司会 放射線医学総合研究所 山本 直敬  
放射線医学総合研究所 奥田 保男  
東千葉メディカルセンター 梁川 範幸

**1. Usefulness of Diagnostic Imaging Using CT and MRI in Lung Cancer Medical Management**

肺癌診療における画像診断—CT, MR について—

放射線医学総合研究所 尾松 徳彦

**2. The Science of Chest CT Technology**

胸部 CT 撮影技術を科学する

栃木県立がんセンター 萩原 芳広

**3. PET Diagnosis for Lung Cancer**

肺癌診療における PET 診断の役割

東京ベイ先端医療・幕張クリニック 吉川 京燦

**4. Up-to-date Bronchoscopic Diagnosis and Treatment of Lung Cancer**

肺癌に対する最新の気管支鏡による診断と治療

成田赤十字病院 星野 英久

**5. Lung Cancer Pathology**

肺癌の病理

千葉大学医学部附属病院 米盛 葉子

**6. Recent Treatment Strategies for Lung Cancer**

肺がんの最近の治療方針(内科的治療)

千葉大学大学院 多田 裕司

**7. Surgical Treatment of Non-small Cell Lung Cancer, What Surgeons Look for in the Radiographic Images**

非小細胞肺癌の外科治療外科医が放射線画像に求めるもの

東京都立墨東病院 小林 亜紀

**8. Radiotherapy for Locally Advanced Lung Cancer**

肺癌に対する放射線治療

神奈川県立がんセンター 野中 哲生

**9. Stereotactic Radiation Therapy for Lung Cancer**

肺癌の定位放射線治療

山梨大学医学部附属病院 佐野 尚樹

**10. Carbon Ion Radiotherapy for Lung Cancer**

肺癌の重粒子線治療

東京大学医学部附属病院 高橋 渉

## 放射線治療部会より重要なお知らせ

毎年恒例となっていました放射線治療部会の意見交換会ですが、近年、会員の参加人数が著しく減少していることから、本年より中止とさせていただきますこととなりました。部会員やメーカーの方との親睦を楽しみにされていた方もいらっしゃると思います。部会でも何とか存続できないかと熟考を重ねましたが、残念ながら上記の判断となりました。

意見交換会は終了となりますが、これに変わる何か良いアイデアがありましたら、放射線治療部会に気軽にご意見をお寄せください。

今まで意見交換会にご協力していただいた会員、メーカーの皆様に心より感謝申し上げます。

## 予稿

# 水吸収線量計測における不確かさ

千葉県がんセンター 河内 徹

測定結果は測定対象量の推定値に過ぎない。よって、「測定結果の信頼性 (⇔疑わしさ)」を伝えるため「真値への近さ (⇔遠さ)」を追記するべきであるが、真値は常に不可知であるため科学の枠内では結論が出ない。そこで、「測定結果の疑わしさ」の評価方法を国際的に統一して工学の問題として扱うため、Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM) により「不確かさ ; uncertainty」が定義されている。不確かさはばらつと未知のかたよりを合成したパラメータで、評価手順は次の通りである。

- (1) 測定手順、測定量を定義 (測定の数学モデルの設定),
- (2) 各入力量に対する標準不確かさを評価 (タイプ A 評価, タイプ B 評価),
- (3) 不確かさを合成 (不確かさの伝播則, バジレット表に整理),
- (4) 不確かさの表記 (合成標準不確かさ, または拡張不確かさ).

標準不確かさは標準偏差 ( $1\sigma$ , 68%信頼水準) に似た性質をもつ。タイプ A 評価が統計的に平均値の標準偏差を求めるのに対し、タイプ B 評価は外部情報にもとづいて先験的 (主観的) に確率密度分布を想定して標準偏差を推定する (図 1)。このため、タイプ B 評価は外部情報の更新 (新たな発見) や実験者の知識によって異なる場合がある。

GUM は一つの測定結果に一つの不確かさを評価するための操作主義に徹しており、厳密には測定器や測定方法に対して不確かさを与えることを否定している。これは、測定量の大きさや繰り返し回数の変更によって不確かさが変化するように、条件の一般化 (測定量の定義を曖昧にすること) によって必ず追加の不確かさが生じるためである。よって、次節では定義的、統計的に非常に不確かな不確かさを例示するが、この様に不確かさの利用は放射線治療分野においても広く普及している。

放射線治療では、腫瘍制御率と正常組織障害発生率に基づいて、患者投与線量の標準不確かさを 3.5%以下にすることを目標としている<sup>1-3)</sup>。また、寡分割照射や体幹部定位放射線治療ではさらに正確な線量投与が必要となる<sup>4)</sup>。しかし、最高レベルの機器、知識および技術を用いても、現代の患者投与線量の不確かさは 6%をようやく達成できる程度であり、内訳では患者セットアップと線量計算アルゴリズムに起因する成分が大きい<sup>5)</sup>。このため AAPM は近い将来に達成すべき目標値を設定している。本稿で注目する水吸収線量計測では、標準計測で得る水吸収線量の

標準不確かさは 1.0% 以下，その他の点で加わる標準不確かさは 0.3% 以下が目標値となる<sup>6)</sup>。

近年発表された北米の標準計測法である TG-51 Addendum<sup>7)</sup>では，ユーザは計測した水吸収線量の不確かさを評価しなければならない (must)，として実践的な評価方法を提案した。さらに，水吸収線量の不確かさが測定器の性能とユーザの知識に依存して 1.5% も変化する例を示している。

講演では本稿をイントロダクションとして我々が計測する水吸収線量の不確かさについて考える。

### 謝辞

本調査は日本学術振興会科研費 26460729 として行った。

### 参考文献

- 榎原研正，他，“計測における不確かさ研修（中上級コース）資料” 産業技術総合研究所，2015。
  - International Standards Organization (ISO), “Uncertainty of measurement—Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement,” Report No. ISO/IEC 98-3:2008, GUM, 1995 (ISO, Geneva, 2008).
  - 日本規格協会 “測定における不確かさの表現ガイド（GUM 日本語訳）” TS Z 0033, 2012.
- 1) Brahme et al.: Acta Oncol. 1, 1988.
  - 2) B. Mijnheer, et al.: Radiother Oncol. 8:237-252, 1987.
  - 3) B. Mijnheer, et al.: “Quality assurance of treatment planning systems practical example for non-IMRT photon beams,” (ESTRO booklet 7), 2004, ESTRO, Brussels Belgium.
  - 4) E. D. Yorke, et al., “Dosimetric uncertainties and Normal Tissue Tolerance,” in *Uncertainties in External Beam Radiation Therapy*, Medical Physics Monograph No. 35, edited by Jatinder R. Palta and T. Rock Mackie (Medical Physics Publishing, Wisconsin, 2011), pp. 1–13.
  - 5) ICRP, “Uncertainty in Radiotherapy. In ICRP report 86, Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy,” ICRP 30: 57-61, 2000.
  - 6) N. Papanikolaou, et al.: “Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams,” (AAPM report No.85), 2004, Medical Physics publishing, Madison WI. US.
  - 7) M. McEwen, et. al., “Addendum to the AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams,” Med Phys., Vol. 41, No. 4, 2014.

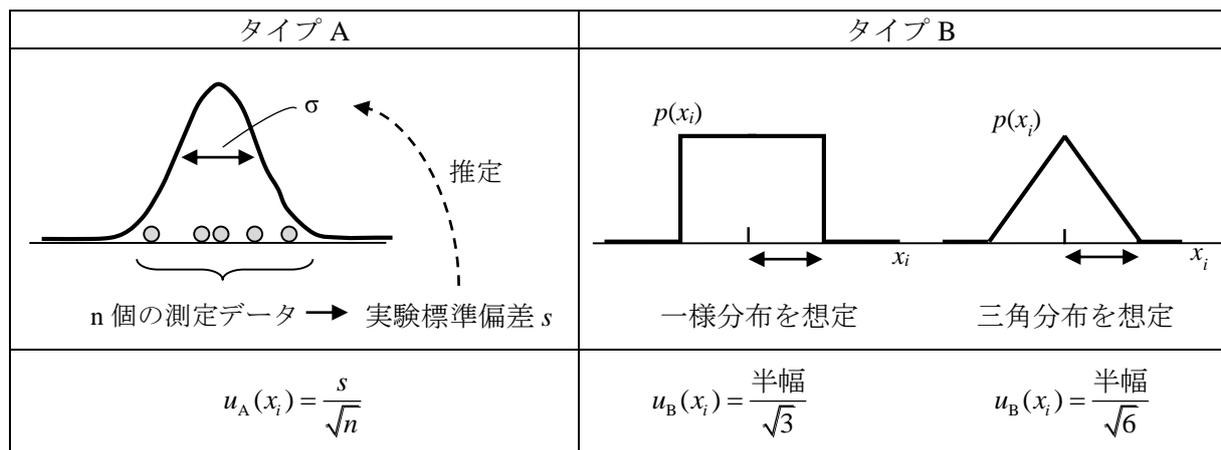


図 1 標準不確かさ  $u(x_i)$  の評価

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」

IMRT プランニングがもたらす

患者へのメリット

国立がん研究センター東病院 有路貴樹

熊本大学病院 中口裕二

強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) は、日本では 2000 年頃より極一部の大学病院等で開始され、2006 年に届出による先進医療となり数施設が実施していた。2008 年には保険収載 (保医発第 0305003 号) され 2010 年 (平成 22 年) には全てのがんについて IMRT が対象となり、施設基準に係る届出を行うことで IMRT における保険適応となり全国に普及した。JASTRO2011 年の集計では 164 施設 8,887 名<sup>1)</sup>の患者が IMRT を実施している、現在はさらに増えている事が予想される。特に重要な役割を果たすがん診療連携拠点病院の都道府県がん診療連携拠点病院 49 施設、地域がん診療連携拠点病院 352 施設、合計 401 施設を対象に IMRT を実施している施設は 145 施設<sup>2)</sup>と半数に満たないのも現状である。

今後より普及することを考えた場合、放射線技師が IMRT 最適化に関わる可能性は大きく、また最適化を行うことで臨床的意義を理解して照射も行うことで、画像誘導放射線治療 (Image-Guided Radiotherapy: IGRT) での位置合わせのポイントはもちろん、有害事象の出現予測やその対応などきめ細かく患者対応が行えることが期待出来る。

IMRT は大きく 5 つの工程からなる①適応、②輪郭、③最適化、④検証、⑤IGRT。広義での①適応について、前立腺が比較的によくの施設で行われている。IGRT を上手く用いた位置精度の技術が必要である、頭頸部は複雑な解剖や臨床経験、呼吸性移動部位についてはより難易度が高く、これらの技術が物理的に担保されている事が重要である。このエビデンスを元に IMRT 実施や適応が決められるべきである。また患者個々においても適応の判断が必要である。②輪郭に関しては医師が中心となる作業であり誰が書いても同じ輪郭になることが望ましい。③については後述する。④はすでに多くの研究会等で取上げられている。⑤は日常照射の位置誤差やアダプティブな内容も含まれる。

今回のシンポジウムのテーマである③の最適化はあまり取上げられることが少なく、ピットホールとなることも多い。例えば、皮膚表面の対応や CT 画像上の義歯等の金属によるアーチファクトの処理など工夫しないと想定しない線量が投与される可能性がある。最適化の技術は経験によりブラッシュアップされ、より良い線量分布が作成される。より多くの IMRT を受ける患者に利益となる様に代表的な施設における IMRT 最適化の実情を報告して頂く。また、同一症例を各施設

設で最適化したプランを DICOM-RT でレビューし技術的な問題点等の議論を行う。

- 1) JASTRO 全国放射線治療施設の 2011 年定期構造調査報告（第 1 報）
- 2) がん情報サービス <http://hospdb.ganjoho.jp> 20160125 検索

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」  
 ～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～  
**1. 最適化アルゴリズムの解説**

国立がん研究センター東病院 有路貴樹

強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) を行う場合、最適化を行う。最適化技術の成熟度でプランの優劣もつく、さらに臨床的意義も加味した最終的なプラン確定には経験や知識が不可欠である。

放射線治療で言う最適化はターゲットやリスク臓器に線量制約と重み付けを入れることでコンピュータが計算してより最適な解を見つける方法である。言葉では理解していても実際何を計算しているかブラックボックス化されている。また治療計画装置メーカー毎にも最適化計算に工夫がなされ各社において違う部分もある。

本シンポジウムにおいて最適化を取り上げるにあたり、このアルゴリズム<sup>1)2)</sup>を理解することで IMRT の理解がより深まる様に基礎的な最適化計算式を表計算ソフト(Excel: Microsoft 社)に記述して実践する。

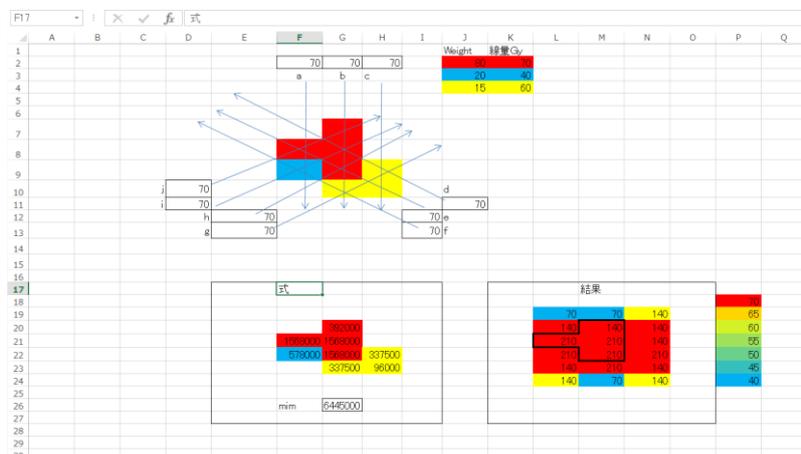


Fig.1 表計算ソフトにおける最適化計算画面

- 1) Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY: CURRENT STATUS AND ISSUES OF INTEREST. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 51, No. 4, pp. 880- 914, 2001
- 2) Yin Zhang, Michael Merritt. Dose-volume-based IMRT fluence optimization: A fast least-squares approach with differentiability. Linear Algebra and its Applications 428 (2008) 1365- 1387

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」  
～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

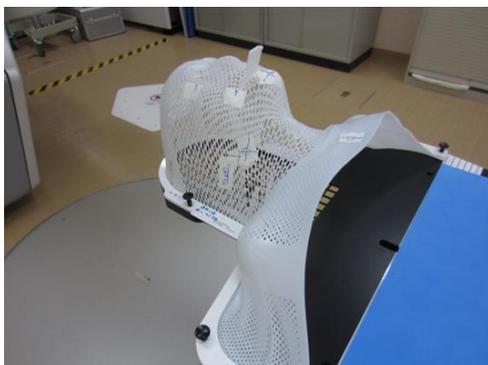
## 2. 九州大学病院におけるIMRTの現状

九州大学病院 福永 淳一

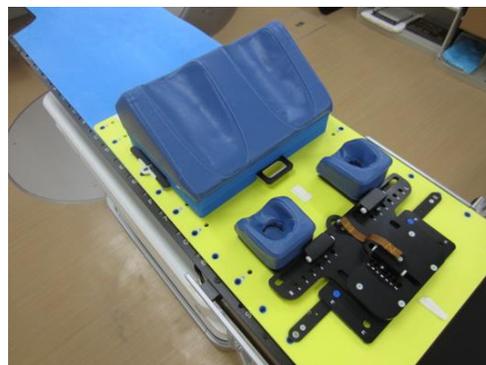
強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) は、治療装置および治療計画装置の進歩とともに発展し、さまざまな装置で実施されている。2010年4月から、全ての限局性の固形悪性腫瘍に対して保険適用となり、多くの施設で行われるようになった。当院では、2004年ごろより IMRT を開始し、当初は boost 照射に用いていた。その後、前立腺に対して 74Gy/37Fr, 5 門照射による IMRT を行い、76Gy/38Fr, 7 門照射を経て、76Gy/38Fr, 1Arc による強度変調回転照射 (volumetric modulated arc therapy: VMAT) に至る。

今回九州大学病院における VMAT を行う上での CT 計画時の工夫点、固定法 (頭頸部では Shell、前立腺では足台) や前処置、直腸ガスの対策など紹介する。当院の外部照射装置の構成は、VARIAN 社製のリニアック (True Beam (現在更新中), 21EX, TrueBeam STx) の 3 台であり、現在では、固定多門の IMRT からすべて VMAT に移行し、一日の治療全体において 25% から 30% が VMAT を占める。症例としては、前立腺と頭頸部が大半を占め、前立腺においては、リンパ節転移のある症例に対しても全骨盤の VMAT による治療を開始し、頭頸部においては、two-step 法にて治療を行っている。また、計画装置は Eclipse と iPlan を使用し、当院では診療放射線技師による通常照射や VMAT の治療計画も積極的に行っており、Eclipse における VMAT 計画時の現状と工夫点 (Eclipse で特徴的な機能) についても紹介する。

さらに、診療放射線技師による治療計画を行う上で意識していることなどを紹介できればと考える。



頭頸部用 Shell



前立腺用足台

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」

～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

### 3. 国立がん研究センター東病院における IMRT の現状

国立がん研究センター東病院 田中 史弥

当院での強度変調放射線治療 (IMRT) は 2005 年の 6 月より頭頸部が始まり, 前立腺は 2011 年 11 月より始まった. 現在 (2016 年 1 月) まで頭頸部が約 950 例、前立腺が約 300 例の IMRT を行ってきた.

治療計画装置は Pinnacle3 と Eclipse を使用しており, 治療装置は VARIAN 社製の TrueBeam と Clinac iX を使用している. IMRT での照射は装置 2 台合わせて一日に約 45 名、IMRT の治療計画は 1 週間に 5~7 件行っている. 治療計画装置の負担、業務効率・分配を考慮し高リスク前立腺は Eclipse で VMAT、その他の症例は Pinnacle3 で STEP&SHOOT 法で行っている. 頭頸部は基本的に SIB 法を用いている. 年間 IMRT 患者は前立腺で約 100 名、頭頸部で約 150 名を実施している (2014 年度). 治療計画に携わる技師, 物理士も複数いるため. “効率良く” “計画者毎に差が出ない様に” 日々 ROI の作成や最適化において様々な工夫を行っている. また頭頸部において著しい体重減少や体輪郭の変化による再計画を要する場合には治療計画 CT 撮影から照射まで “最短 1 日” で治療を行っている.

今回のシンポジウムでは, 多くの症例を経験する事で得た Pinnacle3 での “治療計画を短期間で効率良く行う方法” と “経験しないと気付けないリスク” を紹介する.

また, 頭頸部と前立腺においては実際のプランを示しながら紹介する.

頭頸部においては, 当院での固定方法, 堅牢性を考慮したプラン, Pinnacle3 特有の機能を利用したリスク臓器の効率的な線量制限方法やダミー ROI の作成方法を紹介します.

前立腺においては当院が行っている “2 回の最適化” でプランが達成できる方法を紹介します.



前立腺用吸引固定具



頭頸部用シェル アルケア枕

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」

～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

## 4. 山形大学医学部附属病院における IMRT の現状

山形大学医学部 鈴木 幸司

当院は Novalis Tx (BrainLAB) と ELEKTA Synergy (ELEKTA) の 2 台のリニアックを所有し、2011 年より前立腺の強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) を Novalis Tx にて開始し、約 1 年後には強度変調回転照射 (volumetric modulated arc therapy: VMAT) を ELEKTA Synergy で開始した。現在は前立腺を中心に頭頸部や全骨盤などの IMRT (VMAT) を両リニアックにおいて実施しており、前立腺は原則全例 VMAT に移行している。治療計画装置は Eclipse (VARIAN), iPLAN (BrainLAB), Monaco (ELEKTA) それぞれで IMRT のプランニングに対応可能である。ELEKTA Synergy では Monaco (ELEKTA) を用いプランニングを行っており、今回のシンポジウムでは IMRT (VMAT) の最適化や治療計画の実際について Monaco と ELEKTA Synergy を使用する立場から考えていく。

Monaco の特徴はモンテカルロ線量計算アルゴリズム (XVMC) を用いた線量計算と Equivalent Uniform Dose (EUD) などの生物学的コストファンクションを用いた最適化処理にある。XVMC の導入により計算精度の向上というメリットはあるがその分計算時間が長くなる。また生物学的コストファンクションを用いた最適化処理では正常組織とターゲットのバランスをとったパラメータ設定が必要になる。また当院で IMRT (VMAT) を実施する際の固定具は、前立腺では吸引バックと市販の固定具両方を組み合わせて使用している。頭頸部では頭頸部シェルに枕はモールドケアを使用している (必要に応じて吸引バックも用いる)。また全症例事前に歯科口腔外科を受診していただき専用のマウスピースも作成している。

Monaco と ELEKTA Synergy の特徴を踏まえた IMRT のプランニングにおける最適化の実情と、前立腺における前処置や直腸ガスへの対策や IGRT 機能も考慮した固定方法など、治療計画から実際の治療期間に当院で実施している工夫や問題点などを紹介し、当院における IMRT の現状について考察する。

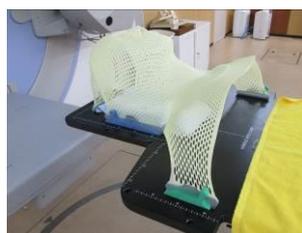


Fig.1 固定方法の例(頭頸部)



Fig.2 固定方法の例(前立腺)

予稿 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」  
～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

## 5. 愛知県がんセンター中央病院における IMRT の現状

### 愛知県がんセンター中央病院 清水秀年

当院では、2006 年から前立腺と頭頸部を主体したトモセラピーによる強度変調放射線治療 (intensity modulated radiotherapy: IMRT) を開始した。今回のシンポジウムでは、トモセラピーの IMRT 最適化アルゴリズムの特徴を説明する。また、当院における IMRT 治療計画の現状を報告する。後者では、トモセラピーを保有する施設を対象とした、治療計画に関するアンケート調査の結果をもとに考察を加える。

#### 1. トモセラピーの IMRT 最適化アルゴリズム

2012 年に、トモセラピー専用の治療計画装置である Planning Station™ に voxel less optimization™ (VoLO) が導入された。VoLO の線量計算では、固有座標系を使用せず、ビームレットが有する座標系において最適化計算が実施される<sup>1)</sup>。また、Planning Station には、modulation factor (MF), pitch, および jaw size と呼ばれる、他の治療計画装置にはない特殊な計画パラメータが存在する。これらの計画パラメータは、線量分布と照射時間に影響を与える<sup>2)</sup>。

本報告の導入では、上記の最適化アルゴリズム、および計画パラメータの影響について理解を深める。

#### 2. 当院における IMRT 計画の現状

前立腺がん症例と頭頸部がん症例に対する当院の固定方法 (Fig. 1), および実際の治療計画を供覧することで、各症例に対する照射方法 (two-step 法, simultaneous integrated boost 法) と線量処方 ( $D_{90\%}$ ,  $D_{50\%}$ ), フルエンスの最適化における体内の構造物 (前立腺: 小腸, 頭頸部: 皮膚と空洞など) への配慮と工夫について解説する。また、トモセラピーを保有する施設を対象として、計画パラメータの採用値、および治療計画者の職種などの治療計画に関するアンケート調査を実施した。これらの結果を踏まえて、当院のトモセラピーによる IMRT の現状を考察する。

議論を通じて、Planning Station の能力を最大限に活かせる最適化の技術を共有したい。

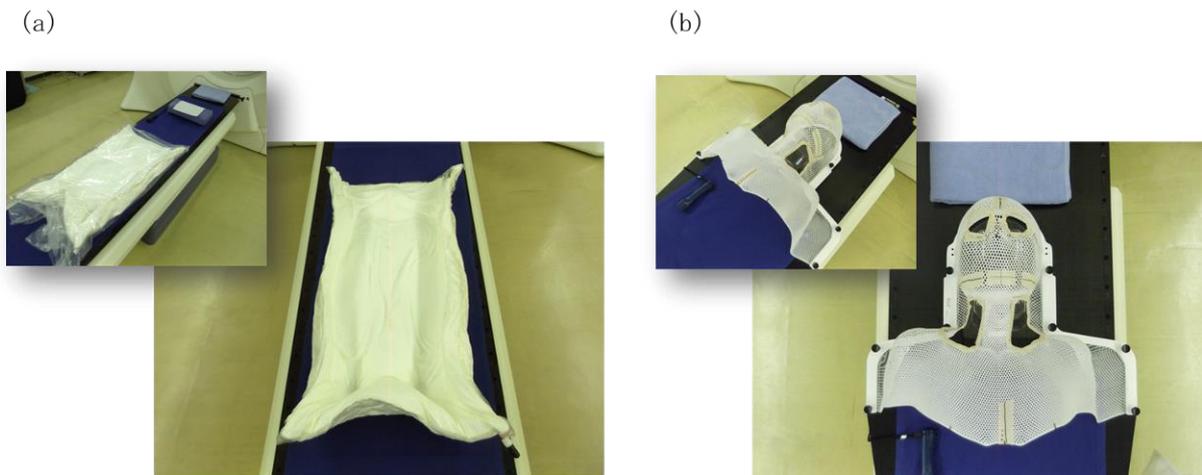


Fig. 1 前立腺がん症例と頭頸部がん症例に対する固定方法の例 [(a)前立腺, (b)頭頸部]

- 1) Lu W. A non-voxel-based broad-beam (NVBB) framework for IMRT treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 2010; 55(23): 7175-7210.
- 2) Skórska M, Piotrowski T. Optimization of treatment planning parameters used in tomotherapy for prostate cancer patients. *Phys Med.* 2013; 29(3): 273-285.

「いま一度考えよう放射線治療の標準」  
**放射線治療専門医からみた標準的な  
放射線治療の変遷**

**福井県済生会病院放射線治療センター長 菊池雄三**  
**金沢大学名誉教授**

中国の論語に“温故知新”（古きを訪ね、新しきを知る）という言葉がある。その意味において、現在行われている放射線治療がどのような経緯で成り立って来たかを知る事は、今後の方向を探る上で重要な役割を果たす。

演者が放射線治療に携わるようになったのは、1968年である。以来約半世紀に亘って従事してきたことになる。その当時先輩から教えられたことは、“放射線治療は、“正常組織との戦いである。”という言葉であった。もう少し学問的な言葉に換言すると“放射線治療の命題は、至適な幾何学的、時間的線量分布を得ること”であった。その命題を解決するのに約半世紀を要したが、“正常組織との戦い”は、いまだ続いている。

放射線治療の利点は、その再現性にある。即ち手術と異なり誰が行っても均質な結果が得られることにある。その為には線量や線量分布、set up などの正確性が担保されねばならないことであるが、その上で予後因子などにより適切な戦略を選択すべきである。近年、標準的な放射線治療として安易に guide line などに頼る傾向があるが、あくまでも原典に立ち返って結論が導かれた過程を重視し、自分なりの体系を作ることである。

演者が放射線治療医として歩み始めた1960年代から現在に至るまでを10年刻みに区切り振り返る。放射線腫瘍学の発展、治療装置の開発、治療技術の進歩、放射線生物学の進歩の変遷が時代を色濃く反映している。これらの進歩は、ある時は急速に、またある時は遅々として、21世紀になって急速に開花したものと言える。結果として、癌治療における放射線治療の役割、根治的放射線治療の適応にも大きな変化をもたらした。

それぞれの時代について、標準的な放射線治療の概略について纏めると、

#### 1960年代

##### ～ Paterson から Fletcher ～

深部 X線装置と、コバルト遠隔治療装置が主流の時代であった。治療の対象は、乳癌の術後照射、舌癌の小線源治療、上顎癌、悪性リンパ腫、松果体腫瘍（胚芽腫）などが対象であって、結核性リンパ節炎などの良性疾患も含まれていた。放射線で治癒可能な部位は、1) 小さな腫瘍、2) 感受性の良い腫瘍、3) 小線源治療の対象となるものに限られていた。後に根治的放射線治療の対象となる子宮

頸癌は、その当時婦人科がラジウムを所有していて、独自に腔内照射を行っていた。当時、Patersonの教科書には、Point A, Point B の概念も載っていたが、これに基づいて治療が行われていたかどうかは極めて疑わしい。Paterson は近代放射線治療の偉大なパイオニアとして、また組織内照射 Paterson-Parker の法則や、子宮頸癌の Manchester 方式の提唱者としても有名である。後に Point A に代わって、volume を主張する M.D.Anderson の group により批判に曝されたが、外照射より先に volume という概念が提唱されたことが大変興味深い。当然のことであるが、guide line なるものではなく、Fletcher や Moss の教科書が出版されたことにより、腫瘍学の基本から外照射の線量、治療技術、照射野の設定などは Fletcher や Moss の教科書を参考とした。特に Fletcher の教科書は、自らのデータを基に線量、照射野の設定から、予後因子、進行期別の治療戦略にも言及して、より具体的であった。多くの放射線治療医は、この教科書を guide line 代わりに愛用していた。Fletcher が放射線腫瘍学を medical science として発展させた功績は偉大である。Fletcher の解析手法が後に Hodgkin Lymphoma にも応用され Kaplan のマントル照射野、逆 Y 照射野に繋がっていく。

## 1970年代

### ～ より強く、より深く ～

この時代、装置はコバルト遠隔治療装置が主体で施設によっては、Betatron や Lineac が使われ始めた。電子線がケロイドから表在のリンパ節、乳癌術後照射などにも広く利用されるようになる。しかし Betatron は、その線量率の悪さと装置の利便性などにより次第に姿を消すことになる。また、コバルトや 4MV X-線では体厚が 18cm を超えると±10%以内では標的体積を包括しきれなくなり、±15%を治療域とした結果、皮下硬結などの晩期有害事象を生じた。深部臓器の腫瘍に対し、6～10MV の高エネルギーが用いられるようになる。1960年代に開発された RALSTRON は、従来の低線量率腔内照射法に置き換わり、放射線治療医が携わるようになった。この過程において、血のにじむような努力があったことは言うまでもない。結果として、子宮頸癌の治療は晴れて欧米同様、根治的放射線治療の適応の重要な地位を占めるようになる。

## 1980年代

### ～ 制癌効果の増強を求めて ～

放射線単独での限界を感じ、生物学的効果を応用して制癌作用を高めようとの試みがなされてきた。高圧酸素下放射線治療については、すでに1960年代に行われ、1970年代 Misondazole の臨床試験、抗癌剤の併用、温熱療法の併用、多分割照射法、High LET 放射線の応用へと続く。しかし、その多くが動物実験で素晴らしい成果を挙げたにも関わらず、臨床応用では有用性を示すことができず、放射線生物学と臨床応用との間に大きな乖離を生じたのも事実である。一部の臨床試験で有用性を認めたものの一般的な治療として生き残ったものは、5FU や CDDP など抗癌剤の併用、多分割照射法、表在性腫瘍に対する温熱療法併用と粒子線治療のみである。

この時代、治療計算装置が導入され、これまでマニュアルで描かれた線量分布がコンピューターによって瞬時に描かれる時代が到来する。

## 1990年代

### ～ 二次元から三次元へ ～

この時代、CT simulator が少しずつ普及、治療装置はコンピューター制御多段絞リ原体装置へと変遷を遂げて行く。放射線治療はコンピューターの発達と画像診断の進歩の結晶として大きく飛躍を遂げる夜明け前の状態でもあった。CT simulator は電子密度により正確な線量が把握できることに加

えて、病巣と正常組織を正確に分離する上で重要な役割を果たすことになる。これまで用いられて来た耐容線量の概念が変わり、長さなどに代わって体積が指標となる。

1993年、体積に関する ICRU report 50 が、また、1997年それを補足する形での ICRU report 62 が発表された。1990年代後半、これまで根治照射の対象として依頼のなかった前立腺癌が急激に増加したが、前立腺を例にとると、固定具が十分ではなかったこと、体内変動が測定できなかったこと、CT と MR の融合技術がなかったこと、IGRT 技術がなかったことにより、GTV が必要以上に、また PTV マージンも大きく取っていたのが実態である。実際、posterior margin を 3mm として治療できたのは、かれこれ 10 年後のことであった。

## 2000 年代

### ～ 高精度放射線治療の時代 ～

21 世紀初頭には、Varian による IMRT の臨床試験が始まり、Novalis, Cyberknife, Tomo Therapy などの本邦への導入と、Lineac による SRT, SBRT の普及とも相まって、高精度放射線治療の時代が訪れる。IMRT の利点は dose escalation もさることながら、周囲正常組織の線量制約により安全な治療が叶うことではないだろうか？ しかし、線量制約に関するデータは少なく、まだまだ不確定なものも事実である。

臨床のレベルでの標準的な放射線治療を普及させる目的で出版された JASTRO の Guide line は 2005 年に発行され、その後、2012 年に改訂された。最低限の基準を確保すると言うことでは、意味があるかも知れないが、3D-CRT, IMRT の時代、対応は難しい。照射野の設定では、RTOG の ATLAS の併用が望ましい。

### ～ 最高レベルの治療への提言 ～

演者は 2009 年より Tomo Therapy を用いての helical IMRT を経験してきた。前立腺癌や頭頸部腫瘍、子宮頸癌などについては満足の行くレベルに達しているが、肺や肝臓のような parallel organ での大きな腫瘍や膵臓癌のように小腸に囲まれた腫瘍での dose escalation を図ることは困難である。このような状況を打破し、さらには治癒率もさらに改善し、有害事象もない最高のレベルに到達するにはどうすれば良いだろうか？ New idea が突然湧いてくるわけではないので、もう一度歴史を踏まえて考察してみると、第一に密封小線源治療の利点を応用することであろう。密封小線源治療は周知の如く線源の周囲は高線量となり不均等照射を引き起こす。放射線抵抗性の細胞の制御にはより高線量を必要とすることより、スリット・ビームのような形（疑似密封小線源治療）で追加照射を行うことができれば、さらなる局所制御の改善が期待できる。しかも腫瘍内に高線量を投与するのであって正常組織には何ら影響を及ぼさない。ただ、この戦略は闇雲であって、決して洗練された方法ではない。第二に、現在利用されている FDG-PET に代わって、hypoxic cell など放射線抵抗性に関する薬剤の開発に加え CT 画像との融合が可能であれば、疑似密封小線源治療がより合目的となる。いわゆる dose painting に基づいた生物学的線量分布の到来もそう遠い将来ではないと考える。また別の観点より世の流れとは別に、動物実験で十分な成果が認められたにも関わらず臨床応用に失敗した hypoxic sensitizer や hyperthermia のような増感物質、増感手段についても、地道な研究により改良が加えられ、最高レベルへの治療の突破口となることを期待したい。

第71回放射線治療部会（金沢）シンポジウム  
「近年の放射線治療装置における標準線量の確保を考える」

座長集約

藤田保健衛生大学 林 直樹

2015年10月8日から10日にかけて金沢市文化ホールにて第43回日本放射線技術学会秋季学術大会が開催された。2015年3月14日に金沢まで北陸新幹線が開通し、例年以上の観光客の来訪に街全体が活気付く中で、参加者各位は宿泊を手配することもままならない環境であったと推察される。そのような中、放射線治療関連発表セッションや合同企画ではその活気に負けず、興味深い発表と熱い議論が繰り広げられた。その流れのまま、第71回放射線治療部会教育講演、シンポジウムは学会最終日に開催された。今回のテーマは、「近年の放射線治療装置における標準線量の確保を考える」である。財団法人医用原子力技術研究振興財団(以下、財団)による水中での電離箱線量計校正事業が2012年8月16日に計量法校正事業者登録制度(JCSS)の認定(登録番号JCSS0225)されたことを受けて、2012年9月10日に外部放射線治療における水吸収線量計測法(線量計測法12)が発刊された。それから3年の年月が過ぎ、全国の放射線治療施設は線量計測法12に準拠したものへと変わった。その一方で、近年では標準的な校正条件を確保できない先進的な放射線治療装置が普及しており、その標準線量の確保が重要になっている。今回のシンポジウムでは、5名のシンポジストを迎え、標準計測法12の概論から各種モダリティでの標準線量の確保の状況について報告ならびに議論が行われた。

はじめに、金沢大学の武村先生より標準計測法12の概論と米国医学物理学会(American Association of Physicists in Medicine: AAPM)のTG-51 Addendumの解説および北陸地域でのアンケート調査の結果の発表が行われた。標準計測法のフォーマリズムは原則的にAAPM TG-51と国際原子力機関(International Atomic Energy Agency: IAEA)のTRS-398に則る。標準計測法12ではX線の線質について、 $TPR_{20,10}$ にて定義している。これはIAEAの手法と同じである。しかし、AAPMでは $PDD(10)_x$ にて線質の表記を行っている。それぞれの測定ジオメトリは異なるが、深部線量の安定するスロープ領域で線質を定義することは変わらない。他方、線質変換係数については、AAPM TG-51の考え方を踏襲している。いわば、日本の標準計測法はそのハイブリッド版と言ってよいだろう。今般、AAPM TG-51 Addendumが発刊されたことを受け、武村先生には本邦での標準線量の確立のための留意点についてご講演いただいた。

武村先生のご講演に引き続き、4名の先生から標準線量の確立にあたって、実践的な要素をご講演いただいた。矢田先生には、フラットニングフィルタを通さないビーム(FFFビーム)での標準線量の確立について、太田先生にはロボットアーム型リニアックとしてサイバーナイフにおける標準線量の確立について、清水先生には持続回転ガントリ型リニアックとしてトモセラピーにおける標準線量の確立についてご講演をお願いしていた。これら3演題に共通することは、いずれもFFFビームであるということである。この際には線質変換係数と基準校正条件の考え方が重要であり、3名いずれの先生も具体例を示しながら、押さえておくべきポイントについてわかりやすく示してくださった。次に、国産高精度放射線治療装置としてVERO 4DRTにおける標準線量の確立について、加茂前先生がそれまでの総括も含めて示してくださった。

これらのご講演を受け、最後のディスカッションでは活発な議論が行われた。許容リファレンス線量計の定義や印加電圧に対する諸注意、線質に対する考え方が討議の主題であったが、第三者評価のあり方についても討議が行われた。これについては時間の制約上議論不足な部分が残ったため、次回以降のシンポジウムの題材としてもよいかも知れない。

今回のシンポジウムの目的は、発刊されたから3年が経過した今こそ、改めて標準線量の計測法と管理法、考え方について改めて認識することであった。ご講演をお願いしたシンポジストの先生がたは、いずれも現場での実践やアンケート調査などを通して、標準線量の確保のために不確かさを低減し、系統的な管理法を実践していた。聴講された参加者各位におかれては、今回の後抄録を改めて読み返していただき、改めてシンポジウムの興奮を思い出して欲しい。また不幸にも参加できなかった読者各位においては、後抄録に記載されている事項を詳読し、自身の施設での管理法を再考していただきたい。

## 1. 水吸収線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む)

金沢大学医薬保健研究域保健学系 武村哲浩

### I. はじめに

この講演では、後の演者が発表する特殊な装置での線量測定法に対して、基準となる放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法 12)について説明した。また、近年アメリカの標準線量測定方法である American Association of Physics in Medicine (AAPM) Task group #51 (TG-51) に対して Addendum が発表された。すべての情報が日本国内で使えるわけではないが、その内容のうちから日本国内においても役立つ情報を抜粋して説明した。さらに、金沢大学を中心としたがんプロ(北陸がんプロ)において行なっている周辺放射線治療施設への訪問線量測定について結果を混じえて発表を行った。

### II. 標準計測法 12 について

水吸収線量測定法の基準となる標準計測法 12 は高エネルギー光子線の計測においては以前の標準測定法 01 から手法自体は変化がなく既によく知られた方法である。ただし、後の演者が解説する Flattening Filter Free (FFF)機, Cyberknife, TomoTherapy など特殊な治療装置においては標準計測法 12 がもとめる条件や設定が担保できない項目がある。この講演では、基準となる一般的な高エネルギー光子線の測定についておさらいを兼ねて概説と、FFF 機, Cyberknife, TomoTherapy などによる線量測定において問題になるであろう項目について示した。

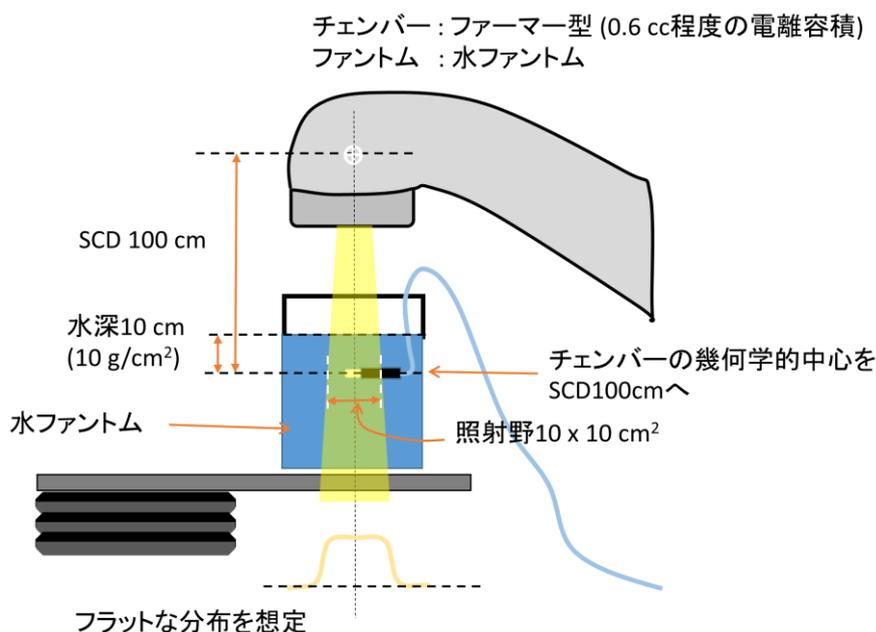


Fig. 1 高エネルギー光子線計測のセッティングおよび条件

Fig. 1 に示すように、標準計測法 12 では水ファントムを用い、チェンバーとしてファーマータイプが用いられる。校正深 10 g/cm<sup>2</sup>とし、source-chamber distance(SCD)は 100cm、照射野はア

イソセンターで  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  とする。電離箱は電離させるための体積が必要であり、ファーマータイプのチェンバーの検出部分は長さ 25 mm 程度、直径 7 mm 程度の円柱型である。測定ではチェンバーの幾何学的中心を測定位置に設定する。照射されるビームは照射野内フラットなビームを想定している。これらが、標準計測法 12 における高エネルギー光子線測定での条件、セッティングとなる。標準計測法 12 では、その条件に基づき、各種係数を提供している。そのため厳密に言えば、この条件から外れた測定では、その不確かさが標準計測法 12 の一般的な高エネルギー光子線測定で示す範囲であるとは保証できない。

上記条件により、100-200 MU を照射しその際の読み値の平均値  $M_{raw}$  を求め、式(1)により各種補正を行い  $M_Q$  とする。

$$M_Q = M_{raw} \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot \dots \quad (1)$$

ここで、 $k_{TP}$  は温度気圧補正係数、 $k_{elec}$  は電位計補正係数、 $k_{pol}$  は極性効果補正係数、 $k_s$  はイオン再結合補正係数である。求めた  $M_Q$  を用いて式(2)により校正深での線量  $D_{w,Q}$  にする。

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot \dots \quad (2)$$

ここで、 $N_{D,w,Q_0}$  は水吸収線量校正係数、 $k_{Q,Q_0}$  は線質変換係数である。これにより求められた  $D_{w,Q}$  を TMR(10cm,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) の値で割ることで基準深線量を得る。

Cyberknife や TomoTherapy では標準計測法 12 のもとめる照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  は作れないし、TomoTherapy では SCD 100 cm をとることも難しい。FFF 機ではビーム中心が凸となったビーム形状となるため、ファーマータイプのような長さがあると問題となる。また更に FFF 機では通常のフラットビームよりも線量率が高く、パルスあたりの線量率が影響するイオン再結合補正係数  $k_s$  も検証が必要になる。

### III. AAPM TG-51 Addendum について

AAPM TG-51 Addendum は、AAPM での標準計測法である TG-51 の内容をアップデートするドキュメントである。内容は、新たなチャンバの追加、線質変換係数  $k_Q$  の見直し、不確かさの解析、Addendum 導入ガイドが示されている。Addendum のメインとなる  $k_Q$  の値などは役立ちそうではあるが、しかしながら TG-51 の線質指標は標準計測法 12 と異なり水深 10 cm での percentage depth dose を用いている。そのため、そのまま Addendum の  $k_Q$  の値を標準計測法に当てはめることは出来ない。Addendum の中で日本でも有用となるだろう項目に、線量計の印加電圧、Reference class chamber の定義、FFF 機への対応がある。ここでは前者 2 つの項目について示す。

#### a 印加電圧

AAPM TG-51 Addendum の中でチェンバへの印加電圧について上限の電圧が示されている。内容は、印加電圧とイオン収集量との関係、つまりイオン再結合補正係数に関わる内容である。Addendum では根拠となる DeBlois F, et al. の論文<sup>1</sup>を引用し、300 V 以上の印加電圧は推奨しないとしている。DeBlois の論文では 300 V を超えると収集イオンと印加電圧の関係が直線性を失うことが示されており、そのため 300 V 以上の印加電圧ではイオン再結合補正に誤差を含むこととなる。

#### b Reference class Chamber

AAPM TG-51 Addendum では Reference class chamber が定義された (Table 1)。ただし、この定義は Addendum の必須事項ではなく参考として示されている。最初の項目として挙げられている Chamber settling では線量計の最初の値 (cC/MU) と安定した値の差が 0.5 % 未満としている。我々の所有するファーマ型チェンバー PTW30013 (PTW, Germany) と電位計 Ramtec 1000 Plus (東洋メディック, 東京) の組み合わせでは、-0.06 % となり多くの施設でこなせる値ではと考える。ただし、チェンバーのタイプ、サイズによって安定までの時間は大きく異なる<sup>2</sup>。P<sub>leak</sub> は標準計測法 12 に

はないリークに対する補正である。  $P_{\text{pol}}$  は標準計測法 12 での  $k_{\text{pol}}$  にあたる。  $P_{\text{pol}}(k_{\text{pol}})$  の値の範囲は  $\pm 0.4$  %未満としエネルギーによる最大変化も  $\pm 0.5$  %未満としている。  $P_{\text{ion}}$  はイオン再結合補正係数であり標準計測法 12 の  $k_s$  である。 前述のように  $P_{\text{ion}}$  の求め方は標準計測法の  $k_s$  の求め方と異なる。 また、Polarity dependence も  $P_{\text{ion}}$  の求め方に関わる内容であるため、標準計測法 12 に基づく方法には当てはまらない。 Chamber Stability は長期安定性とも言え、2 年間の  $N_{\text{D,w}}$  の変化が 0.3 %未満とされている。 残念ながら、標準計測法 12 に変更された際に一般的に 1 %程度の変化があったとされる影響のため、前述の線量計では現在 0.5 %を超えている。 しかしながら、次回校正に出すとその変化を含めない値となり、1 年間の値の変化から 0.3 %を下回ることが予想できた。

Addendum の中には、明確に非推奨とするチェンバーも記載されている。 Nuclear Enterprise の NE2581 がそれであるが、壁材に A-150 を使用しており湿度と温度変化によって空洞体積の変化が著しいため非推奨となっている。 同様に A-150 を用いたチェンバーは他にも存在し、標準計測法 12 においても各種数値が与えられているモデルも有る。 上記のようなことが言われているため、そのようなチェンバーを使用している施設では確認が必要かも知れない。

Table 1 AAPM TG-51 Addendum の Reference class chamber の定義

Measurand	Specification
Chamber settling	Should be less than a <u>0.5%</u> change in chamber reading per monitor unit from beam-on for a warmed up machine, to stabilization of the ionization chamber.
$P_{\text{leak}}$	< 0.1 % of chamber reading ( $0.999 < P_{\text{leak}} < 1.001$ )
$P_{\text{pol}}$	< <u>0.4 %</u> correction ( $0.996 < P_{\text{pol}} < 1.004$ ) < <u>0.5 %</u> maximum variation in $P_{\text{pol}}$ with energy (total range)
$P_{\text{ion}} = 1 + C_{\text{init}} + C_{\text{gen/pp}}$	General $P_{\text{ion}}$ should be linear with dose per pulse. Initial recombination should be less than 0.2%, that is, $C_{\text{init}} < 0.002$ , for the TG-51 reference conditions.
Polarity dependence	Difference in initial-recombination correction between opposite polarities should be less than 0.1%.
Chamber stability	Should exhibit less than a <u>0.3%</u> change in calibration coefficient over the typical recalibration period of 2 years.

#### IV. 訪問線量測定について

金沢大学を中心とする北陸がんプロの活動の一環として線量均てん化を掲げ、同一測定機器、同一プロトコルで各治療施設を訪問し X 線の出力測定を行なってきた。 第 1 期がんプロ (2007-2012 年) では 2007-2008 年にかけて北陸 3 県 19 施設を訪問し測定を行った<sup>3</sup>。 がんプロも第 2 期となり、北陸地域の LINAC の殆どが新しい装置に入れ替わったこともあり、2014 年に石川県内 9 施設を対象に訪問線量測定を行なった。 2014 年に行なった訪問線量測定の線量誤差の結果を Fig. 2 に示す。 多くが 1 %以内の誤差となり、 $\pm 2$  %を超える誤差が出た際は、何らか間違い等があった場合であった。 装置も比較的新しく安定しており、全体的に問題となるようなことはなかった。 今後将来的にこの訪問線量測定が放射線治療の線量の第 3 者評価のような役割を担えればと考える。

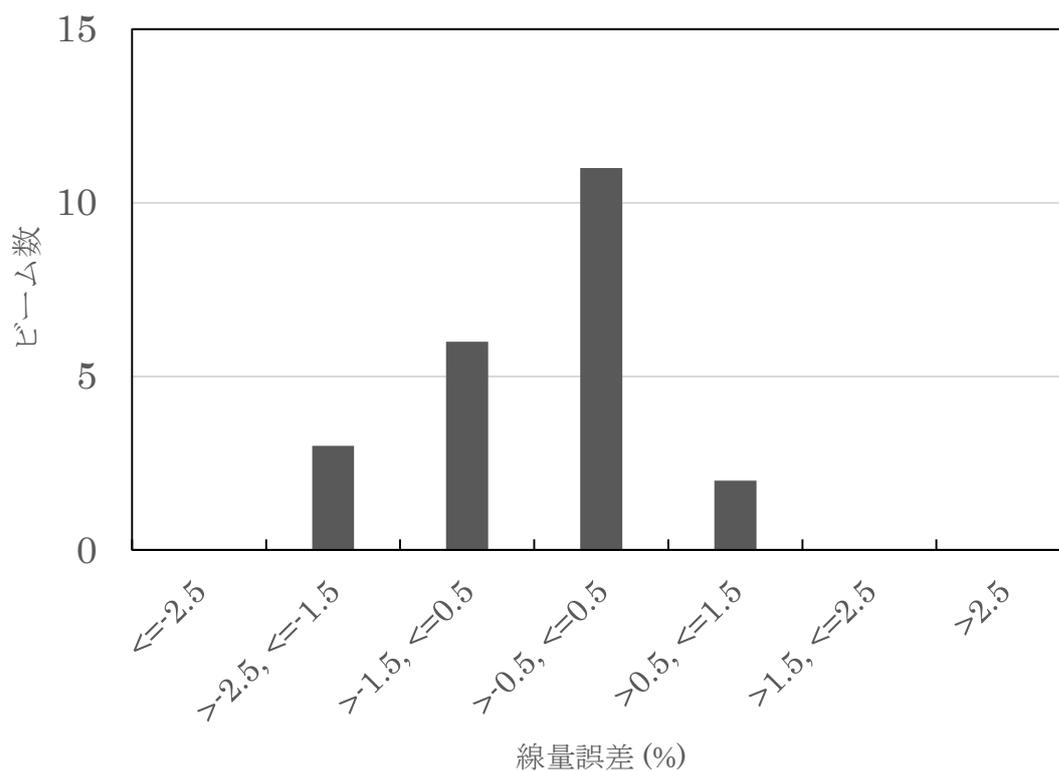


Fig. 2 石川県放射線治療施設に対する訪問線量測定 2014 の線量誤差の分布

#### 参考文献

- 1) DeBlois F, et al. Saturation current and collection efficiency for ionization chambers in pulsed beams. Med. Phys. 27 (5), 2000
- 2) McEwen M R et al. Measurement of ionization chamber absorbed dose  $k(Q)$  factors in megavoltage photon beams. Med Phys 37(5), 2179-2193, 2010
- 3) 武村哲浩, 他. 北陸地域の訪問線量測定による基準点吸収線量測定と QA/QC アンケート調査 (第 1 報) -過去データとの比較による経年的推移について-. 日放技誌 66(9): 1213-1220, 2010

## 2. Flattening Filter Free リニアック

聖隷浜松病院 矢田隆一

### 1. はじめに

近年 Flattening Filter (FF) を除去した X 線，すなわち Flattening Filter Free (FFF) ビームが利用可能な汎用型リニアックが普及してきている。FFF ビームはビームパス内の FF を外すことによりビームが減衰せずに出力されるため，高線量率での出力が可能であるとともにビームの特性に変化が生じる。このような FFF ビームへの関心が高まった要因として，定位放射線治療 (SRT) や強度変調放射線治療 (IMRT) 技術の出現がある。FFF ビームは平坦ではない不均一なビームプロファイルを示す特性があるが，SRT にて用いられる小照射野においては従来の X 線 (FF ビーム) との差は少なく，IMRT においてはそもそも最適なフルエンスマップ自体が平坦ではないためである。また，FFF ビームは線量率の増加における治療時間の短縮を可能にし，照射中の動きの管理を容易にするうえで有用である。加えて，FFF ビームはヘッド散乱や照射野外線量が低いなどの長所がある。

しかし，FFF ビームは従来の FF ビームと異なった特性を持つことから線量計測の際には注意が必要である。そして，標準計測法<sup>1)</sup>は汎用型リニアックの FFF ビームには対応していないため，2014 年に American Association of Physicists in Medicine (AAPM) より発表された TG-51 Addendum<sup>2)</sup>の FFF ビームに関する内容を参考に線量計測する必要がある。

### 2. FFF ビームの特性

線量計測に影響を与えうる FFF ビームの特性としては，大別すると以下の 3 点である。

- ① 高線量率（パルス当たりの線量が大きい）
- ② 不均一なビームプロファイル
- ③ 線質の変化（エネルギースペクトルが異なる）

本シンポジウムでは，上記 3 点について特に重点的に当院の TrueBeam (Varian) での測定結果とモンテカルロ計算における結果を示しながら，実際の運用について述べた。

### 3. 高線量率

電離箱による計測において，高線量率の影響を最も受けるのはイオン再結合である。一般的にリニアックの線量率は，繰り返しパルス数とパルス当たりの線量 (DPP) によって変化する。しかし，電離箱計測において繰り返しパルス数の違いによる影響は小さい。つまり，DPP の違いによりイオン収集効率（イオン再結合補正）は変化する<sup>3)</sup>。そして，TrueBeam では最大線量深における FFF ビームの DPP は 6MV で 0.08 cGy/pulse，10MV で 0.13 cGy/pulse であり，FF ビームの 0.03 cGy/pulse に比べて大きい。したがって，FFF ビームのイオン再結合補正係数 ( $k_s$ ) は DPP と  $k_s$  が比例関係にあることから FF ビームに比べて大きくなる。

#### 3-1. $k_s$ の算出

TG-51 Addendum ではイオン再結合補正法として，2 点電圧法を推奨している。しかし，2 点電圧法はイオン再結合が小さい場合にはかなり正確であるが， $k_s$  が 1.05 を超えると近似式による計算では不確かさが大きくなる。したがって，FFF ビームにおける  $k_s$  の算出に 2 点電圧法を用いる

場合は注意が必要である。また 2 点電圧法による  $k_s$  の算出は、測定される電荷の逆数と印可電圧の逆数がほぼ直線関係にあることを利用しているため、その関係を Jaffe プロットにて確認しなければならない。Fig.1 に当院での CC13 (IBA) を用いて測定した、10MV-FFF の Jaffe プロットの結果を示す。印可電圧の範囲を変えた 4 つのパターンについて検討した。回帰式の決定係数にわずかな差はみられるが、どの範囲においてもほぼ直線関係であることが分かる。このことから、FFF ビームにおいて 2 点電圧法を用いるための条件を満たしていることが示された。

次に、2 点電圧法における印可電圧をいくつに設定すれば良いかという問題がある。TG-51 Addendum では Reference class chamber の印可電圧の上限を 300 V にすることを推奨しているのに対して、メーカーのカタログでは公称値として 400 V と記載されているものもある。TG-51 Addendum が 300 V を推奨している根拠としては、300 V を超えると Jaffe プロットの直線関係が崩れて 2 点電圧法が適応できなくなるからというものである<sup>4)</sup>。しかし Jaffe プロットは線量計ごと異なるものであり、必ず自施設で測定して確認したうえで適正な印可電圧を設定すべきであると考えられる。

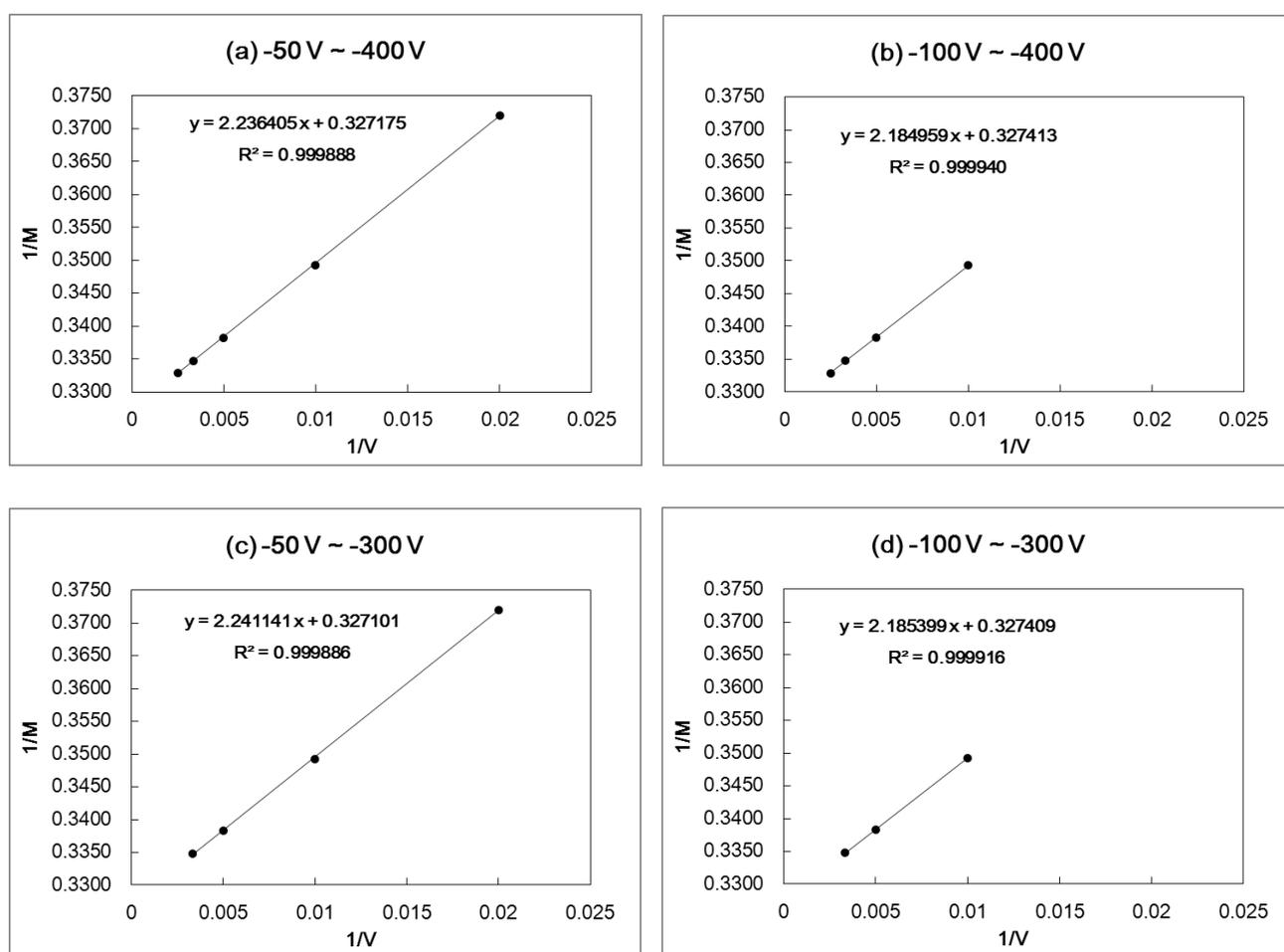


Fig.1 各印可電圧の範囲における Jaffe プロット (エネルギー:10MV-FFF, 線量計:CC13)

### 3-2. 2点電圧法による $k_s$ の評価

Fig.2 に当院での 2 点電圧法と Jaffe プロットによって算出した  $k_s$  の値を示す. Fig.1 の結果より, -50 V から -400 V の間の印可電圧であればどの印可電圧を用いても問題ないように考えられるが, 2 点電圧法による  $k_s$  は Boag の理論式より導かれた近似解であるため, その精度を Jaffe プロットにより確認する必要がある.

2 点電圧法から算出した  $k_s$  は, -300 V と -400 V のいずれにおいても -50 V を除いた電圧区間に  $V_1/V_2 \geq 3$  の場合で Jaffe プロットの回帰誤差 ( $k_s \pm \sigma_{k_s}$ ) の範囲内に入っていることが分かる. この結果といずれの場合でも  $k_s$  の値が 1.05 以下であることから, 当院においては -400 V/-100 V と -300 V/-100 V の組み合わせによる 2 点電圧法を用いた  $k_s$  の算出に問題がないことが示された.

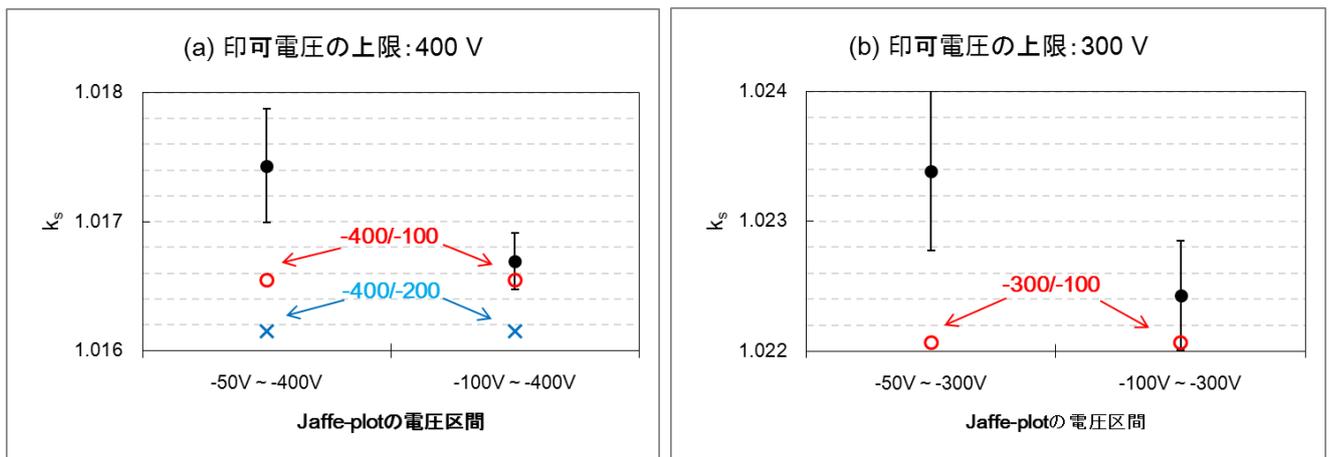


Fig.2 Jaffe プロットによる  $k_s \pm \sigma_{k_s}$  と 2 点電圧法による  $k_s$  の比較  
(エネルギー:10MV-FFF, 線量計:CC13)

### 4. 不均一なビームプロファイル

FFF ビームはビームパス内の FF を外すことにより出力されるため, Fig.3 のような平坦ではない不均一なビームプロファイルを示すことが特徴である. これにより, 計測に使用する電離箱の電離空洞のサイズによって体積平均効果の影響でプロファイルの中心値と測定値の乖離が生じる可能性がある. TG-51 Addendum では, 測定値に補正を加えるために  $P_{rp}$  (線量計の有感体積に関して放射線照射野の強度分布の変化を考慮し補正を行う係数) という新たな係数が導入されている. しかし, TG-51 Addendum では測定法については言及していない.

ここでは治療計画装置を用いた  $P_{rp}$  の算出法について述べる. まず, 仮想水ファントム中に電離箱の輪郭を描出し, 電離体積内の平均線量  $D_{chamber}$  を求める. そして, 電離箱幾何学中心の点線量  $D_{point}$  を求め, (1)式により算出する.

$$P_{rp} = \frac{D_{point}}{D_{chamber}} \quad \dots(1)$$

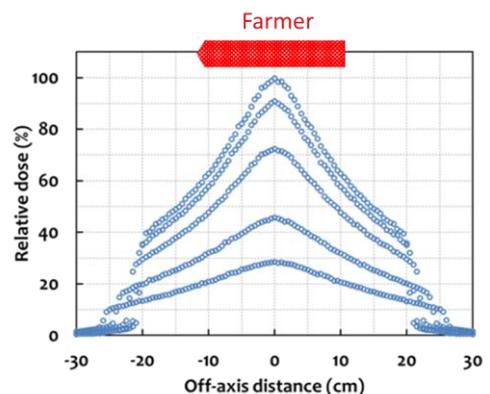


Fig.3 FFF ビームのプロファイル

Table.1 に当院の結果を示す. 計画装置によるこの方法では, 計画装置のプロファイルと測定プロファイルが一致していることが前提であることと計算グリッドによって  $P_{rp}$  値が変化する可能性があるため, 係数を導入することにより不確かさが増加することになりかねない. したがって, この係数を導入するか, または  $P_{rp}$  の影響を少なくするために電離空洞の短い電離箱を使用するかは  $P_{rp}$  の値を見積もった上で施設毎に判断する必要がある.

Table.1  $P_{rp}$  値 (6MV-FFF,10MV-FFF)

	6X-FFF	10X-FFF
Farmer	1.0046	1.0078
CC13	1.0013	1.0013

## 5. 線質の変化

FFF ビームは FF を除去したことにより, エネルギースペクトルに低エネルギー成分が増える. このエネルギースペクトルの違いによる線質の変化は, 線質変換係数( $k_q$ )に影響を与える. 線量計測プロトコルにより線質の推定には違いがあり, TG-51 Addendum では PDD(10)<sub>X</sub> を線質指標に用いるのに対して標準計測法 12 では TPR<sub>20,10</sub> を用いている. そして, FF ビームと FFF ビームでは TPR<sub>20,10</sub> に対する,  $k_q$  の主要素である阻止能比の関係に違いが見られることが知られている<sup>5)</sup>. したがって, FFF ビームに対応していない標準計測法 12 の  $k_q$  の値をそのまま使用すると  $k_q$  を過大評価する可能性がある. 過去の報告<sup>5)</sup>においては,  $k_q$  に 0.995 を掛けることを推奨しているものもある.

Fig.4 に阻止能比をモンテカルロ計算によって求めた結果を示す. Varian から提供されている TrueBeam の Phase space データをもとに, 阻止能比を計算したものである. 標準計測法 12 の阻止能比は FFF ビームに対して過大評価していることが分かる. この阻止能比の違いの要因としては, 10 cm 深と 20 cm 深での平均光子エネルギー( $\bar{E}$ )の変化が考えられる. 実際にモンテカルロ計算によって求めた  $\bar{E}$  は, FF ビームに比べて FFF ビームの方が  $\bar{E}$  の変化量が大きかった.

また,  $k_q$  の理論式は(2)式で表され,  $k_q$  に最も影響を与える因子は阻止能比であることが知られている. したがって, Fig.4 の結果から  $k_q$  の値も過大評価することが予想される.

$$k_Q = \left[ \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^{water} \cdot P \right]_{Q_0}^Q \quad \dots(2)$$

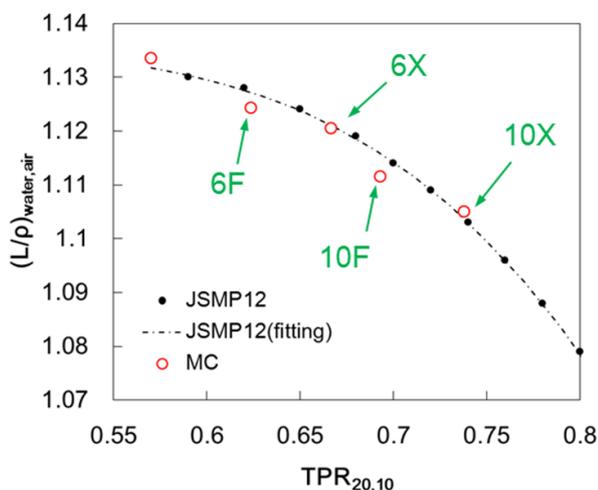


Fig.4 モンテカルロ計算による阻止能比

Table.2 モンテカルロ計算による  $k_q$  値 (上段: Farmer 線量計, 下段: CC13 線量計)

Farmer <sub>(50013)</sub>	6X	10X	6X-FFF	10X-FFF
JSMP12	0.9908	0.9766	0.9956	0.9865
MC	0.9919	0.9771	0.9930	0.9824
Diff. (%)	-0.10	-0.05	0.27	0.28
CC13	6X	10X	6X-FFF	10X-FFF
JSMP12	0.9968	0.9836	0.9999	0.9921
MC	0.9948	0.9849	0.9958	0.9858
Diff. (%)	0.20	-0.13	0.41	0.64

Table.2 にモンテカルロ計算によって求めた  $k_q$  の値を示す。FFF ビームに対して標準計測法 12 の  $k_q$  はやや過大評価していることが分かる。しかし、モンテカルロ計算と標準計測法 12 の  $k_q$  は不確かさの範囲内で一致していた。したがって、標準計測法 12 の  $k_q$  の値をそのまま使用しても問題ないということがこの検討により分かったが、この違いを補正するために補正係数をかけるかどうかは施設毎に決定する必要がある。いずれにしても、国内での標準化が待たれるところである。

## 6. まとめ

FFF ビームの線量計測において注意が必要な項目としては、イオン再結合補正、不均一なビームプロファイル、線質変換係数の 3 点である。イオン再結合補正に関しては、FF ビームよりも  $k_s$  の値は大きくなるが、2 点電圧法が使用可能である。不均一なビームプロファイルに対しては、線量計毎に補正係数の評価が必要であると同時に線量計の選択が重要になってくる。線質変換係数については、標準計測法 12 の  $k_q$  の値をそのまま使用するかどうかを各施設で検討する必要がある。どの項目における補正係数についても各施設で評価した後、導入するかどうかの判断をすることが重要であり、国内での線量計測プロトコルが標準化されていない現状においては施設での各係数の取扱いに関して明文化しておく必要がある。

## 参考文献

1. 齋藤秀敏, 荒木不次夫, 小口宏 他. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法-標準計測法 12-, 2012, 東京, 通商産業研究社
2. McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys.* 2014;41:041501.
3. S. F. Kry, R. Popple, A. Molineu, and D. S. Followill, Ion recombination correction factors( $P_{ion}$ ) for Varian truebeam high dose rate therapy beams. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2012;13:318.
4. F. DeBlois, C. Zankowski, and E. B. Podgorsak, Saturation current and collection efficiency for ionization chambers in pulsed beams. *Med Phys.* 2000;27:1146.
5. Xiong G, Rogers DW. Relationship between %dd(10)x and stopping-power ratios for flattening filter free accelerators: a Monte Carlo study. *Med Phys.* 2008;35:2104.

### 3. ロボットアーム式小型リニアック 大阪大学医学部附属病院 太田誠一

#### 1. サイバーナイフにおける水吸収線量計測

ロボットアーム式小型リニアック(CyberKnife:Accuray)は、従来リニアックと異なる構造を有しており、標準計測法 12 における線質変換係数を算出するにあたり、通常リニアックの基準条件( $f_{ref}$ )は設定できない。そこで標準計測法 12<sup>1)</sup>では、Source to chamber distance (SCD)80 cm, 直径 6 cm( $\phi$  6 cm)の円形コリメータでの照射野を CyberKnife における基準条件 machine specific reference( $f_{msr}$ )としている(Table 1)。

Table 1 通常の基準条件( $f_{ref}$ )と CyberKnife での基準条件( $f_{msr}$ )

	$f_{ref}$	$f_{msr}$
FS	10×10 cm <sup>2</sup>	$\phi$ 6 cm
SCD	100 cm	80 cm

Abbreviation: FS; field size, SCD; source chamber distance.

CyberKnife における線質指標は、基準条件  $f_{msr}$  での水中深さ 20 cm と 10 cm の水吸収線量比  ${}^{CK}TPR_{20,10}$  として求められ、CyberKnife における線質指標が  $0.62 \leq {}^{CK}TPR_{20,10} \leq 0.66$  である場合、通常リニアックの基準条件における  $TPR_{20,10}=0.68$  の使用が可能である。なお、 ${}^{CK}TPR_{20,10}=0.64$  と通常リニアックの  $TPR_{20,10}=0.68$  はそれぞれの基準条件での電離箱による計測において、ほぼ等価な線質とみなすことができる。CyberKnife において、通常リニアックの基準条件での  $TPR_{20,10}=0.68$  の線質変換係数を使用することにより生じる誤差は±0.3%以内である<sup>2-4)</sup>。 $f_{msr}$  における水吸収線量  $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  は式(1)により算出する。

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{DW,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (1)$$

ここで  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  は  $f_{msr}$  における電荷量(各種補正係数を含む)、 $N_{DW,Q_0}$  は水吸収線量校正定数、 $k_{Q,Q_0} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  は  $f_{msr}$  における線質変換係数である。

#### 2. サイバーナイフにおける出力計測の実際

CyberKnife にて水吸収線量の計測を行う場合、ロボットアームを鉛直下向きに設定するなど、やや煩雑な作業が必要となる。そこで、一般的に日常の出力確認では、SCD=80 cm の位置に電離箱を設置できるバードケージと呼ばれるリニアックマウント型の治具を使用する(Fig.1)。

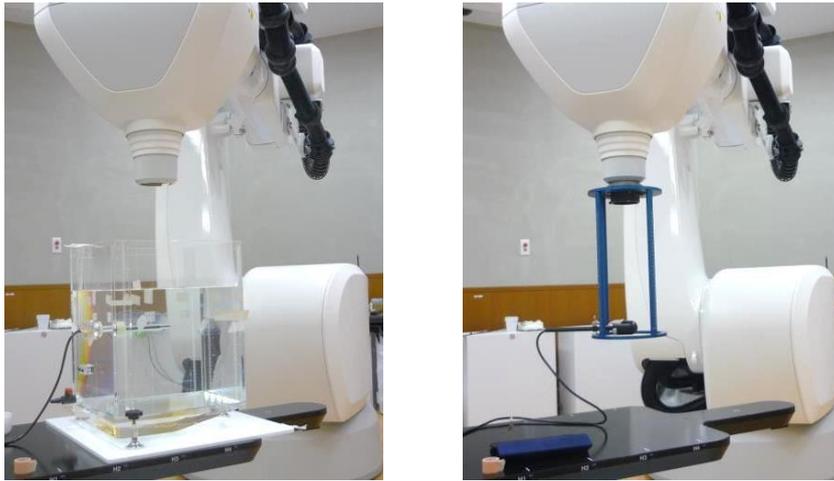


Figure.1 標準計測法 12 に従った計測（左）とバードケージとビルドアップを使用した計測（右）

日常点検では、電離箱は水中での計測に用いるものと同一の電離箱を使用し、ビルドアップキャップを装着した状態で出力計測を行う。そのため、事前に水中での計測とバードケージとビルドアップキャップを使用した計測の比較校正を行い換算係数(Correction factor;  $CF$ )を求めておく必要がある。

$$CF = \frac{D_c}{{}^{\text{CK}}TMR(d_c, msr)} \frac{1}{M_{birdcagebuild-up}} = \frac{D_r}{M_{birdcagebuild-up}} \quad (2)$$

ここで、 $D_c$ は  $msr$  かつ校正深  $d_c$  (=10cm)での水吸収線量、 ${}^{\text{CK}}TMR(d_c, msr)$ は、基準条件  $msr$  および 10cm での深組織最大線量比 (Cyberknife では実際の最大線量深でなく 1.5cm を基準としてノーマライズするため  $TPR$  とするのが正しいが、ここでは  $TMR$  と表記する)、 $D_r$  は基準深  $d_r$  (=1.5 cm) での水吸収線量であり、 $M_{birdcagebuild-up}$  はバードケージおよびビルドアップキャップを使用して計測した電荷量に温度気圧補正係数を乗じたものである。

$CF$ は妥当性確認のため、年に1度以上の確認をおこなう必要とされているが、その根拠を示す文献は乏しい。Fig.2 に機器導入時から約2年間の  $CF$  の変化を示す。この期間中、 $CF$  は約1%の変化を示した。一年で約0.5%程度の変化であった。電離箱の種類によっては、経時的に感度変化を起こすという報告があり<sup>5)</sup>、 $CF$  に影響を及ぼすこと可能性がある。計測機器の状態の把握も重要となる。当院で使用している電離箱の2013-2015年の  $N_{DW,Q_0}$  は、それぞれ 0.1264, 0.1261, 0.1260 (Gy/nC)であり、2013年と2015年では約0.3%の差であった。また、装置側の変化として、2年間で ${}^{\text{CK}}TPR_{20,10}$  は約1%の変化が見られた(Fig.3)。この変化が  $CF$  に与える影響は明らかではないが、装置側の変化が起きていることは事実である。これらのことから、 $N_{DW,Q_0}$  を変更する際など年1回以上は  $CF$  の妥当性の確認は必須であり、AAPM TG-142<sup>6)</sup>に示されるベースラインデータの取得による妥当性判断のために定期的な確認を行う必要があると考える。加えて、開放型モニタ線量計を使用しているバージョンにおいては、出力の安定性の問題<sup>3)</sup>から更なる回数での妥当性の確認が必要となる事が予想される。

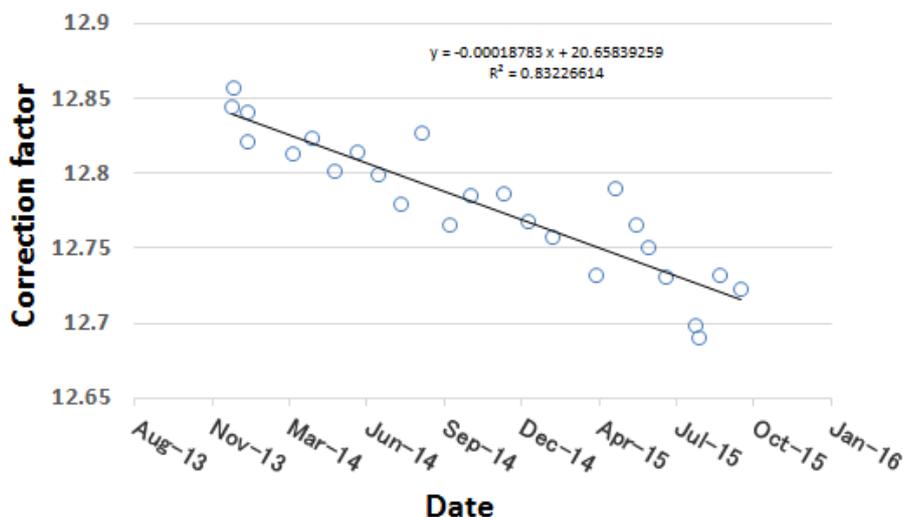


Figure.2 Correction factor の変化 (Exradin 社製 A12S)

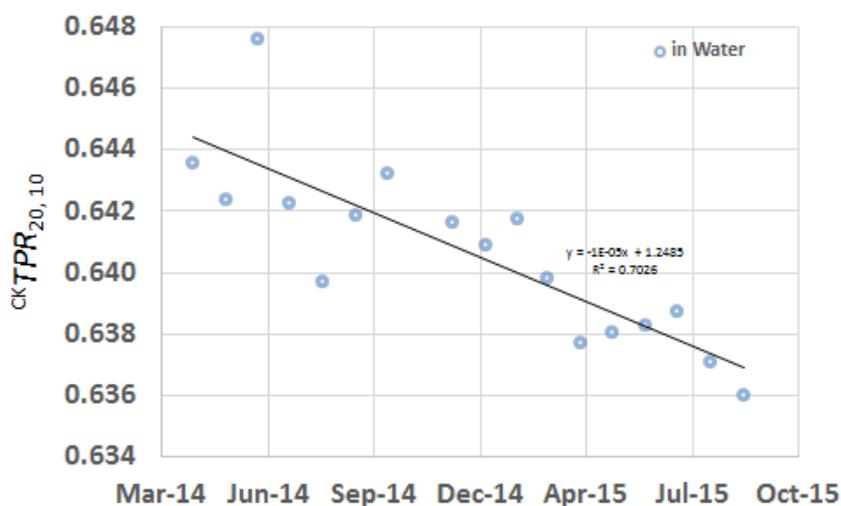


Figure.3 CyberKnife 導入時からの  $CKTPR_{20,10}$  の変化

### 3. 参考文献

1. 齋藤秀敏 荒, 小口宏. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法-標準計測法 12-. 通商産業研究社 2012.
2. Araki F. Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system. Med Phys 2006;33 (8):2955-2963.
3. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys 2011;38 (6):2914-2936.
4. Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Med Phys 2008;35 (10):4591-4598.
5. PTW. “Long-term stability of PTW Farmer Type Ionization Chambers”. PTW Technical Note D165.200.0/2 (available URL: <http://www.ptw.de>) 2000.
6. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009;36 (9):4197-4212.

## 4. 持続回転ガントリ型リニアック

愛知県がんセンター中央病院 清水秀年

今回のシンポジウムでは、持続回転ガントリ型リニアック（トモセラピー）の標準計測に関わる機構の概略と国内におけるトモセラピーの標準計測（測定）法の変遷を紹介し、また、国内でトモセラピーシステムを有する全42施設（2015年3月）を対象とした水吸収線量の算出方法、および線量の施設間偏差、そして各施設における装置の出力調整の方法に関するアンケート調査の結果を報告した。

### 1. 標準計測に関わる機構の概略

トモセラピーは、ガントリ回転と同期して治療寝台がガントリ回転軸方向に移動するヘリカル式の照射方法（Helical Tomotherapy; HT）を採用している。現在、国際的には、初期にHi-Artシステム<sup>TM</sup>として販売されたTomohシステム<sup>TM</sup>とガントリ固定照射が可能なTomohDシステム<sup>TM</sup>、さらにdynamic jawモードが搭載されたTomohDAシステム<sup>TM</sup>の計3システムが稼働している。

HTを採用しているトモセラピーの機構は、一般的なりニアックと異なる点が多い。例えば、線源回転軸間距離（source axis distance; SAD）は一般的なりニアックの100 cmではなく、85 cmを採用している。また、照射野は最大でも40×5 cm<sup>2</sup>であり、International Electrotechnical Commission (IEC)-X方向を64枚のバイナリ multi-leaf collimator (MLC) (6.25 mm@アイソセンタ)で、IEC-Y方向をjaw (10 mm, 25 mm, 50 mm @アイソセンタ)で形成する。強度変調放射線治療（intensity modulated radiotherapy; IMRT）に特化した装置であり、高圧の圧縮空気によるバイナリ MLCの開閉速度（20 ms）を活用した高線量率照射を可能にするためフラットニングフィルタを備えていない。

トモセラピーはビームモデルも特殊である。トモセラピーの深部量百分率（percent depth dose; PDD）と軸外線量比（off center ratio; OCR）は共通のモデル（gold standard）が採用されているため、トモセラピーのコミショニングでは、PDDとOCRがgold standardの許容範囲になるように装置のビームチューニングを行う。ビームモデルの詳細はトモセラピーシステムの物理・技術的 Q&A<sup>1)</sup>をご参照頂きたい。

また、トモセラピーの出力線量は一般的なりニアックのように標準条件で調整されるのではなく、治療計画装置の計算値と実測値が一致するように調整される。多くのユーザーは、付属の治療計画装置のモデルを用いてベンダが作成した円柱形ファントムに対する基本的なプラン（IMRT verification）における計算値に対して実測値が一致するように調整する。

### 2. 標準計測（測定）法の変遷

国内1号機が2005年に北斗病院に導入され、翌年、国内4号機が当院（愛知県がんセンター中央病院）に導入された。導入当時、国内で普及していた外部放射線治療における吸収線量の標準測定法（標準測定法01）<sup>2)</sup>では、標準条件（照射野10×10 cm<sup>2</sup>、SAD 100 cm）をフォーマリズムの前提としていた。しかしながら、前述の機構の制限により、トモセラピーでは標準条件を

満たす計測ができなかったため、多くのトモセラピー施設で線質変換係数の不確かさを意識し、標準測定法 01 に準拠して線量を算出していた。

2012 年には、サイバーナイフとトモセラピーにも対応した外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法（標準計測法 12）<sup>3)</sup> が発刊され、国際原子力機関の研究班によって示された計測理論の体系<sup>4)</sup> に準拠して、装置の基準照射条件と推奨されるプランクラスの基準照射条件が記載された。

## 2.1 装置の基準照射条件

装置の基準照射条件（machine-specific reference field; msr）の水吸収線量（ $D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ ）は、標準計測法 12 において以下のように示される。

$$D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot (k_{Q, Q_0} \cdot k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}) \quad \dots(1)$$

ここで、 $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  は線質  $Q_{msr}$  における補正後の電離量を示す。また、 $N_{D, w, Q_0}$  は線質  $Q_0$  における水吸収線量校正定数、 $k_{Q, Q_0}$  は線質  $Q_0$  から標準条件の線質  $Q$  に変換するための線質変換係数、 $k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}$  は標準条件の線質  $Q$  から msr の線質  $Q_{msr}$  に変換するための線質変換係数である。トモセラピーにおいては、照射野  $10 \times 5 \text{ cm}^2$ 、線源表面間距離（source surface distance; SSD）85 cm を採用した場合、 $k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}$  は 1.000（不確かさ 0.5% 以内）<sup>5)</sup> として、式 (2) から  $D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} (= D_w^{10 \times 5, SSD85})$  を算出することができる。

$$D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot (k_{Q, Q_0} \cdot 1.000) \quad \dots(2)$$

$k_{Q, Q_0}$  の取得においては、照射野  $10 \times 5 \text{ cm}^2$ 、SAD 85 cm において  $TPR_{20,10}$  を測定する（ $= {}^{Tomo}TPR_{20,10}^{10 \times 5, SAD85}$ ）。式 (3) に示すように、その値に 1.027 を乗じることで、標準条件の  $TPR_{20,10}$ （ $= TPR_{20,10}^{10 \times 10, SAD100}$ ）に換算することができる。

$$TPR_{20,10}^{10 \times 10, SAD100} = 1.027 \times {}^{Tomo}TPR_{20,10}^{10 \times 5, SAD85} \quad \dots(3)$$

ここで得た  $TPR_{20,10}^{10 \times 10, SAD100}$  は標準条件により得られる  $TPR_{20,10}$  と等価であるため、標準計測法 12 の表から使用している電離箱に該当する  $k_{Q, Q_0}$  を読み取ることができる。自施設において確認が必要ではあるが、トモセラピーにおいては、gold standard を採用しているので多くの施設で  $k_{Q, Q_0}$  は 1.001 となる。

## 2.2 プランクラスの基準照射条件

プランクラスの基準照射条件（plan-class specific reference field; pcsr）とは、円柱形ファントムに対する基本的なプランが該当する。この場合、水吸収線量（ $D_{w, Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}}$ ）は、式 (4) によって算出することができる。

$$D_{w, Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot \left( k_{Q, Q_0} \cdot k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}} \cdot k_{Q_{pcsr}, Q_{msr}}^{f_{pcsr}, f_{msr}} \right) \quad \dots(4)$$

ここで、 $M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}}$  は pcsr の線質  $Q_{pcsr}$  における補正後の電離量を示す。また、式 (2) と同様に  $N_{D, w, Q_0}$  は線質  $Q_0$  における水吸収線量校正定数、 $k_{Q, Q_0}$  は線質  $Q_0$  から標準条件の線質  $Q$  に変換するための線質変換係数、 $k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}$  は標準条件の線質  $Q$  から msr の線質  $Q_{msr}$  に変換するための線質変換係数である。さらに、 $k_{Q_{pcsr}, Q_{msr}}^{f_{pcsr}, f_{msr}}$  は msr の線質  $Q_{msr}$  から pcsr の線質  $Q_{pcsr}$  に変換するための線質変換係数である。3つの線質変換係数のうち、後者2つの線質変換係数をまとめて式 (5) のように表現することができる。

$$D_{w, Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot \left( k_{Q, Q_0} \cdot k_{Q_{pcsr}, Q}^{f_{pcsr}, f_{ref}} \right) \quad \dots(5)$$

ここで、 $k_{Q_{pcsr}, Q}^{f_{pcsr}, f_{ref}}$  は標準条件の線質  $Q$  から pcsr の線質  $Q_{pcsr}$  に変換するための線質変換係数である。トモセラピーにおいては、直径 30 cm、長さ 15 cm 以上の円柱形ファントム内に設定した直径 8 cm、長さ 10 cm の円柱状の標的に対して jaw 幅 5 cm および pitch 0.287 の照射条件で計画を作成した場合、 $k_{Q_{pcsr}, Q}^{f_{pcsr}, f_{ref}}$  は、1.000 とし、式 (6) から  $D_{w, Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}}$  を算出することができる。

$$D_{w, Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot \left( k_{Q, Q_0} \cdot 1.000 \right) \quad \dots(6)$$

標準計測法 12 では、この条件を推奨するプランクラスの基準照射条件としている。

### 3. アンケート調査結果

国内でトモセラピーシステムを有する全 42 施設 (2015 年 3 月) を対象として、採用している計測 (測定) 法、各施設における msr の線量、そして各施設における装置の出力の調整方法に関するアンケート調査を実施した。

#### 3.1 採用している計測 (測定) 法について

2013 年に TomoTherapy 物理部会が当時トモセラピーシステムを有する全 28 施設を対象に実施した「Hi-Art システム及び TomoHD システムに関する QAQC の実態調査」<sup>6)</sup> では、標準計測法 12 を採用している施設はわずか 9% (アンケート回収率 82%) であった。一方、今回のアンケート調査では、標準計測法 12 を採用している施設は 96% (アンケート回収率 60%) であり、多くの施設で標準計測法 12 に移行していることが分かった。なお、今回のアンケートにおいて標準計測法 12 を採用しているとした判別の基準は、計量法校正事業者登録制度の認定の水吸収線量校正を行っていること、および式 (3) に基づいて  $k_{Q, Q_0}$  を評価していることとした。

#### 3.2 施設間における装置の基準照射条件の線量偏差について

各施設において、照射野  $10 \times 5 \text{ cm}^2$ 、SSD 85 cm の条件下で水ファントム中の深さ 10 cm の線量を計測して頂き、データをご提供頂いた。照射時間は 32 秒 (うち、最初の 20 秒はビームの立ち上がりを考慮して、MLC を閉じたまま) とした。結果を Fig.2 に示す。図中の矢印が示す 4 施設において、線量の低値が確認された (0.938 Gy, 0.940 Gy, 0.951 Gy, 0.937 Gy)。これらの施設は、当時の薬事法の規制により、トモセラピー導入時にフルエンスに関わるモデリングパラメータ (一般的なリニアックにおける校正深の組織ファントム線量比に相当) を意図的に下げているため、それに合わせて装置の出力を下げている施設であった。これらの施設を除く 21 施設の

平均値 ( $\pm$ 標準偏差) は 0.993 Gy ( $\pm$ 0.012 Gy) であった。また、平均値からの最大偏差は 2.4% であった。今回の調査は、訪問測定ではなく各施設の治療担当者が自施設の測定器具を用いて測定している。そのため、測定方法の順守、および線量計算に使用した各種補正係数の妥当性については十分な検討はされていない。

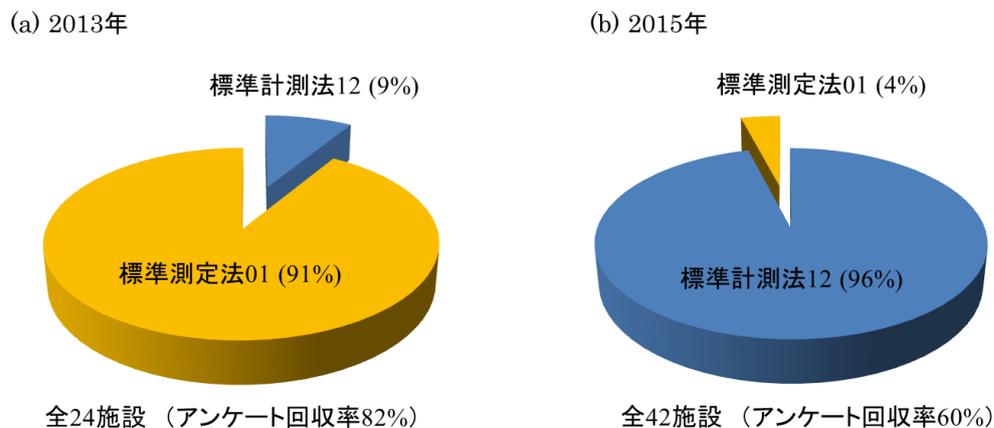


Fig. 1 採用している計測（測定）法。  
(a) TomoTherapy 物理部会の調査結果, (b) 今回の調査結果

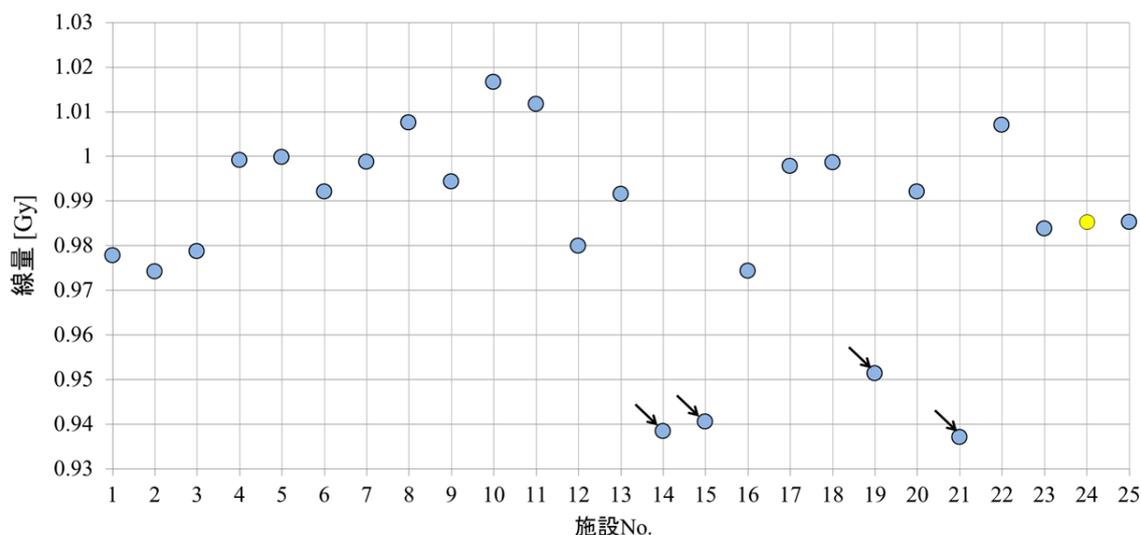


Fig. 2 装置の基準照射条件による施設間の線量偏差.

水色の点は標準計測法 12 を採用している施設, 黄色の点は標準測定法 01 を採用している施設を示す。矢印が示す施設はフルエンスに関わるモデリングパラメータを意図的に下げており、それに合わせて装置の出力を下げている施設である。

### 3.3 装置の出力の調整方法

ベンダ推奨の IMRT verification のみを使用して、装置の出力調整を実施している施設は 63%, その他の方法で出力調整を実施している施設は 37% であった。その他の内訳は、標準計測法 12 の msr と標準計測法 12 推奨の pcsr に類似した計画、患者の検証計画など様々であった。また、IMRT verification には jaw (10 mm, 25 mm, 50mm) と照射技術 (ヘリカル照射, ガントリ固定

照射, dynamic jaw) の組み合わせにより複数の計画が存在し, かつ各計画間の計画値と測定値との誤差の開きが最大で約 2.0%である施設もあった. 一方で, 出力調整で重要視される計画は臨床で使用する条件に応じて施設で多様であり, ガントリ固定照射のライセンスを有するが使用していない施設はヘリカル照射の計画の平均誤差で出力調整, あるいは, 使用頻度の高い jaw の計画で出力調整をするなど施設ごとの調整基準が存在した.

#### 4. まとめ

今回のアンケート調査結果では, 標準計測法 12 を採用している施設は, 96% (アンケート回収率 60%) であった. 装置の出力は, 治療計画装置の計算値と実測値が一致するように調整される. 一方で, 装置の出力調整に使用する計画は施設で異なり, ベンダ推奨の IMRT verification のみを採用している施設は 63%であった. 装置の出力調整には, 使用する計画および臨床で使用する条件の違いが反映されており, 現状では, 装置の基準照射条件において平均値から最大 2.4% の偏差が確認された.

#### 謝辞

多施設調査にご協力頂いた御施設の皆様に深く感謝申し上げます.

#### 参考文献

1. TomoTherapy 物理部会編. トモセラピーシステムの物理・技術的 Q&A 株式会社 日立メデイク, 2014 ; 58-60
2. 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法 (標準測定法 01) . 通商産業研究社 第 2 版第 1 刷, 2003
3. 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法 12) . 通商産業研究社 第 1 版第 1 刷, 2012 ; 248-251
4. R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. Med. Phys. 2008 ; 35(11): 5179-5186
5. R. Jeraj, T. R. Mackie, J. Balog, et al. Dose calibration of non-conventional treatment systems applied to helical tomotherapy. Med. Phys. 2005 ; 32(2): 570-577
6. 小川佐智男, 清水秀年, 福間宙志. 2012 年度 Hi-Art システムおよび TomoHD システムに関する QAQC の実態調査. TomoTherapy セミナー 2013 秋 抄録集, 2013 ; 24-34

## 5. 国産Oリング型高精度リニアック

名古屋大学大学院医学系研究科 加茂前健

### 1. はじめに

国産Oリング型高精度リニアック Vero4DRT (三菱重工業) は、国産唯一の動体追尾が可能な放射線治療装置である。本報告では、Vero4DRT のビーム特性を踏まえ、Vero4DRT における標準線量の確保を考える。

### 2. システム概要

Vero4DRT のシステム概要を Fig. 1 に示す。MV-X 線照射システムの対側に Electric portal imaging device (EPID), そして画像誘導のための二対の kV-X 線撮影システムが円形ガントリ (Oリング) 内に実装されている[1]。寝台は回転せず、ガントリの回転と Oリングの回転により、3次元方向からの照射が可能である。位置照合用の画像取得時には、kV-X 線撮影システムを出し入れする必要があるため、安全性及びスループットの面で優れた機構である[2]。装置の主要スペックは、エネルギー: 6 MV, 線量率: 500 MU/min, 最大照射野: 15×15 cm<sup>2</sup>, MLC: 5 mm 幅×30 対である。Flattening filter free (FFF) モードは実装されていない。

Vero4DRT のヘッド構造を Fig. 2a に示す。Varian 社 Clinac iX の構造 (Fig. 2b) と比較し、モニタ線量計下流の可動絞リ (X jaw 及び Y jaw) がなく、MLC のみで X 線照射野を形成する設計は Vero4DRT に特異な構造である[3]。これらのヘッド構造における差異は、コリメータ散乱係数  $S_c$  の傾向の違いとして現れることが推測できる。動体追尾照射に関しては、ジンバルと呼ばれる物体を回転させる機構により、ビーム軸を $\pm 2.5^\circ$ 、アイソセンタ位置において $\pm 41.9$  mm 変位させることができる。ジンバルには電子銃、加速管、X線ターゲット、フラットニングフィルタ、モニタ線量計、コリメータ及び MLC が一体として据付けられており、それら位置関係を変化させることなく照射方向を振り状に制御することが可能である。

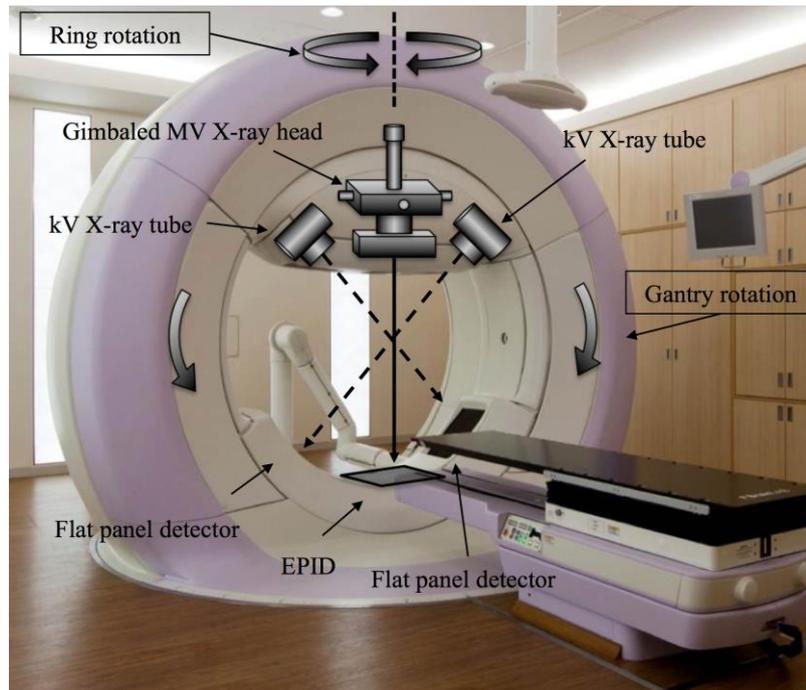


Fig. 1 Varo4DRT のシステム概要. 円形ガントリ (Oリング) 内に MV-X 線照射装置, EPID, kV-X 線装置が備わっている.

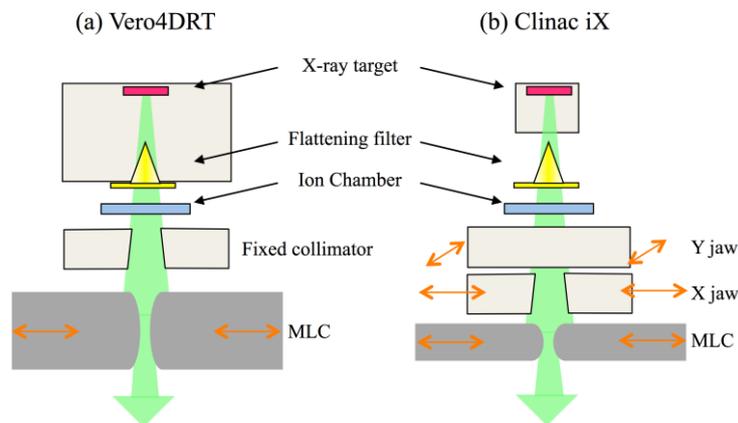


Fig. 2 Varo4DRT (a) 及び Clinac iX (b) のヘッド構造模式図. Varo4DRT は Clinac iX のような可動絞り (X jaw, Y jaw) がなく, MLC のみで X 線照射野を形成する.

### 3. 水ファントムの設置

Varo4DRT の MV-X 線照射系の対側には O リングに固定された EPID が備わっており, そのままでは大型の 3 次元水ファントムを設置することはできない. Varo4DRT では Fig. 3 に示すような専用の架台が準備されており, リニアックのカバーを外し, その架台を設置することで 3 次元水ファントムを使用できる. また, 比較的小型の水ファントムであれば, 寝台上に設置することも可能である. 従って, Varo4DRT では標準計測法 12 等に規定される光子線の水吸収線量計測の基準条件である校正深:  $10 \text{ g cm}^{-2}$ , SCD:  $100 \text{ cm}$ , 照射野:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  を満たすことができる[4]. しかしながら, Clinac iX 等の汎用リニアックと比較し, フロントポイントが無いことや, 壁面レーザが利用できない点で, ファントム設置の幾何学的精度を保つためには, O リング内に設けられたレーザの精度管理が特に重要となる.

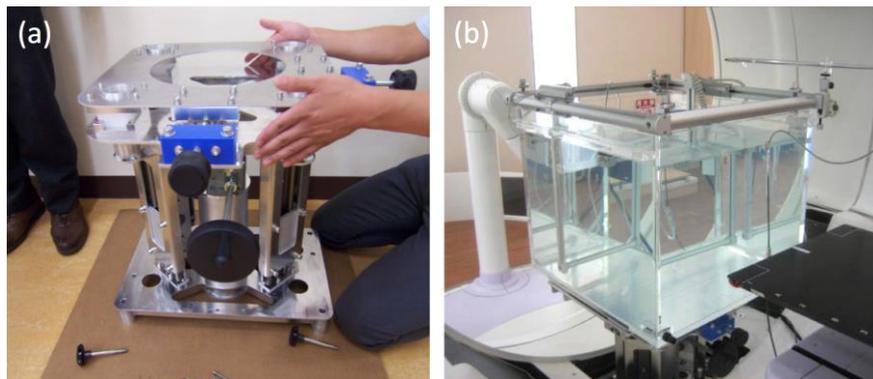


Fig. 3 (a) 3次元水ファントム設置のための架台. (b) 3次元水ファントムの設置例. EPID 前面のカバーを外し架台を設置することで、大型水槽を設置できる.

#### 4. 国産小型加速管のビーム特性

Vero4DRT のビーム特性は、IEC 976[5] に準拠するように設計されているが、汎用リニアックのそれと比較した報告はない。我々は Vero4DRT のビーム特性を Varian Clinac iX 及び Elekta Synergy と比較した。Synergy のビームデータに関しては、愛知県がんセンター中央病院 清水秀年先生より提供を頂いた。この場をお借りし、改めて感謝申し上げたい。Fig. 4 に深部量百分率 (Percentage depth dose: PDD), Fig. 5 に軸外線量比 (Off center ratio: OCR) の比較結果を例示する。Vero4DRT の測定は IBA CC04 線量計, Clinac iX 及び Synergy の測定は PTW Semiflex 線量計を使用し、各々の有感体積直径は 4.8 mm, 5.5 mm である。各リニアックの PDD, OCR は高い一致を示した。OCR に関しては、Vero4DRT は MLC, Clinac iX 及び Synergy は Jaw により照射野辺縁を形成しているが、Vero4DRT の MLC は Jaw と同等の半影特性であることが分かる。照射野外の領域に関しては、MLC で Jaw と同等の遮蔽効果が得られていることが確認された。標準計測法 12 が採用する線質指標  $TPR_{20,10}$  に関しては、Vero4DRT, Clinac iX, Synergy の順に 0.669, 0.666, 0.684 であった。我々の施設で得た Vero4DRT の  $TPR_{20,10}$  は、標準計測法 12 が水吸収線量計測を提供する  $0.56 \leq TPR_{20,10} \leq 0.80$  の範囲内であり、相対標準不確かさ 1.0% の範囲で線質変換係数  $k_Q$  が利用できることになる。

Fig. 6 にコリメータ散乱係数の比較結果を例示する。Clinac iX に代表される三段式装置では、コリメータ反転効果により X jaw, Y jaw の設定を反転させると出力が変化することが知られている。しかし Vero4DRT は、X jaw 及び Y jaw を持たない構造であり、MLC のみで照射野を形成するため、照射野サイズを変更した場合でも三段式装置のようなコリメータ反転効果の影響はないことが確認された。

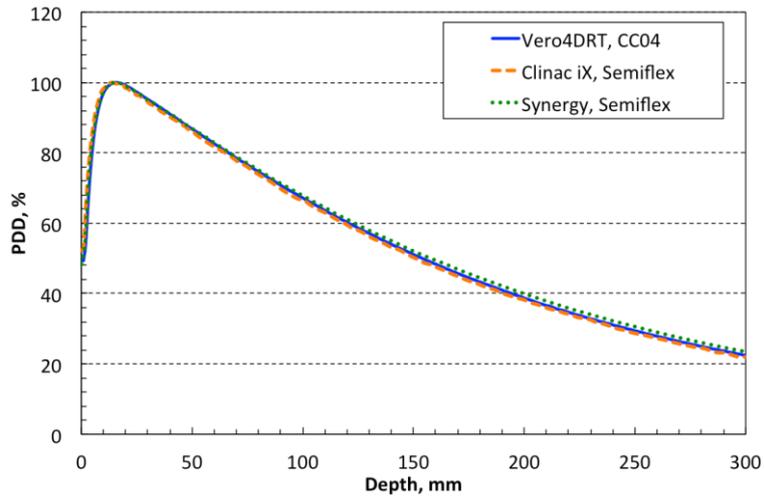


Fig. 4 深部線量百分率 (PDD)

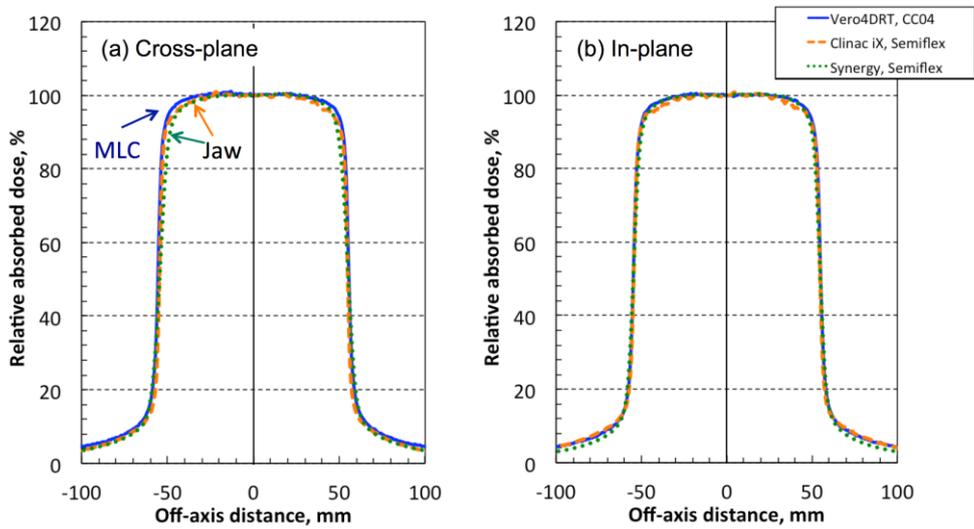


Fig. 5 軸外線量比 (OCR)

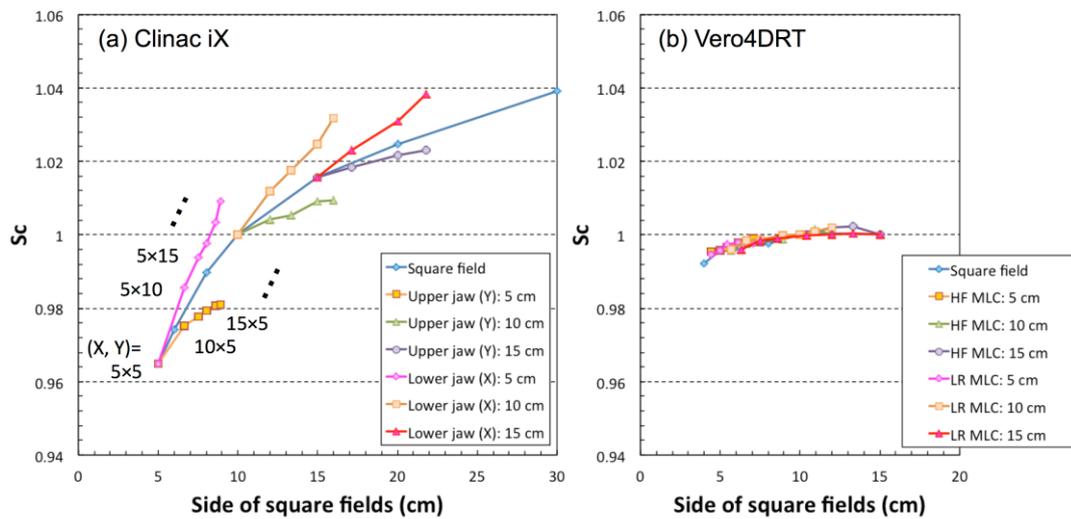


Fig. 6 コリメータ散乱係数  $Sc$

## 5. まとめ

これまでに述べたように、Vero4DRTはOリング型ガントリ、ジンバル機構、小型加速管など、特殊構造を有しているが、PDD、OCR、 $TPR_{20,10}$ 等のビーム特性は汎用装置と一致し、標準計測の基準条件も満たしている。従って、Vero4DRTは動体追尾が可能である点で特殊装置として位置付けられる場合が多いが、標準線量の確保という点では、長年培われてきた経験を生かし標準計測法に準拠した管理が可能である。

## 参考文献

- [1] Kamomae T, Monzen H, Nakayama S, Mizote R, Oonishi Y, Kaneshige S, et al., "Accuracy of Image Guidance Using Free-Breathing Cone-Beam Computed Tomography for Stereotactic Lung Radiotherapy," PLoS ONE 10(5), e0126152 (2015).
- [2] Monzen H, Mizowaki T, Yano S, Fujimoto T, Kamomae T, et al., "Impact of the Vero4DRT (MHI-TM2000) on the Total Treatment Time in Stereotactic Irradiation", J. Nucl. Med. Radiat. Ther. 6, 238 (2015).
- [3] Nakamura M, Sawada A, Ishihara Y, Takayama K, Mizowaki T, Kaneko S, et al., "Dosimetric characterization of a multileaf collimator for a new four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head, MHI-TM2000", Med. Phys. 37(9), 4684-4691 (2010).
- [4] 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法 12). 通商産業研究社, 東京, 2012.
- [5] International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment, medical electron accelerators - functional performance characteristics IEC 976. IEC, Geneva, 1989.

## 第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会

### 入門講座 6 (放射線治療)

#### 多次元化する放射線治療技術 ～放射線生物物理学の基礎と応用～

#### Multi-dimensional radiotherapeutic technology - Fundamentals and applications of radiobiophysics -

岡山大学大学院保健学研究科

笈田将皇

Okayama University Graduate School of Health Sciences

Masataka Oita

#### 1. 放射線治療技術の基礎と発展

今日の放射線療法では、画像誘導に基づく高精度治療が急速に普及している。また、がんの病態や細胞のさまざまな分子機構解明に伴い、集学的医療による個別化治療が期待される時代になりつつある。一方、医学物理学の発展に伴い、陽子線治療、重粒子線治療、ホウ素中性子捕捉療法が本格的に脚光を集めはじめ、それらの導入が国内外で進んでおり、粒子線治療分野の臨床応用技術が次第に求められつつある。放射線治療技術学分野では、従来の平面的 (2次元)、空間的 (3次元) な精度だけでなく、時間的 (4次元) な精度を追求した高精度治療の実践が重要とされている。技術的な視点では、装置と技術の高度化に着目されがちであるが、いまだ腫瘍制御および正常臓器障害のリスク軽減に関して、多くの課題が残されていることも理解しておく必要がある。

放射線療法は、医学的な放射線応用が試みられた直後から行われ、およそ 120 年近くの歴史を有するがん治療法の一つとして位置付けられ、その技術変遷は治療装置 (加速器) の進歩によるところが大きい。1980 年代まで主流であったコバルト照射装置、ベータトロン、旧世代リニアックでは、鉛ブロックを利用した 2 次元的な照射 (2D-RT) が実践されていた<sup>1,2)</sup>。1990 年代以降、多分割コリメータ (MLC) の利用、多軸駆動寝台、コンピュータによる高速な線量計算が可能となったことで 3 次元放射線治療 (3D-CRT) が普及し<sup>3-5)</sup>、脳定位放射線照射 (Stereotactic Irradiation: STI)<sup>6,7)</sup> の国内での実践など高精度化が急速に進んだ。2000 年代に入り、MRI、PET などマルチモダリティ画像の利用と画像位置合わせ技術の発展により、高精度 3D-CRT が標準となり、体幹部への定位放射線照射<sup>8-10)</sup>、強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiotherapy: IMRT) および回転型強度変調放射線治療 (Volumetric Modulated Arc Radiotherapy: VMAT)<sup>11-15)</sup> などが急速に拡大している。加えて、3D-CRT に時間の概念を加えた 4 次元放射線治療 (4D-RT) が確立されつつある<sup>16,17)</sup>。

4D-RT は、大きく二つのカテゴリーに分類され、照射中の照射位置精度向上を目指す呼吸同期放射線治療 (Respiration-Gated Radiotherapy) と照射期間中の照射位置精度向上を目指す適応放射線治療 (Adaptive Radiotherapy) がある。前者は、肺や肝臓等の呼吸性移動<sup>18)</sup>を短い時間スケールで考慮し、照射範囲を限局する。後者は、放射線治療期間中の腫瘍体積や形状の変化に対し、短い期間 (毎日あるいは毎週) 治療計画を微調整し、線量増加あるいは副作用の軽減を図る<sup>19-21)</sup>。いずれの技術も画像誘導放射線治療 (Image-guided Radiotherapy: IGRT) と呼ばれる X 線等を利用した患者位置画像照合システムを利用した複合的な放射線治療によって実現されている。粒子線治療においては、国内では陽子線治療施設が 9 施設 (重粒子線との重複を含む)、重粒子線 (炭素イオン線) 治療施設が 4 施設稼働しており、今後さらに数施設が稼働予定である。陽子線、炭素イオン線 (重粒子線) とも、がん治療の重要な選択肢の一つとして定着しつつあり<sup>22-26)</sup>、今後、各地域圏を中心に普及していくことが予想される。

## 2. 放射線治療の最適化と生物学的因子

放射線治療における最適化のゴールは、治癒を目指して腫瘍のみに高線量を投与し、正常組織への線量を可能な限り軽減することである。この目的を達成するために、国際的に勧告されている手順に沿って適切な放射線治療計画を作成し、計画通りに放射線治療を実施すべきとされている<sup>27-29)</sup>。旧来の X 線シミュレータを利用した 2 次元放射線治療計画は、X 線透視画像に基づいた腫瘍の位置情報、腫瘍の動きをもとに肉眼的腫瘍体積 (GTV) や計画標的体積 (PTV) が設定され、通常は 1 門照射や前後あるいは左右対向 2 門照射が行われていた。結果として、3 次元的に腫瘍に限局した照射は困難であったため、副作用発生リスクを高め、根治線量まで照射可能な疾患は限定された。CT 画像を利用した 3 次元放射線治療計画は、空間的線量分布の最適化に大きく寄与し、治療装置および照射技術の発展と合わせて、定位照射、IMRT、VMAT などを可能としてきた。特に線量計算法は、従来の単純 (実測ベース) 計算<sup>30,31)</sup>から、CT 画像に基づくコンピュータ計算<sup>32)</sup>へと変遷し、2 次電子平衡を考慮した不均質補正が可能となった<sup>33-35)</sup>。近年では、モンテカルロ計算を多用した、高精度線量計算の実用化<sup>36,37)</sup>が試みられている。今後、物理技術的な最適化は、治療装置の小型化、4 次元放射線治療計画、計算アルゴリズムを中心にさらなる高精度化が期待されている。

一方、生物学的な視点に着目すると、放射線治療技術学分野ではほとんど議論されていないが、2000 年代以降、分子生物学のめざましい発展に伴い、臨床における放射線生物学の概念やがん治療戦略 (特に分子標的薬剤の開発応用) において様相が大きく変化している。放射線の生体への事象は、放射線ビームが生体内に入射されてから約  $10^{-14}$ ~ $10^{-18}$  秒で DNA 分子や細胞内を通過し、細胞内外の原子電子との相互作用 (電離や励起などの物理事象) を引き起こし、高エネルギー電子が多数生成される。続いて、発生した 2 次電子によって生体内の DNA 分子結合の切断を直接的に、あるいは化学的な反応 ( $10^{-12}$ ~ $10^{-6}$  秒) に伴うフリ

ラジカルの発生が間接的に作用する。一般に高 LET 放射線（粒子線）では物理事象により直接的に作用し、低 LET 放射線（光子線・電子線）では、フリーラジカルの作用で間接的に作用することが知られる。リニアックにて 4 MeV~10 MeV で加速された電子から発生する光子線および電子線では、細胞あたり 1 Gy の照射により塩基損傷は 1000 以上、1 本鎖切断は約 1,000、2 本鎖切断は約 20~40 生じることが知られている<sup>38,39</sup>。その後、腫瘍の根治ならびに正常臓器の副作用発生に至るまで、幅広いタイムスケール（1 秒~10 年以上）で放射線生物学的な作用が生じる

(図 1) 40. 病巣への低 LET 放射線の照射では、2 次電子が副次的に散乱、衝突を繰り返し減速しながら、さらに多量の電子を発生し、それらがさらにフリーラジカルを多数生成し、DNA 損傷に大きく寄与する。高い治療効果を考えると、より多くの DNA 損傷が誘発されるよう、選択的に病巣へ高線量を照射すること<sup>41,42</sup>や抗がん剤との併用<sup>43,44</sup>、放射線増感剤の併用<sup>45,46</sup>、生物効果の強い高 LET 放射線（粒子線）の利用<sup>47,48</sup>などが望まれる。

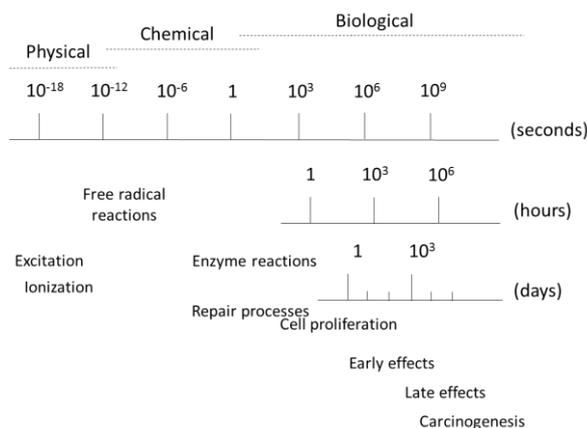


図 1 放射線の生体への時間的影響<sup>40</sup>

### 3. 放射線生物物理学の基礎と発展

放射線治療は、1896 年に初めて報告されてから長い歴史があるものの<sup>49</sup>、生物実験により放射線に対する細胞致死効果や亜致死損傷 (SLD) 回復の特性や 4R と呼ばれる回復 (Repair), 再同調 (Redistribution), 再増殖 (Repopulation), 再酸素化 (Reoxygenation) が確立されはじめたのは Elkind ら<sup>50</sup>が理論を提唱してからである。基礎生物の分野でもアポトーシスの概念が提唱<sup>51</sup>されたのが同時期とされる。その後、1980 年代にそれらの機序が解明され<sup>52</sup>、放射線生物学の物理計算モデルとして LQ (Linear-Quadratic) モデルが提唱され<sup>53,54</sup>、現在も臨床で生物学的効果の評価指標として広く利用されている。LQ モデルに基づく、単一照射による細胞生存率曲線は図 2 および次式で表される。

$$N = N_0 e^{(-\alpha D - \beta D^2)} \quad (1)$$

ここで、 $N_0$ は照射前の細胞数、 $N$ は照射後の細胞数、 $D$ は線量 (Gy)、 $\alpha$  と  $\beta$  はそれぞれ細胞の放射線感受性を表す係数である。臨床では分割照射が標準であり、照射プロトコル (1 回線量, 分割回数, 総線量, 週あたりの照射回数など) によって治療効果は異なることが知られる<sup>55,56</sup>。異なる照射プロトコル間の治療効果判定では、生物学的等価線量 (BED: Biologically Equivalent Dose) (式 2, 3) あるいは 2 Gy 割等線量 (EQD<sub>2</sub>: Equivalent Dose in 2 Gy fraction) など LQ モデルを用いた計算式 (式 4) が多用される。

$$BED = D \left[ 1 + \frac{d}{(\alpha/\beta)} \right] = E/\alpha \quad (2)$$

$$E = n(\alpha d + \beta d^2) = D(\alpha + \beta d) \quad (3)$$

$$EQD_2 = D \frac{d + (\alpha/\beta)}{2 + (\alpha/\beta)} \quad (4)$$

ここで、 $D$ は総線量 (Gy)、 $d$ は1回線量 (Gy)、 $n$ は照射回数、 $\alpha$ と $\beta$ はそれぞれ細胞の放射線感受性を表す係数、 $E$ は分割回数に伴う放射線効果である。一般に、低 LET 放射線の細胞生存率は指数関数的に曲線状となり、高 LET 放射線では直線上となる (図 2)。また、臨床で利用される  $\alpha/\beta$  値は、腫瘍および急性反応の評価では 10.0、晩期反応の評価では 3.0 とされ<sup>55)</sup>、しばしば一定値が採用される。これは腫瘍の  $\alpha/\beta$  値が晩期反応の  $\alpha/\beta$  値より大きければ (腫瘍の  $\alpha/\beta$  値  $> 3.0$ )、寡分割照射に比べて通常分割照射の方が正常組織の回復効果が高い状況が想定され、現在の臨床における基本的な考え方に相当する。しかし、臨床における LQ モデルに基づいた生物学的評価は、細胞内の放射線感受性の違いや不均一性、細胞 (*in vitro*) と腫瘍塊 (*in vivo*) の違い<sup>57-60)</sup>が課題とされている。

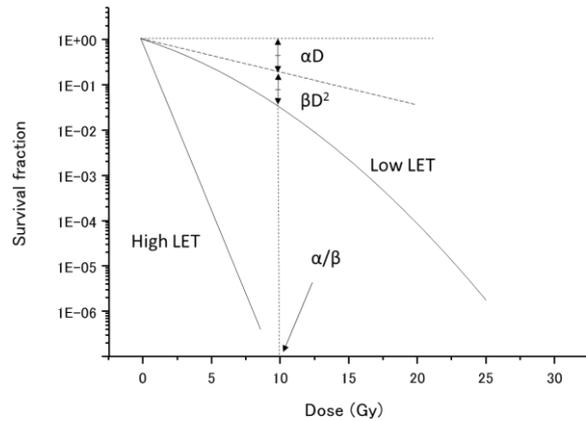


図 2 LQ モデルによる細胞生存率曲線

#### 4. 臨床応用技術と課題

$\alpha/\beta$  値は、細胞生存率曲線の形状に影響し、実際の治療効果は多分割照射 (Hyper-fractionation)、寡分割照射 (Hypo-fractionation) などの分割照射プロトコルとともに、複雑に寄与することが予想される。前立腺がんに対する放射線治療では、近年、異なる分割照射プロトコルによる過去の治療成績を利用して  $\alpha/\beta$  値を推定し、生物実験による値と比較検証されている<sup>61-63)</sup>。腫瘍細胞が低  $\alpha/\beta$  値を有する場合、寡分割照射が通常分割や多分割照射よりも有利になる一方、照射位置精度に伴う腫瘍内線量不確かさの問題がある。寡分割照射では、その影響は通常分割に比べて大きいとされ、腫瘍制御確率 (TCP) が低下することが示唆されているが、十分な線量投与を行えば (例えば、腫瘍の  $\alpha/\beta$  値を 1.5 Gy と仮定した時、 $2 \text{ Gy} \times 35 \text{ fr} = 70 \text{ Gy}$  に対し、 $5 \text{ Gy} \times 7 \text{ fr}$  では 85 Gy 相当となる) と従来プロトコルを上回る治療効果が期待され、位置精度による影響は相殺される<sup>64)</sup>。また、肺がんに対する体幹部定位放射線治療でも同様に、生物実験において寡分割照射に伴う LQ モデルとの乖離が指摘されており、治療成績と生物学的等価線量や分割照射プロトコルの関係が議論

されている 65-67)。

LQ モデルに基づく照射プロトコルの最適化は、臨床で広く考えられている手法であるが、腫瘍や正常臓器の動態に関する予測評価をより正確に行うには、多くの因子をパラメータ化する必要がある。主なパラメータは、体積効果（細胞数）、回復効果（倍加時間）、細胞環境（酸素分圧）、細胞不均一性、線量不均一性などである。特に、生体内での作用は、通常 *In Vitro* 実験（2D）とは異なるため、*In Vivo* 実験（3D）での実験結果との対比が求められる。体積効果では、通常腫瘍細胞は 1 g あたり  $5 \times 10^5 \sim 1 \times 10^6$  個存在し 68,69)、腫瘍体積が大きいほど治療に必要とされる線量は多くなる。一方、照射に含まれる正常臓器が多いほど、逆に副作用発生率は上昇する。回復効果では、照射時間（線量率依存性）、細胞周期時間や同調性による影響がある 70,71)。細胞環境では、低酸素環境での放射線感受性の違いが知られる 72,73)。細胞不均一性では、細胞間放射線感受性（遺伝子発現）など 74,75) の分子生物学的な影響があり、これらの因子は照射期間中にも変化している可能性がある。線量不均一性については、前述したように、照射精度と共に空間的線量分布の乱れに影響する因子であり、細胞単位での応答が異なる状況が想定されるが、寡分割照射が可能な病巣であれば、一定以上の線量投与により高い治療効果が期待される。

臨床における放射線治療計画（図 3）では、腫瘍制御確率（TCP）、正常臓器障害確率（NTCP）による評価モデルの利用 76,77) や線量不均一性を考慮した評価 78,79)、照射遅延に伴う影響 80,81) などについて議論されており、治療計画において生物学的な最適化を図る上で克服すべき大きな課題とされている。

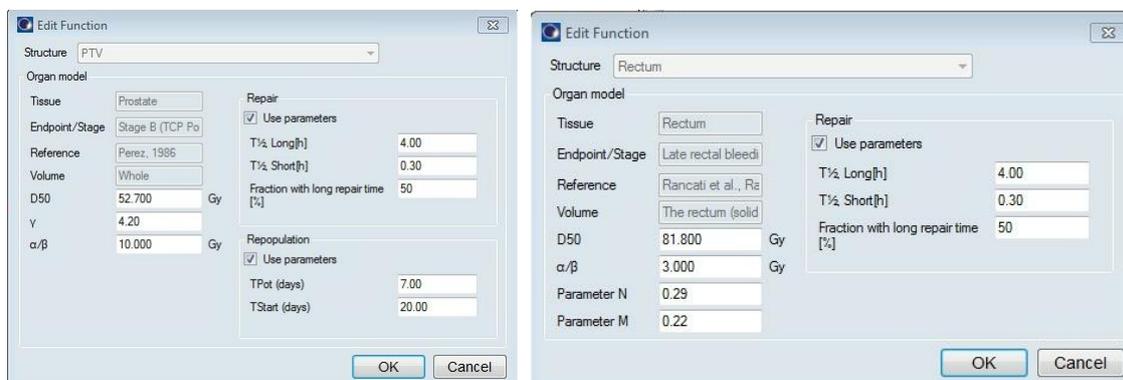


図 3 生物学的パラメータの設定例 [左：腫瘍（PTV）、右：正常臓器（直腸）]

## 5. まとめ

今後の放射線治療では、分子生物学と放射線生物学の融合により投与線量の最適化が行われることが期待され、テーラーメイド医療（Tailor-made Medicine）の実現によって新たな時代を迎えつつある。放射線治療計画などを含む最適化プロセスにおいて、今後は物理的な知見だけでなく、生物学的な知見をベースとして、放射線腫瘍医とともに適切な治療計画を策定、評価し、治療成績の向上に向けて対応できる人材が求められることが予想される。

## 謝辞

本講演を行うにあたり、ご尽力いただきました日本放射線技術学会放射線治療部会長、小口宏先生ならびに放射線治療部会委員の皆様に深謝申し上げます。

## 参考文献

- 1) Dische S, Grievesson M. Use of a simulator in treatment planning. *Proc R Soc Med* 1975; 68: 749-751.
- 2) Harrison RM, Farmer FT. The determination of anatomical cross-sections using a radiotherapy simulator. *Br J Radiol* 1978; 51: 448-453.
- 3) Soffen EM, Hanks GE, Hunt MA, et al. Conformal static field radiation therapy treatment of early prostate cancer versus non-conformal techniques: a reduction in acute morbidity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992; 24: 485-488.
- 4) Vijayakumar S, Chen GT. Implementation of three dimensional conformal radiation therapy: prospects, opportunities, and challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 33: 979-983.
- 5) Morris DE, Bourland JD, Rosenman, JG, et al. Three-dimensional conformal radiation treatment planning and delivery for low- and intermediate-grade gliomas. *Semin Radiat Oncol* 2001; 11: 124-137.
- 6) Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 14: 373-381.
- 7) Podgorsak EB, Pike GB, Olivier A, et al. Radiosurgery with high energy photon beams: a comparison among techniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 16: 857-865.
- 8) Uematsu M, Shioda A, Suda A, et al. Intrafractional tumor position stability during computed tomography (CT)-guided frameless stereotactic radiation therapy for lung or liver cancers with a fusion of CT and linear accelerator (FOCAL) unit. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 443-448, 2000.
- 9) Nagata Y, Negoro Y, Aoki T, et al. Clinical outcomes of 3D conformal hypofractionated single high-dose radiotherapy for one or two lung tumors using a stereotactic body frame. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 52: 1041-1046.
- 10) Onishi H, Araki T, Shirato H, et al. Stereotactic hypofractionated high-dose irradiation for stage I nonsmall cell lung carcinoma: clinical outcomes in 245 subjects in a Japanese multiinstitutional study. *Cancer* 2004; 101: 1623-1631.
- 11) Ling CC, Burman C, Chui CS, et al. Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 35: 721-730.

- 12) Saarilahti K, Kouri M, Collan J, et al. Intensity modulated radiotherapy for head and neck cancer: evidence for preserved salivary gland function. *Radiother Oncol* 2004; 74: 251-258.
- 13) Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008; 35: 310-317.
- 14) Palma D, Vollans E, James K, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 996-1001.
- 15) Kuijper IT, Dahele M, Senan S, et al. Volumetric modulated arc therapy versus conventional intensity modulated radiation therapy for stereotactic spine radiotherapy: a planning study and early clinical data. *Radiother Oncol* 2010; 94: 224-228.
- 16) Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, et al. Real-time tumour-tracking radiotherapy. *Lancet* 1999; 353: 1331-1332.
- 17) Kamino Y, Takayama K, Kokubo M, et al. Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66: 271-278.
- 18) Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, et al. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53: 822-834.
- 19) Yan D, Vicini F, Wong J, et al. Adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 1997; 42: 123-132.
- 20) Li XA, Wu Q. Online adaptive planning for prostate cancer radiotherapy is necessary and ready now. *Med Phys* 2014; 41: 080601.
- 21) Olteanu LA, Berwouts D, Madani I, et al. Comparative dosimetry of three-phase adaptive and non-adaptive dose-painting IMRT for head-and-neck cancer. *Radiother Oncol* 2014; 111: 348-353.
- 22) Olsen DR, Bruland OS, Frykholm G, et al. Proton therapy - a systematic review of clinical effectiveness. *Radiother Oncol* 2007; 83: 123-132.
- 23) Schulz-Ertner D, Tsujii H. Particle radiation therapy using proton and heavier ion beams. *J Clin Oncol* 2007; 25: 953-964.
- 24) Ohno T. Particle radiotherapy with carbon ion beams. *EPMA J* 2013; 4: 9.
- 25) Fairchild RG, Bond VP. Current status of <sup>10</sup>B-neutron capture therapy: enhancement of tumor dose via beam filtration and dose rate, and the effects of these parameters on minimum boron content: a theoretical evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985; 11: 831-840.
- 26) Tsuji H, Yanagi T, Ishikawa H, et al. Hypofractionated radiotherapy with carbon ion

- beams for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 63: 1153-1160.
- 27) International Commission on Radiation Units and Measurement: ICRU report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy, Washington DC, 1993.
  - 28) International Commission on Radiation Units and Measurement : ICRU report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). Washington DC, 1999.
  - 29) International Commission on Radiation Units and Measurement: ICRU report 83. Prescribing, recording, and reporting photon beam intensity-modulated radiation therapy. Washington DC, 2010.
  - 30) Cunningham JR, Shrivastava PN, Wilkinson JM. Program IRREG-calculation of dose from irregularly shaped radiation beams. *Comput Programs Biomed* 1972; 2(3): 192-9.
  - 31) Bloch P, Wallace R. Computer generated scatter dose distributions for 6-MV radiotherapy photon beams. *Med Phys* 1979; 149-152.
  - 32) Cunningham JR. Development of computer algorithms for radiation treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 16(6): 1367-1376.
  - 33) Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989; 577-592.
  - 34) Keall PJ, Hoban PW. Superposition dose calculation incorporating Monte Carlo generated electron track kernels. *Med Phys* 1996; 23(4): 479-485.
  - 35) Bragg CM, Conway J. Dosimetric verification of the anisotropic analytical algorithm for radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 2006; 81: 315–23.
  - 36) L. Jin, L. Wang, J. Li et al. Investigation of optimal beam margins for stereotactic radiotherapy of lung-cancer using Monte Carlo dose calculations. *Phys Med Biol* 2007; 52: 3549-3561.
  - 37) Ziegenhein P1, Pirner S, Ph Kamerling C, et al. Fast CPU-based Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation. *Phys Med Biol* 2015; 60(15): 6097-6111.
  - 38) Elkind MM. Repair processes in radiation biology. *Radiat Res* 100: 425-429, 1984.
  - 39) Ciccia A, Elledge SJ. The DNA damage response: making it safe to play with knives. *Mol Cell* 2010; 40: 179-204.
  - 40) Ledingham KWD, Bolton PR, Shikazono N, et al. Towards Laser Driven Hadron Cancer Radiotherapy: A Review of Progress. *Appl Sci* 2014; 4(3): 402-443.
  - 41) Mishima Y, Honda C, Ichihashi M, et al. Treatment of malignant melanoma by single thermal neutron capture therapy with melanoma-seeking <sup>10</sup>B-compound. *Lancet* 1989; 12: 388-389.
  - 42) Yamamoto T, Nakai K, Kageji T, et al. Boron neutron capture therapy for newly

- diagnosed glioblastoma. *Radiother Oncol* 2009; 91: 80-84.
- 43) Harada H, Seto T, Igawa S, et al. Phase I results of vinorelbine with concurrent radiotherapy in elderly patients with unresectable, locally advanced non-small-cell lung cancer: West Japan Thoracic Oncology Group (WJTOG3005-DI). *Int J Radiat Biol Oncol* 2012; 82(5): 1777-1782.
- 44) Lawrence YR, Paulus R, Langer C, et al. The addition of amifostine to carboplatin and paclitaxel based chemoradiation in locally advanced non-small cell lung cancer: long-term follow-up of Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) randomized trial 9801. *Lung Cancer* 2013; 80(3): 298-305.
- 45) Masunaga S, Uto Y, Nagasawa H, et al. Evaluation of hypoxic cell radio-sensitizers in terms of radio-sensitizing and repair-inhibiting potential. Dependency on p53 status of tumor cells and the effects on intratumor quiescent cells. *Anticancer research* 2006; 26: 1261-1270.
- 46) Seiz M, Kohlhof P, Brockmann MA, et al. First experiences with low-dose anti-angiogenic treatment in gliomatosis cerebri with signs of angiogenic activity. *Anticancer research* 2009; 29: 3261-3267.
- 47) Kanai T, Endo M, Minohara S, et al. Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 44: 201-210.
- 48) Schulz-Ertner D, Tsujii H. Particle radiation therapy using proton and heavier ion beams. *J Clin Oncol*, 2007; 25: 953-964.
- 49) Despeignes V. Observations on a case of cancer of the stomach treated by röntgen rays. *Lyon Medical Journal* 1896; 82: 428.
- 50) Elkind MM, Sutton H. Radiation response of mammalian cells grown in culture. 1. Repair of X-ray damage in surviving Chinese hamster cells. *Radiat Res* 1960; 13: 556-593.
- 51) Read J. The relation between cell division and cell death after irradiation. *Br J Radiol* 1962; 35: 218-219.
- 52) Wyllie AH, Kerr JF, Currie AR. Cell death: the significance of apoptosis. *Int Rev Cytol* 1980; 68: 251-306.
- 53) Dale RG. The application of the linear-quadratic dose-effect equation to fractionated and protracted radiotherapy. *Br J Radiol* 1985; 58: 515-528.
- 54) Fowler JF. The linear-quadratic formula and progress in fractionated radiotherapy. *Br J Radiol* 1989; 62: 679-694.
- 55) Fowler JF, Ritter MA, Chappell RJ, et al. What hypofractionated protocols should be tested for prostate cancer? *Int J Radiat Oncol Phys* 2003; 56: 1093-1104.

- 56) Zhang J, Yang F, Li B, et al. Which is the optimal biologically effective dose of stereotactic body radiotherapy for Stage I non-small-cell lung cancer? A meta-analysis. *Int J Radiat Oncol Phys* 2011; 81: e305-e316.
- 57) Down JD, Boudewijn A, van OsR, et al. *Blood* 1995; 86: 122-127.
- 58) Quiet CA, Weichselbaum RR, Grdina DJ. Variation in radiation sensitivity during the cell cycle of two human squamous cell carcinomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 20: 733-738.
- 59) Storch K, Eke I, Borgmann K, et al. Three-dimensional cell growth confers radioresistance by chromatin density modification. *Cancer Res* 2010; 70: 3925-3934.
- 60) Oita M, Uto Y, Tominaga M, et al. Radiosensitivity uncertainty evaluation for the in vitro biophysical modeling of EMT6 cells. *Anticancer Res* 2014; 34: 4621-4626.
- 61) Brenner DJ, Hall EJ. Fractionation and protraction for radiotherapy of prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 43: 1095-1101.
- 62) Bentzen SM, Ritter MA. The  $\alpha/\beta$  ratio for prostate cancer: What is it, really? *Radiother Oncol* 2005; 76: 1-3.
- 63) Vogelius I R, Bentzen SM. Meta-analysis of the alpha/beta ratio for prostate cancer in the presence of an overall time factor: bad news, good news, or no news? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2013; 85: 89-94.
- 64) Song WY, Schaly B, Bauman G, et al. Evaluation of image-guided radiation therapy (IGRT) technologies and their impact on the outcomes of hypofractionated prostate cancer treatments: a radiobiologic analysis. *Int J Radiol Biol Phys* 2006; 64(1): 289-300.
- 65) van Baardwijk A, Tomé WA, van Elmpt W, et al. Is high-dose stereotactic body radiotherapy (SBRT) for stage I non-small cell lung cancer (NSCLC) overkill? A systematic review. *Radiother. Oncol* 2012; 105: 145-149.
- 66) Miyakawa A, Shibamoto Y, Otsuka S, et al. Applicability of the linear-quadratic model to single and fractionated radiotherapy schedules: an experimental study. *J Radiat Res* 2014; 55: 451-455.
- 67) Otsuka S, Shibamoto Y, Iwata H, et al. Compatibility of the linear-quadratic formalism and biologically effective dose concept to high-dose-per-fraction irradiation in a murine tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011; 81: 1538-1543.
- 68) Baker F, Sanger L. The Density of Clonogenic Cells in Human Solid Tumors. *Int J Cell Cloning* 1991; 9: 155-165.
- 69) West CML, Davidson SE, Roberts SA, et al. Intrinsic radiosensitivity and prediction of patient response to radiotherapy for carcinoma of the cervix. *Br J Cancer* 1993; 68: 819-823.
- 70) Haustermans KM, Hofland I, Van Poppel H, et al. Cell kinetic measurements in

- prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37: 1067-1070.
- 71) Rew DA, Wilson GD. Cell production rates in human tissues and tumours and their significance. Part II: clinical data. *Eur J Surg Oncol* 2000; 26: 405-417.
- 72) Hall EJ, Astor M, Bedford J, et al. Basic radiobiology. *Am J Clin Oncol* 1988; 11: 220-252.
- 73) Harada H. How can we overcome tumor hypoxia in radiation therapy? *J Radiat Res* 2011; 52: 545-556.
- 74) Hornhardt S, Röbber U, Sauter W, et al. *DNA Repair* 2014; 16: 54-65.
- 75) Pawlik TM, Keyomarsi K. Role of cell cycle in mediating sensitivity to radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 59: 928-942.
- 76) Song W, Schaly B, Bauman G, et al. Image-guided adaptive radiation therapy (IGART): Radiobiological and dose escalation considerations for localized carcinoma of the prostate. *Med Phys* 2005; 32: 2193-2203.
- 77) Trott KR, Doerr W, Facchetti A, et al. Biological mechanisms of normal tissue damage: importance for the design of NTCP models. *Radiother Oncol* 2012; 105: 79-85.
- 78) Azzeroni R, Maggio A, Fiorino C, et al. Biological optimization of simultaneous boost on intra-prostatic lesions (DILs): sensitivity to TCP parameters. *Phys Med* 2013; 29(6): 592-598.
- 79) Gulliford SL, Partridge M, Sydes MR, et al. Parameters for the Lyman Kutcher Burman (LKB) model of Normal Tissue Complication Probability (NTCP) for specific rectal complications observed in clinical practise. *Radiother Oncol* 2012; 102(3): 347-351.
- 80) Armpilia CI, Dale RG, Jones B. Determination of the optimum dose per fraction in fractionated radiotherapy when there is delayed onset of tumour repopulation during treatment. *Br J Radiol* 2004; 77(921): 765-767.
- 81) Wang JZ, Li XA, D'Souza WD. Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control: a note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 57(2): 543-552.

# 放射線治療 座長集約

## 放射線治療線量分布検証（演題 61－64）

**64, 61** 両演題ともにポリマーゲル線量計の校正法に関わる演題である。演題番号 64 の演題が演題番号 61 の基礎的な検討であるとのことだったので、演題番号 64 を先に順番を変えて発表していただいた。演題番号 64 ではポリマーゲル線量計の温度管理に関する演題であった。ポリマーゲルは温度の変化によってその化学反応の安定性および反応速度が異なるため、劇的な温度変化はポリマーゲルの系統的な誤差要因となりうる。著者らの研究ではゲルの信号を得るために MRI を用いている。そのため、金属製の温度計を利用することはできないことから、継続的な温度変化を計測することは困難であった。著者らは、温度計測用に新たにファントムと温度計を用意し、校正過程での継続的な温度変化を計測した。著者らの施設での校正方法は、系統的にそのロードマップは形成されており、専用のラボによってポリマーゲルの生成および校正用ファントムへの封入が実施されている。この研究の結果、ポリマーゲルの校正手順や温度変化を計測できるシステムを構築したと共に、著者らの校正法では温度変化は軽微であり、ポリマーゲルの特性上の影響を及ぼすものではないということが確認された。しかしながら、この温度計の設置による空気の混入が危惧され、著者らは挿入時に細心の注意を払っているとのことであった。この手順も含め、本手法が広く利用されるためにも、論文等にて詳細な説明をお願いしたい。

**62** ポリマーゲル線量計を自作し、それを線量計測に応用するためにゲルを MRI にてスキャンする手順における、MR シーケンスの最適化に関する演題である。ポリマーゲル線量計は T2 時間を効率的に取得することにより照射済み線量との対比が行われる。著者らは、1.5T の MR 装置を用いたシーケンスの違いによる校正曲線の変化を調べた。従来から用いられている SE 法に比べて、効率的かつ SNR のよいシーケンスが提案されており、その取得の再現性も改善されていた。

**63** ポリマーゲル線量計の線量に対する組成変化を CT 値の変化と対比させることで取得する方法に関する演題である。著者らは、CT 値の変化を Dual Energy CT を用いて異なるエネルギーでの CT スキャンによって CT 値を取得し、その回帰式を用いることで最適な特性曲線を導くという新しい試みであった。MR に比べて空間分解能が高く、CT を用いる方が放射線治療施設では実用性が高いのが現状であるが、MR に比べて効率的に信号を得るこ

とは難しく、CTをスキャンする際にさらに線量付加するため、その影響も懸念される。これらの課題を克服するために、本手法の最適化を進めると共に、論文等にて詳細な説明をお願いしたい。

林 直樹（藤田保健衛生大学）

### 放射線治療位置照合（演題 65-68）

**65** 画像誘導放射線治療（IGRT）での画像照合における独立検証に向けてのアンケート報告である。報告の目的は、画像照合における評価基準を作成するためのアンケート報告である。画像照合には明確な基準が無く、個人の視覚的な判断で行われるため照合精度は個人差、施設間の方針などで照合精度のばらつきが大きくなる可能性がある。そのため、独立検証システムの構築を目指して各施設の考え方や現在の照合方法などの調査報告をされた。IGRTの画像照合時の注意点は、臓器の変形、マージンサイズ、骨照合による *interfractional organ motion*、線量分布、正常臓器の耐容線量、線量体積ヒストグラムなど多くの情報を念頭に位置の照合が重要である。位置照合はアイソセンタのような点と点を合わせるのではなく、臓器（体積）どうしの位置照合という概念の基、正常臓器の臨床的線量の影響、腫瘍への効果を判断しなければならない。位置照合精度は最終投与線量に直接影響するため治療成績を左右するといっても過言ではない。「診療報酬上IGRT加算は、医師の確認を得ること」になっているが実臨床上の現場ではそうでない場合も多々存在する。技師がIGRTの位置を担保するための、生物学的、物理的、技術的スキルアップは最終投与線量を担保するための我々の重要な責務であると考えられる。このアンケートを基にIGRT照合における評価基準が作成されることを期待する。

**66** 頭部定位照射における骨照合と腫瘍照合の位置精度に関する検討である。頭蓋内腫瘍の照射位置は骨構造の位置精度を担保することで腫瘍位置を保証する考えが一般的であるが、脳浮腫、髄液量の変化、腫瘍の増大など様々な原因でGTVの変位や増大が生じる。この研究報告は、自施設で行った脳定位照射症例に対して照射直前に造影剤を静注しCBCTで腫瘍形状、位置を確認して骨照合と腫瘍照合の位置精度の比較している。結果的に今回の報告では骨照合精度と腫瘍照合精度の差はなかったが、腫瘍の形状、位置の変化は生じる可能性もあるため、治療期間中の確認は必要であると考察されている。ICRU50, 62における位置の不確かさの基本概念は、骨構造では *interfractional setup error*、腫瘍は *interfractional organ motion error* で表され、それぞれ異なる成分として算出するため、治療計画から開始までの日数がかかる場合、分割照射回数が多い場合は腫瘍の形状、位置の変化が考えられる骨照合では、*interfractional organ motion error* 成分のマージンとして考慮するか、*adaptive radiotherapy* の検討が必要と考える。

**67** 前立腺がん症例における室内設置型画像誘導装置とコイルを用いた位置照合補正の検

討である。コイル照合では骨照合よりも位置のばらつきが有意に小さくなったと報告された。この結果は先行研究で報告されている臓器照合の方法のひとつとして従来から行われており結果も同様となっている。前立腺癌に対する位置照合は **fiducial marker** や C B C T による臓器照合の使用が推奨されているが、使用できる画像誘導システムにより骨照合しできない場合は、特に頭尾、背腹方向での位置の不確かさは大きくなることに注意が必要であることが示唆された。**Fiducial marker** は臓器照合の方法のひとつとして有用ではあるが、前立腺の変形などは考慮できないため **fiducial marker** 照合による残余誤差の検討も今後報告して頂ければ、会員にとって有益な情報になると考えるため継続した研究をお願いしたい。

**68** 頭頸部治療における圧力センサーを用いた体動誤差モニタリングの検討である。このシステムは放射線を使わない非侵襲的なシステムで、**intrafractional organ motion** を検出できるシステムである。しかし、このセンサーが示す圧力から位置ずれ量を検出することができるが、その精度には検討の余地があるようである。**Intrafraction error** の検出は未だにリアルタイム性を有するデータが少ないためシステムのコンセプトは非常に有益であると考えられる。回転成分、平行移動成分、自重バランスの変化などあらゆる種類の動きを分類できるセンサーの開発にさらに取り組んでいただき、継続した研究をお願いしたい。

川守田 龍 (多根総合病院)

### 放射線治療計画 1 (演題 69-72)

**69** マルチパッチ照射法における陽子線エネルギーの変更が照射野の繋ぎ目線量に与える影響

200MeV と 140MeV の陽子線エネルギーの違いがマルチパッチ照射法を行う際に、線量の繋ぎ目にどのような影響を与えるのかという報告であった。現状の 200MeV のエネルギーでは MLC を回転させない限り、一様な照射野を作るのが困難なため、エネルギーを 140MeV に変更することでこの問題が解消するのかの検討を行った。結論としては、エネルギーの変更では MLC を回転せずに一様な照射野を形成することは困難とのことであった。マルチパッチ照射法は肝臓などの照射を対象としているということだったが、会場からも指摘があったように呼吸性移動をこの照射方法ではどのように対処するのかの検討と報告を今後の期待としたい。

**70** 腋窩リンパ節を含む乳癌術後照射における **dosimetric parameter** の検討

腋窩リンパ節を含む乳癌術後照射における治療計画を見直した **retrospective study** であった。MU 値が低い症例では、腋窩リンパ節の **coverage** が悪く、そのような症例では **Field in Field** 法を用いるのが適当だと報告があった。具体的な治療成績と計画内容の比較はこれからのようである。今後の経過報告が期待される。

## 71 金マーカ照合による前立腺 simultaneous integrated boost-IMRT におけるリンパ節線量の検討

骨盤内リンパ節領域を含む前立腺 SIB-IMRT での set-up error 等がリンパ節領域への照射線量にどのような影響を与えるのかという報告であった。計画時とのシフト量変化が 6mm を超える、もしくは Pitch 方向の角度のズレがある場合にリンパ節領域への影響があるとのことだった。発表者の施設では途中のプラン変更なしに骨盤内リンパ節も最初から最後まで照射を行っているとのことであったが、治療回数が多くかつ照射野が広いので、前立腺とリンパ節の位置関係の影響は十分に考慮する必要がある。実際の日々の変動も調査することにより、プラン変更を行った方が良いのかの検討も出来るので、今後の報告に期待したい。

## 72 分割照射放射線治療における線量率の影響

線量率を考慮した MK モデルと従来の LQ モデルについて、分割照射時の細胞生存率から線量率の評価を行った報告であった。LQ モデルでは分割照射において、治療効果を過大評価する可能性があるとのことだった。TCP/NTCP を考慮した治療計画の研究が行われている現状において、興味深い報告であった。今回は 2 種類の線量率で実験を行ったようであるが、FFF や IMRT では低線量率から高線量率まで幅広く使われているので、そういった照射条件が細胞にどのような影響を与えるのかの検討を行う必要もあると考える。今後の報告に期待したい。

川上 渉 (公立松任石川中央病院)

## 放射線治療計画 CT (演題 73-76)

73 治療計画 CT の寝台移動、可動式レーザーの精度管理の充実を目的としたファントムの試作の報告である。試作ファントムを用いて寝台移動の精度評価では良好な結果が得られた、一方可動式レーザーでは左右方向は精度が保たれていたが上下方向で最大 1 mm の Error が検出された。このエラーの検出は寝台への荷重によるものであるという報告であった。この結果より試作ファントムは計画 CT、可動式レーザーの精度管理を行う上で、簡便かつ有効であった。寝台移動や可動式レーザーの精度管理は業者の点検に頼ることが多く、十分に行えない施設が多いと考えられる。そのためファントムを利用して技師目線で確認できることは、精度管理の観点から非常に重要であると考えられる。今後は可動式レーザーの確認する回数や時間帯を変え、再現性などの精度管理も検討するとよいと考える。

74 治療計画 CT 画像の金属アーチファクト低減アルゴリズム SEMAR による有用性の検討についての報告であった。検討項目は SEMAR を用いて CT-ED の影響の有無、輪郭描出の変化、対向 2 門照射、IMRT での MU 値、線量分布の影響についてであった。CT-ED で

は影響は見られず、輪郭描出は金属アーチファクトの低減により向上が見られた。対向 2 門照射では MU 値、線量分布において変化は見られなかったが IMRT については最大で±5%の線量差が見られた。会場からは SEMAR による CT 値の影響についての質問があった。放射線治療では頭頸部などで金属アーチファクトの影響を強く受けると考えられるので、今後歯科領域のパラジウム合金等の合金での SEMAR の影響なども検討するとよいと考える。

**75** 80 列検出器 CT での Dynamic Volume Scan と Time Averaging 機能を用いて全呼吸位相を反映した治療計画 CT 画像収集についての検討の報告であった。検討項目としては、既知の速度で動く自作ファントムを撮影し移動距離から平均画像に含まれる時間情報の算出、QUASAR プラットフォームを用いてのインターナルマージンの評価時間の従来法との比較、CT-ED の変化の有無であった。Dynamic Volume Scan と Time Averaging 機能により従来法の 3 秒よりも長い 7.5 秒の平均画像作成が可能となり、長い呼吸周期に対応が可能となり CT-ED の変化が見られないことから、長い呼吸周期でも対応できる可能性が示唆された。会場からは平均画像作成により CT 値が低くなると考えられるが線量の変化はないかとの質問が挙げられた。今後実測などの検証で検討してもらいたい。従来法よりも長い 7.5 秒の平均画像の作成はインターナルマージンの適正化につながると考えられる。今後は従来法ではインターナルマージンの過少評価となっていた部位の検討も行ってもらいたい。

**76** 陽子線治療での Double-Energy を利用し精度の高い阻止能比の算出についての報告である。今回 2 つの異なる管電圧で CIRS ファントムを撮影し、HU 値の比と実効原子番号の較正曲線を算出し、次に Gammex ファントムを用いて実効原子番号、水との電子密度比から阻止能比を算出した。その結果と名古屋陽子線センターでの変換テーブルから算出した阻止能比と理論値の比較であった。今回の結果では較正曲線は理論値とは大幅な誤差が算出されたが、骨物質では変換テーブルを用いたものよりも誤差が少なくこの方法の有用性の可能性が示唆された。会場からは管電圧の組み合わせに 100kVp を試してはどうかとの意見も上がった。臨床応用に向けては較正曲線の正確性向上が必要であると思われるので、今後管電圧の組み合わせや最適管電圧の選択などの方法も検討していただきたい。

磯村 直樹 (金沢大学附属病院)

#### 放射線治療小線源治療 QA/QC (演題 77-80)

**77** 演題 77 は増感紙とムービーカメラを使用して RALS (Ir-192 線源) の線源位置・間隔・停止時間を測定するシステムについての報告である。従来専用定規や Film、ストップウォッチ等を用いて行っている点検を一度に、客観的に行えるツールとなっていた。発表時に動画で提示されていたが、モニター上に線源位置がデジタル表示され、QA 実施者の主観による位置測定の差異もなく 30 分の 1 秒間隔のフレーム数から停留時間の測定もでき、点検

内容をそのままデジタルデータとして記録にも対応できそうである。測定データの精度も日常 QA として代用できるレベルであると感じた。可能であればプログラミングやノウハウについて臨床技術等の紙面で公表いただきたいと筆者は感じた。

**78** 演題 78 は子宮頸癌腔内照射用アプリータの先端からのオフセット値についての報告である。近年急速に普及してきた IGBT における問題点の一つで、従来のアプリータ内部に挿入した X 線カテーテルで同定していた線源最先端停留位置(ファーストポジション)を、CT 画像の MPR よりアプリータ先端からオフセットして設定するために必要な値である。メーカーは製品のばらつきから明確な値を提供しておらず、参考値として 6mm 程度という値を提示するに留まるのが現状である。この演題ではイリジウムからのガンマ線での輝尽蛍光を一度減弱処理することでアプリータ形状と線源停止位置を同時に描出することに成功している。オボイド左右で約 5.7mm, タンデムで約 6.1mm と言う結果が報告された。また、別のポスター展示発表では複数のアプリータのファーストポジションの個体差についての報告もあった。自施設の所有するアプリータについて今回の報告を参考にして一度各ユーザーが確認し、そのオフセット値の取扱についての施設ごとの見解を決定することは重要なことであろう。但し実際の治療計画においては、CT 撮影条件(スライス厚・ピクセルサイズ)、画像表示条件、アプリータ挿入角度等の因子でさらに不確定度は変化する事も承知の上でオフセット値の決定を行ってもらいたい。

**79** 演題 79 は前立腺癌に対する I-125 線源挿入後の線量評価の為の CT 撮影条件についての報告である。現在国内で臨床使用されている 2 種類のシード線源に対して、様々な撮影条件下での画像から計画用ソフトウェアでの自動認識結果より比較を行っていた。薄いスライス厚・FOV の絞り込みによる相対的解像度の向上が検知能力の向上に影響し、撮影時間・ヘリカルピッチ・逐次近似法は影響しなかったと報告された。但し、実際の臨床で起こりうるシード線源の傾斜により解像度との関係性は変化すると報告である。あくまでも計画用ソフトウェアの線源検知アルゴリズムや CT 装置固有の画像特性にも由来すると思われるので、各施設においての最適撮影条件は変わってくる。自動認識精度が向上する画像を提供することは放射線治療医の負担軽減にもつながるので、画像を提供する技術者として最適な撮影条件の検討は重要なことであろう。

**80** 演題 80 は前立腺組織内照射におけるアプリータ内腔の画像表示状況に対する発表である。管電圧・管電流を低くしすぎるとノイズ成分の増加により内腔の CT 値変動が増し、高すぎるヘリカルピッチ設定は画像の歪みとアーチファクトの増加につながりともに内腔識別能力の低下につながる可能性について述べられた。本年提示された DRL の観点からも被ばく低減についても考慮された最適撮影条件を施設毎に決定するのは我々診療放射線技師の責務であろう。現在通常計画用を使用する CT 装置では無く高スペックを謳う CT 装置

でのシミュレーションであったが、機器更新時の装置仕様決定や、通常使用 CT の故障時における代替画像提供の為のシミュレーションにもつながる有用な検討であったと思う。

上田 伸一（金沢大学附属病院）

### 放射線治療医療安全（演題 81-84）

#### 81 高線量率密封小線源治療装置の温度変化による線源停止位置の精度—停電からの復電—

計画停電により RALS 装置の電源も切れた状態で 24 時間経過すると、装置内温度が低下し、電源投入後に装置が温まっていく過程でワイヤを巻きつけるドラムが膨張するため、線源の位置ズレが 2 mm 程度生じるという報告。日本放射線腫瘍学会小線源治療部会ワーキンググループが作成した密封小線源治療—診療・物理 QA ガイドライン—では線源の位置精度について 1~2 mm の位置ズレを許容レベル、2 mm を超える位置ずれは介入レベルとしており、本報告で示された位置ズレは介入レベルとなる。本報告における当該施設での計画停電は 24 時間であったが、線源位置が 1 mm 以内のズレに納まるまでに電源投入後 3 時間、ズレがなくなるまでに 48 時間を要したとのことであった。密封小線源治療において線源の位置ずれは線量分布に大きく影響を与えるため、治療前 QA で実施しておく必要があるが、常日頃から実施していればこそ、このようなレアなケースでの異常な状態を検出することができる。装置の有しているパフォーマンスは常に変化する可能性をもっており、ともすれば平常状態から逸脱することもあり得る。皆様の施設においても装置にエラーが生じたとしても、患者にエラーを届けないための QA などの業務フローを各ユーザーで確立してもらいたい。また、装置側の問題としては熱膨張率の大きい素材を使用している点、装置の温度変化への対策が皆無である点、線源位置検出に secondary check がない点などベンダー側には検討の余地があると考ええる。

#### 82 高線量率密封小線源治療時における緊急時体制の整備報告

高線量率密封小線源治療時において何らかの事由で線源が格納されなくなった場合などの緊急時の対応についての取り決めを行い、マニュアルを整備し、教育訓練を行ったという報告。定期的な訓練の実施により、患者の移送や線源を抜去するなど緊急時の作業時間が短縮され、従事者の安心にもつながっているとのことであった。HDR であれば仮に線源が格納されず、同一箇所にも長時間停留してしまった場合、相当量の線量が投与されてしまい、もしかしたら穴が開くかもしれない。そのような危機感を持ち、緊急時にも対応できるように整備している施設は少ないのではないかと思う。このような緊急時の作業手順の標準化、手順書作成による明文化、責任の所在や権限の明確化、そして従事者の教育訓練は特に外部照射と比較して、より短時間の中で完結する小線源治療のようなダイナミックな治療であればこそ、より重要になる。「そんなこと起きないだろう」、「誰かが何とかしてくれるだ

ろう」, 「不慣れであった」などといった言い訳は免責には値しないことを管理責任者も含めて, われわれは留意しておく必要がある. 逆に発表施設の一連の取り組みは, 有事が起き, 仮に患者に不利益が生じたとしても, 免責となり得る. このような整備には労力を必要とし, 成果として評価されづらい一面があるために, 周囲の協力を得難い施設もあろうが, 患者安全の視点に立ち, 多くの施設でも真摯に取り組んでもらいたい.

### 83 Flattening filter free ビームがペースメーカーに及ぼす影響

ペースメーカー (以下 PM) に放射線が照射された場合には, リセットおよびオーバーセンシングといった動作異常が生じる可能性があり, 生命に重大な影響をあたえる可能性があることが知られているが, FFF における報告はなく, その影響について諸条件下での検討を行った報告. FF 有り と FFF を切り替えて, 同照射条件下でリバージョン (PM に連続したノイズが混入した時, PM が感度以上のノイズに対して完全に抑制されるのを防ぐため, 一定のレートでペーシングすること) が生じたか, 生じなかったかを調べた結果, FFF の方がリバージョンの発生した条件が多かった. これは低エネルギー側にシフトしたことと高線量率化による影響と考えられるが, FF で報告されている線量よりも低い線量で問題が生じる可能性が示唆された. PM や ICD 装着患者に対しては, 平成 22 年に報告された JASTRO の PM 等に関するガイドラインでは PM 等への総線量を放射線治療前に評価し, 総線量をできるだけ少なくするよう配慮することが求められている. 線量に関しては PM が 2 Gy, ICD では 1 Gy 以内とあるが, 安全域が何 Gy なのかは照射条件の違いや PM/ICD の装置間差や個体差, またエラーが突発的に生じる可能性を否定できないため明確ではない. 要するに線量の多寡に関わらず, いずれにしても細心の注意が必要となろう. PM/ICD の耐容線量が明らかになれば, 治療実施の能否, 治療計画の立案時の助けになるかもしれないが, 前述した理由から明確な数値化は困難ではないかと考える. ならば医療安全の観点からは, ガイドラインにも記載されているように, 事前の準備や, 仮に照射によって PM/ICD に異常が生じた際の対処などを取り決めておくことが重要になる. PM/ICD が誤作動を起こす頻度は高くないが, 障害の大きさは死に至ることもあり得るために非常に大きく, 緊張感を持って安全に治療を施行できるよう, 院内の取り決めを行うべきである.

### 84 高線量率場で作業するロボットのための複数カメラを用いたノイズ除去

リニアック照射中などの高線量率場における緊急時作業等を想定し, 術者被ばく等の軽減を目的として, 小型ヒューマノイド型ロボットが円滑に作業できるように, カメラの画像ノイズを低減・除去するという報告. カメラを 2 台搭載し, 画像を合成することでノイズ低減・除去できるかについて検討を行った. 照射中の患者介助などに臨床利用するなど想定できるが, 既存の概念に捕われず, 学生らしくイノベティブな研究成果を期待する. ただ, ノイズ低減・除去に対する評価が目視のみによる評価であったが, 定量的な評価が望ましい. G.ガリレイいわく “測れるものは測り, 測れないものは工夫して測れるように

しなさい”とある。定量的な評価を行えばこそ、見えてくるものもあろうかと思う。今後の研究手法の向上にも期待したい。

山本 鋭二郎（国家公務員共済組合連合会大手前病院）

### 放射線治療 IMRT 検証（演題 188-191）

**188** 前立腺癌 VMAT の評価点線量検証における測定点について、電離箱と MLC の位置（先端，側面）関係が評価点線量の実測計画比に与える影響についての報告である。まず，計画装置から MLC と設置する電離箱の位置までの距離を算出し，それを指標に用いて実測計画比との関係を単回帰分析により求めた。その相関が良いことから，電離箱と MLC の位置関係を指標に測定点を PTV の範囲内で調整するとのことであった。アイソセンタでの実測の際に今回の指標を用いて微調整するには有用であると考えますが，OAR での測定や前立腺以外の場合に各々この相関関係を求めるのは現実的ではないと感じる。一般的にはこのような場合，ファントムに移しこんだ線量分布を参照しながら測定点を設定する事が多いと思うが，様々な条件下で今回の提案手法を実用していくには上記の問題点の克服と簡便さが求められる。今後，さらなる検討を期待したい。

**189** 前立腺 IMRT について，ガフクロミックフィルムを用いた線量分布検証でガンマ解析を行った際の判定基準を過去のデータを統計的に解析して決定したという報告である。本報告では，DD と DTA は 3%,3 mm に固定し，ガンマ解析法の線量閾値とパス率について検討している。線量閾値は 20~70%の範囲の各線量閾値ごとのパス率ヒストグラムから算出した変動係数を基に設定し，判定基準となるパス率についてはパス率ヒストグラムにおける累積確率が 0.05 以下となるパス率を基に設定したとのことであった。このように，各施設において独自の判定基準を設けるといことは重要なことであり，定期的にその値を見直す必要がある。今回は線量閾値の設定を変動係数が安定するという観点で行っているが，バラツキが少ないということはエラーを検出できていない可能性も考えられるため，注意が必要である。また，3%,3 mm という DD と DTA の設定についても今後検討していただきたい。

**190** VMAT 中における線量プロファイル(対称性)の変化を 2次元検出器である Profiler2 を用いて評価したという報告である。VMAT の QA として，今回のように 2次元検出器を用いて照射中のビーム平坦度と対称性を評価するという方法はよく行われているが，それは使用する範囲内のある特定の線量率やガントリ回転速度において実施することが多い。しかし，本報告では実際の VMAT プランの MLC のみを加工し JAW によるプランを作成することで，連続的に線量率やガントリ回転速度を変化させた状況でのプロファイルを評価しており，VMAT を実施している施設にとって有益な検討であった。頭頸部と前立腺プ

ラン，各々3例を用いて検討した結果，ガントリ角度固定（0度）と比較して Crossline 方向，Inline 方向共にほぼ一致していた．今回は 20 cm×20 cm のみの条件で3例とその数も少ないため，より複雑な動作をするプランを用いて引き続き検討していただきたい．

**191** 前立腺癌症例に対する VMAT に関して，6 MV と 10 MV の2種類の X 線エネルギーを用いた治療計画を作成し，従来の 6 MV のみを用いた治療計画と線量分布について比較した報告である．本報告では，60°～120° と 240°～300°，30°～150° と 210°～330°，0°～360° の3つの範囲を 10 MV に置き換えたプランについて検討している．CTV，PTV について差異は小さく，直腸や膀胱についても臨床上の線量制約をいずれのプランにおいても満たしていたとのことであった．しかし，条件によっては OAR の線量指標である V70～V40 で従来のプランよりも悪化することも示唆されている．今回は3症例のみの検討であったため，今後症例数を増やして従来の線量分布を上回る条件を見出していただけるとに期待する．また，最適化計算時間の増加や照射，検証の煩雑さの問題も臨床使用していく上では克服しておく必要がある．

矢田 隆一（聖隷浜松病院）

#### 放射線治療線量評価（演題 192－195）

**192** field-in-field 法を用いて全身照射を行う際の，種々のパラメータに関する検証報告である．Long-SAD 法による全身照射は多くの施設で行われているが，Long-SAD において照射野の組み合わせを用いた線量強度の変調はアイデアとして興味深い．体軸方向における照射野の組み合わせを用いており，体厚補償としての頭尾方向における測定結果は許容できるものであった．TPS での深部量関数の計算と照射体積の影響が懸念されており，さらなる検討が望まれる．

**193** 乳房接線照射において enhanced dynamic wedge および physical wedge を使用した治療計画における表面線量評価の報告である．最初に同じプラン条件における基礎測定においてビームハードニングによる表面線量変化の評価を行い，さらに，実際の乳房を模したファントムを用いて検討を行っている．乳房の線量投与点を基準として線量を標準化したときに表面線量はどうか本研究の主眼であるが，EDW と PW を用いた治療計画が全く同じではないということに注意が必要である．また，測定における Radiochromic film の設置精度の影響等による偏差が結果には含まれている．今後これらの点を改善した検討を期待したい．

**194** enhanced dynamic wedge (EDW) は，安全性および線量分布改善の自由度等の優位性から利用が進んでいる．この研究では，照射中の絞り移動を利用した EDW において，

ガントリ角度およびコリメータ角度の影響（重力による絞り動作精度の変化）を調査している。平坦化領域内を評価領域とした場合には線量プロファイルの変化は小さく、重力の影響は小さいことが証明された。自施設の機器の精度を担保することは重要であり有意義な研究であると考える。

**195** 体内に残存した硫酸バリウム造影剤が陽子線の飛程に与える影響を評価している。造影剤濃度と水等価厚との関係を開数化し、さらに、実臨床を想定した造影剤の腸管内残留濃度を文献より推定し、時間経過と水等価厚との関係性を予測している。硫酸バリウム残留による飛程の不確かさは無視できない。ここでは **distal margin** の設定等も考察されているが、今後、治療スケジュールおよび治療プロトコルの再評価等を含めた検討を期待したい。

佐々木 浩二（群馬県立県民健康科学大学）

#### 放射線治療位置精度評価（演題 196－199）

このセッションは放射線治療 位置精度評価ということで、重粒子線治療の位置精度に関する演題が 2 件、乳房温存後照射に対するセットアップエラーについての演題が 1 件、呼吸同期照射におけるシステム間の違いによる線量分布評価についての演題が 1 件であった。

**196** 「前立腺癌炭素イオン線治療における照射前残余セットアップエラーの評価」では、照射前に正側 2 方向における IGRT を施行して位置合わせを行っており、位置決め時の最終画像における残余セットアップエラーの検証を行うとの演題であった。0.1mm, 0.1° ずらした DRR 画像を作成し、どの画像とマッチングするかの検証を行った。検証の結果、セットアップエラーは Lateral 方向のみ 1.0mm を超えたが、その他の 5 軸においては 1mm 以内であるとの報告であった。粒子線治療の位置合わせ精度が高いことが分かるとても有用な演題であった。

**197** 「腋窩リンパ節領域への線量を考慮した乳房温存術後照射に対するセットアップエラーの影響」では、通常的全乳房照射に加え、後方から腋窩へ **Field in Field** で追加照射し腋窩線量を担保する本法において、肺野線量を評価し、セットアップエラーが腋窩線量にどのように影響するかの検討を行った演題であった。治療計画装置上にて各軸±5mm, 10mm 移動させたときの CTV, V20 の変化量を評価したところ、乳房と腋窩の変化量が大きいことが分かり、再現性のある体位固定による精度向上が必要とのことであった。ただ、今回の検討では 5, 10mm での検討であったため、今後もう少し詳細な検討を加えて頂きたい。

**198** 「前立腺癌に対する重粒子線治療におけるセットアップエラーが線量分布に与える影

響」では、重粒子線治療において、仮想的にセットアップエラーを生じさせ、その影響について検討した演題であり、1mm アイソセンタを移動した場合には約半数以上で CTV 線量の低下を認めたため、0.5mm 以内の精度を保つことが必要であるとのことであった。セットアップエラーを 0.5mm 以内の精度を保つためには、治療寝台の精度管理がとても重要な事になると感じる。今後治療寝台の位置精度についての検討も加えて頂ければと思う。

**199** 「2つの呼吸同期照射システムにおける照射遅延時間の違いによる線量分布への影響」では、Shimadzu 社製動体追跡システム Sync-TraX を新規導入に伴い、従来のバリエーション RPM と呼吸同期照射におけるシステム間の出力線量と線量分布の評価を行った演題であり、同期、及び非同期照射において線量及び分布に差は見られなかった、また動体ファントムを用いた線量分布は中間呼気相においては誤差を生じたが、呼気相では影響はないとの演題であった。両システム間での遅延時間の影響がないことがわかり、とても有用な演題と思われる。

久家 教幸（宮崎大学医学部附属病院）

#### 放射線治療 線量計測 QA QC (演題 200-204)

**200**  $^{115}\text{In}(n, \gamma)^{116m}\text{In}$  反応を利用した In/Cd 放射化検出器を用いた 10MV-X 線の中性子フルエンス率測定に関する報告である。20cm タフウォーターファントム内 5cm 深に、In 箔 2 枚を配置し、1 枚は熱中性子の測定として、もう 1 枚は熱外中性子の測定として 1mm 厚の Cd 板で熱中性子が遮蔽されると想定し、SAD100cm, 10cm×10cm 照射野で 1000MU 照射し、GM 計数管を用いて  $^{116m}\text{In}$  放出  $\beta$  線測定を行った。熱外中性子フルエンス率、熱中性子フルエンス率はそれぞれ  $8.46 \times 10^6(\text{m}^{-2}\text{s}^{-1})$ 、 $6.13 \times 10^7(\text{m}^{-2}\text{s}^{-1})$  となり、この結果は文献値と比べて約 1/10 であった。熱外/熱中性子フルエンス率比は約 14% で、一般的な文献値と同等とみなされたが、中性子フルエンス率の低下に対する原因追及が課題として残された。照射条件の違いによる中性子フルエンス率の変化なども含めて、引き続き、継続的な検討を期待する。

**201** 陽子線治療の小照射野特性に関する報告である。陽子線エネルギー 230MeV, SOBP 幅 30mm, レンジシフト 40mm, スノート前面-アイソセンタ間距離 350mm, ボーラス厚 10mm にて、厚さ 200mm のタフウォーターを設置し、SOBP 中心に Imaging Plate を配置して、照射野を 100mm×100mm から 15mm×15mm まで変化させた時の平坦度、ピーク線量、ペナンプラを検討した。結果より、30mm×30mm 以下の小照射野では出力低下および平坦度の崩れが顕著となり、ペナンプラがかなり増大することが示された。本研究では Imaging Plate での測定精度に言及していなかったが、それらの考察と共にエネルギー、SOBP 幅、レンジシフト、スノート前面-アイソセンタ間距離、ボーラス厚と平坦度、

ピーク線量，ペナンブラの関係について，引き続き，継続的な検討を期待する。

202 ガフクロミックフィルムを用いて，シンクロトロンから輸送された一次陽子線ビーム幅を測定，管理する手法についての報告である．140，160，180，200，225MeVの陽子線ビーム幅について，ビームトランスポートパイプの真空窓付近およびビーム位置監視モニタに設置し，得られたデータを解析評価した．結果より，いずれのエネルギーについてもFWHMから求めたビーム幅はX軸，Y軸とも0.1～0.2mm程度とされたが，ビーム形状は楕円形でダレがあるような形を呈していた．理想的には円形とされることが望まれているが，本研究では品質管理への応用という観点から，ダレの影響，系時的な変化，連続的な監視，再現性，照射法の違い，それらの影響による実照射野との関係性や許容範囲設定などに関する様々な検討が課題として残される．引き続き，継続的な検討を期待する。

203 ガフクロミックフィルムを用いたIGRTにおけるkV-CBCTの被ばく線量分布を評価についての報告である．IGRTの実践におけるkV-CBCTの撮像は，高精度放射線治療では有用な手段の一つとされ，臨床では多用されている．一方で，線量最適化の観点から被ばく線量の把握も重要な課題とされる．本研究では，ガラス線量計を基準として，ランドファントムによりガラス線量計とXR-QA2フィルムの関係をkV-CBCTの撮像条件から求め(125kV，10～80mA，25ms)，頸部の撮影条件と腹部の撮影条件でそれぞれ測定，評価がなされた．結果から，被ばく線量は体厚が少ないほど大きく，プロジェクション角度が292～88度(CCS)の場合に背側が高線量となった．線量分布は体厚，プロジェクション角度，不均質組織に依存することが明らかになったが，ガイドラインと比較した局所被ばくの低減に向けて，撮影条件の最適化(プロジェクション角度，フィルタ付加，画像再構成技術)の臨床技術応用に関する具体的な対応が求められる．引き続き，継続的な検討を期待する。

204 放射線治療領域における小型OSL線量計の繰り返し読み取り精度の評価に関する報告である．OSL線量計は繰り返し読み取りが可能であるが，読み取りによる蛍光量の損失が起こるため，補正が必要とされている．本研究では，測定精度工場に向けた種々の照射条件，読み取り条件による補正法の検討がなされた．SCD100cm，水等価ファントム10cm深において，5個のOSL線量計(nanoDot)に対して4～15MVのX線，25～2500MUを照射し，100回の繰り返し読み取りを行った．結果から，初回と比べて100回目に約5%の減少があったが，読み取り回数に伴う測定結果の減少率は補正式で表すことができた．読み取り回数と測定精度の関係は，素子の感度のばらつきと読み取り損失の影響によって統計的に決定される．読み取り損失の影響は，読み取りモードの違いによって大きく変わるため，小型OSL線量計測定時の作業の最適化が重要であることが示された．IGRTにおけるkV-X線への応用も含めて，引き続き，継続的な検討を期待する。

笈田 将皇(岡山大学医学部保健学科)

### 放射線治療 QA QC1 (演題 299-303)

**299** 乳房接線照射の独立 MU 検証では組織欠損の影響から TMR やファントム散乱係数の推定に完全散乱条件との相違が生じるため、手計算や MU 検証ソフトをそのまま用いた場合、精度の良い MU 検証結果を得るのは難しい。乳房接線照射の客観的な TMR やファントム散乱係数の推定方法としては等価三角形法が一般的に知られている。この演題では実際の治療計画から照射野背側の MLC 付近の ISODOSE LINE と体表面とで囲まれた ROI を作成し実効照射野の推定を行っている。RadCalc を用いた乳房接線照射の独立 MU 検証において、マニュアルで組織欠損部分をトレースした計算結果と ISODOSE LINE から作成した ROI で計算させた結果を比較し、精度良い MU 値の算出と検証者間の誤差も減り、より客観的に評価することが可能となったと報告している。

**300** の演題はガンマナイフの新しい品質管理用ファントムの有用性を評価した報告であった。焦点精度および線量分布測定において良好な結果を得ている。絶対線量測定においても新しいファントムはソリッドウォーター製のため従来のポリスチレン製に比べ水等価性に優れており線量の相違が少ない。また、三次元線量分布測定が可能となり実際の治療線量の評価を線量分布解析や視覚的な評価が可能のため従来のファントムより優れていると評価している。

**301** AutoCal は ELEKTA 社製リニアックの MLC 位置精度やアイソセンター位置を EPID で取得した画像からサービスマンが定期点検時などに確認・調整するための専用ソフトウェアである。取得した画像を解析することによりリーフ位置を定量的に評価できるためより正確な評価・調整が行える。この演題では日常の品質管理においてこの AutoCal を用いた MLC の位置精度管理方法を検討している。MLC の位置検出精度は再現性がよく意図的にオフセットした MLC の位置検出は良好であった。しかし均等に複数の MLC をオフセットした場合過小評価してしまうことが示唆された。ELEKTA のリニアックにおいては目視では MLC の位置のエラーを確認しにくいいため定量的な位置確認には有効な方法といえるが、作業が煩雑であることと操作を誤ると MLC の位置を簡単に上書きしてしまうため使用には注意を要する。

**302** VMAT では MLC の移動速度やガントリ回転速度、線量率などを連続的に変化させながら照射を行うため、リニアックの機械的な許容値を超えない治療計画の作成が要求される。また、バリアンのリニアックでは角度当たりの MU 値 (MU/deg) の制限が存在する。治療計画装置 Monaco ではこの機械的な許容値の設定を MLC dynamic parameters (MDP) で行うが、MU/deg のパラメータがないため複数のパラメータの調整によりコミッション

グを行うことになる。この演題は Monaco VMAT における MDP の最適化を検討している。検討の結果、MLC の最大移動速度は 18.7mm/s, ガントリ最大回転速度は 4.5deg/s, 最低線量率は 30MU/min であった。実際に模擬プランを作成した結果、良好な検証結果が得られている。また不適切なパラメータの設定では照射不能なプランを作成することが確認されたと報告している。

**303** VMAT のコミッショニングでは一般的にガントリ角度、線量率を固定し MLC が一方向運動である DMLC-IMRT のコミッショニング方法をガントリ回転、線量率の変化などに拡張した方法が用いられているが、これは MLC の双方向運動には対応していない。この演題では VMAT における MLC の双方向運動中の MLC 位置と線量安定性の評価方法を検討している。方法は MLC 位置計測について 2.5 cm の幅を往復運動するファイルを作成、線量安定性は 4 cm x 22cm のオープン照射野とその上を往復運動するファイルを作成し、ガントリ回転角度、MLC 速度、ガントリ回転速度を可変させ評価している。この方法だと静的位置の相違と動的位置の相違を同時に計測することができるということであった。MLC の双方向運動を伴う計測が可能となり、線量安定性も評価可能な新しい評価方法と報告している。

鈴木 幸司 (山形大学医学部がんセンター)

### 放射線治療線量計測 (演題 304-307)

**304** モンテカルロ法を用いて計測困難な照射装置内から発生する散乱光子量をシミュレーションした報告である。照射野が 2 cm × 2 cm 以下では、jaw と MLC の散乱光子フルエンスが、他の照射野と比較して増加するとの事であった。モンテカルロ法はコンピュータシミュレーションではあるが、重要な計測ツールである、今後は他のエネルギー、他の加速器を想定したシミュレーションについても同様の検討をいただき、ご報告いただくとより有用と考える。

**305** 矩形照射野を√A 法および 4 A / P 法で等価照射野に変換した場合、エネルギー依存が存在するか検討した報告である。両法には明らかにエネルギー依存による傾向が見られ、√A 法 は等価照射野の評価方法として誤差が大きく、4 A / P 法はエネルギー依存の少ない評価法としている。MU 値の独立検証を実施する際に等価照射野の評価は重要なポイントであり、今回の報告は臨床に有用な報告であった。

**306** IMRT QA ファントム の補正係数を IMRT ビーム を利用して実測評価を試みた報告である。ファントムごとに個体差があるとの報告もあり、臨床における水等価ファントムの補正法は重要である、今回の報告は重要な試みである。今回は補正法導出においてスリット幅が狭いものも実測に加えていたが、臨床で利用することは少なく、計測誤差の間

題もあるので、除外して評価した方がより現実的だろうと考える、更なる検討を加えて報告いただくことを期待する。

**307** フラットニングフィルタフリー（以下 FFF）のビームに対する、小型電離箱に対する相互校正の結果について検討した報告である。FFF では通常のフラットニングフィルタ有りのビームと異なり、ビームソフトニングの影響や、線質に対する装置により対応の仕方が異なる点など、線質変換係数に不確定要素が含まれるため、今回のような線量評価に関わる報告は非常に重要である。FFF は今後利用が増える事が予想される技術で有り、FFF に関する相互校正法および絶対線量評価法について、今後の続報に期待したい。

小山 登美夫（長野赤十字病院）

### 放射線治療画像照合（演題 308－310）

**308** 直線加速器の電子線モードによる EPID 画像の取得 首都大学東京 白熊美由季  
電子線治療を実施する際、ポータル画像が取得できない。さらに、高エネルギー X 線を使用するとコントラストが低下する。そこで、電子線照射モードにおいて、電子線とターゲットとの相互作用で発生する制動 X 線により EPID でポータル画像を取得可能か検証し、ターゲットの材質および配置位置による画質の違いを検討するという報告であった。最適なターゲット厚は Al で 8 mm, Cu で 1 mm と検討されていた。ターゲット配置位置はシャドートレイ上と EPID 上で同程度の画質であるとの結果であった。今後は、電子線照射用アプリケーションが装着された状態を前提に位置情報を取得する検討を進め、さらに、位置情報のみではなく照射野形状を取得・照合することや照射線量の低減も念頭に研究を進めていただきたい。

**309** MV CBCT 再構成のための簡易的な画像補正法 首都大学東京 中郡萌可  
自作の画像再構成プログラムにより EPID で取得した胸部ファントムの MV CBCT の画質を改善させる報告であった。2次元投影データの軸外の感度補正および体厚変化による散乱補正を実践すると MV CBCT 画像の濃度分布が均一となる結果であった。しかし、本報告は多数の投影データ（ガントリー回転1度当たり2投影データ）および高線量（1投影データ当たり 40 MU）による結果であり、吸収線量の増加が否めない MV CBCT では現実的ではない。今後は、少ない投影データかつ低線量で kV CBCT と比べて SN 比が低い MV CBCT の画質向上を検討すべきと考える。ONCOR・ARTISTE 等のリニアックや TomoTherapy の MV CBCT への技術提供に繋がるような研究になることを期待する。

**310** Cone beam CT とアドイン型画像誘導装置の精度検証 聖隷浜松病院 村木勇太  
治療装置の新規導入に伴い、CBCT（True Beam, Varian 社）とアドイン型画像誘導装置

(ExacTrac Xray, BRAINLAB 社)による 6 軸補正精度と計画 CT のスライス厚による影響を検証する報告であった。計画 CT のスライス厚が位置補正に与える影響はほぼ無い。両者の 6 軸補正精度は概ね良好であるが、CBCT での補正よりもアドイン型装置で補正精度が低下すると検討されていた。本報告では骨盤ファントムの体表付近にアイソセンタを設定しており、骨構造とアイソセンタとの乖離がアドイン型装置の補正精度の劣化に影響したと考えられる。この報告のように、コミッショニング時の精度検証はその精度を保証するのみではなく臨床での運用方針の決定や最適化に有意義であるため、さらなる検討を進めていただきたい。

小島 礼慎 (金沢大学附属病院)

## 第 42 回放射線治療セミナー（実機セミナー）報告

東京女子医科大学病院 羽生 裕二（セミナー世話人）

平成 27 年 11 月 7 日（土）、8 日（日）の 2 日間、首都大学東京 荒川キャンパスにおいて第 42 回放射線治療セミナーを開催しました。実機を使ったセミナーは今回で 3 度目（3 年目）になりました。

今回も昨年同様に座学と実習の 2 グループに分かれて 3 次元水ファントムによるビームデータ計測とフィールド線量計の相互校正について学びました。

### 【第 42 回放射線治療セミナー（実機セミナー）プログラム】

#### 11/1 - 1 日目

- ・ 3 次元水ファントムの設置方法およびビームデータ測定（実習）
- ・ AAPM TG106 に準じた 3 次元水ファントムおよびビームデータの取扱い
- ・ PDD から TMR への変換の解説
- ・ PDD, OCR の変化を確認するために  $-d$ ose difference, DTA, Gamma について
- ・ フィールド線量計の相互校正の方法と注意点

#### 11/2 - 2 日目

- ・ ファントムおよび線量計の配置と電子線の相互校正（実習）
- ・ 標準計測法 12 概論
- ・ 平坦度, 対称性の評価とビームアライメント評価
- ・ ビームデータ収集条件の違いによる PDD, OCR の変化（演習）
- ・ AAPM TG-51 Addendum の解説と実習の総括
- ・ X 線, 電子線の相互校正の手計算（演習）



## 第 42 回放射線治療セミナー（実機セミナー）参加レポート

公立那賀病院 田村 健宏

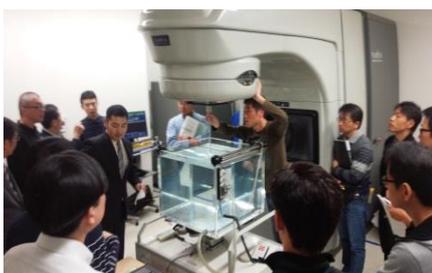
今回参加するにあたって、今までは二日間ということと、言っていることについていけなかったらどうしよう少し不安だな。等の不安があり何度か参加を見送った私でしたが、当院のリニアックを来年更新すること、今の当院の設備では不可能な電子線の相互校正をいつまでも卓上だけで理解していても技術にならないことを思い、不安と期待を胸に参加しました。

講習ではタイトなスケジュールの中、講師陣はゆっくりと説明して下さり、また実機講習の内容と関連付けた内容だったので非常に興味深く拝聴する事が出来ました。また実機演習ではファントムの設置に時間を割いて細かく説明をなさっていたので設置に対する確認方法が、こんなにも沢山あるんだなと驚いたと同時に、どれだけ重要な作業かを感じることが出来ました。

また途中設置した電離箱を幾何学的中心のまま相互校正の測定を行ってしまう”珍事”がありました。でもこれこそ実機演習の醍醐味で、そのままだとどれだけの測定誤差が出るのか、また実際私が思い出しながら相互校正を行う際にはこのことを思い出し設定ミス無くす”手助け”になるかと思えます。

二日間みっちりの講習ですが、内容が実機演習に直結していますので、自然と集中しますし、質問等にも丁寧に教えて頂けたので、当初抱いていた少しの不安もなくなり理解することが出来、とても短く感じた二日間でした。

この場をお借りして改めて事前に資料等を作成し、理解しやすく説明して下さった講師陣や他のスタッフの皆様、お手伝いをして頂いた学生の皆様、また、機材などの提供をして頂いたユーロメディックの皆様に感謝致します。



—地域・職域研究会紹介—

## 沖縄放射線治療技術研究会の紹介

南部医療センター・こども医療センター 城間 哲

本研究会は、沖縄県内で放射線治療に関わる方々の放射線治療の知識と技術の向上を図る事を目的で発足しました。

本研究会発足のきっかけは、発足の二年程前から希望者で放射線治療についての勉強会を月一回（当時の参加者は7人程度）開催していました。

放射線技術学会会員、放射線技師会会員より沖縄県内でユーザーズミーティング、研究会など発足の要望があり平成21年11月に「沖縄放射線治療技術研究会」として発足しました。今年で7年目となり会員数は31名になりました。

本研究会では研究発表会、講演会、サテライト講習会等を開催しています。

また、他のセミナー参加告知、研究会参加協力なども行っています。

日本放射線技術学会九州支部、沖縄県放射線技師会、沖縄県放射線治療研究会（医師）、がんプロフェッショナル養成基盤推進プラン（琉球大学）、地域がん診療連携拠点病院（がん拠点病院）、かたろう会、南九州地域放射線治療技術合同研究会等との共催、協力のもと運営してきました。

がん患者は年々増加している。また、がん患者のうち放射線治療を実施している患者の比率は、欧米諸国が約60%であるのに比し、日本は約25%と依然として低い状況にある。今後も放射線治療を実施する患者は大幅な増加が見込まれる。

現在、沖縄県内には放射線治療機器を有する施設が8施設（Linac 7台 RALS 1台, Tomo Therapy 1台 Gamma Knife 1台）あります。内1施設（Linac 1台）入替

また、導入予定施設が3施設（Linac 3台）あります。

放射線治療施設や放射線治療に関わる方々も増え、研究会等の参加者も多くなっており今後、研究会の役割が大きくなると感じております。

ホームページ (m3.com 学会研究会)

<http://okinawa-radiation-therapy-technology.kenkyuukai.jp/information/>

今後も本会のご支援をよろしくお願いいたします。



日本放射線治療専門放射線技師認定機構主催  
第2回九州2地区全国統一講習会 (サテライト沖縄会場) 様子



がんプロフェッショナル養成基盤推進プラン 参加者

—地域・職域研究会紹介—

## 多摩放射線治療研究会の紹介

公立福生病院 鈴木 秀和

多摩放射線治療研究会は、東京都西部の市町村部、多摩と呼ばれる地域に2010年に発足しました。東京には以前より治療技師の知識向上や情報交換の場として東京放射線治療技術研究会がありますが、時間的に参加の難しい地域もありました。そんな中、多摩地域にある治療施設を中心に仕事終わりでも参加できる情報交換の場として会は立ち上がりました。

現在2つの大学病院、神奈川県の一部を含め9施設の世話人の協力のもと運営を行っています。常にベーシックな内容をテーマとし、現場ですぐに使える情報や他施設の状況報告、時には教科書的な内容なども含めながら、「難しい内容は他の研究会で学んでください！」をモットーに！？世話人一同研究会の内容を模索しています。

今年度は講演だけでなく、テーマを決めて3～4施設に現状を紹介していただき、最後に総合討論を行うシンポジウム形式で開催しました。直近のテーマは「施設規模の違いによる教育方法について—教える側と教わる側の各々が考えていること—」でした。大規模病院と中小規模病院ではやるべきことに違いもあり、その教育方針についても違うことが見えてきました。また、教わる側の心境やしてほしいことなども、自施設に持ち帰って検討してみたいと思う内容となっていました。

その他にも不定期ですが、多摩地域の病院設備を利用した実習や施設見学会を行っています。実習についてもただ一方的な説明・解説だけでなく、参加者の施設のやり方や世話人施設の方法を紹介いただきながらなど、より実践に即した方法や新しい発見のできる雰囲気的大事にしています。

東京多摩地域には約20の治療施設があります。その多くは中小規模といわれる施設であり、放射線治療のみならず他の業務との兼務をする放射線技師が多数います。そんな中で

も放射線治療に興味を持っていただくきっかけや、さらなるスキルアップの一助になれる研究会でありたいと思っております。

今後も他の研究会には無い新しい企画や、さらには放射線治療の専門技術者として必要な広い知識の習得、専門資格の取得を目指した講習会などを考えています。

多摩放射線治療研究会は年4回（3,6,9,12月の第2水曜日 19:00～）開催をしています。お近くの際は、ぜひご参加をお待ちしております。

開催スケジュールや詳細、お問合せ、メーリングリストへの登録は当研究会所属の多摩放射線技師連合会 HP をご覧ください。

『多摩放射線技師連合会 HP』

URL は <http://tamahougi.com/>



研究会風景 各回 30～40名の参加をいただいています



施設見学会にて

# 世界の論文シリーズ

## **A patient-specific aperture system with an energy absorber for spot scanning proton beams: Verification for clinical application**

Keisuke Yasui, Toshiyuki Toshito, Chihiro Omachi, Yoshiaki Kibe, Kensuke Hayashi, Hiroki Shibata, Kenichiro Tanaka, Eiki Nikawa, Kumiko Asai, Akira Shimomura, Hideto Kinou, Shigeru Isoyama, Yusuke Fujii, Taisuke Takayanagi, Shusuke Hirayama, Yoshihiko Nagamine, Yuta Shibamoto, Masataka Komori, and Jun-etsu Mizoe

Med Phys 2015; 42(12): 6999-7010

### **Introduction**

陽子線治療の手法には、アクティブスキャン方式とパッシブ方式の大きく2通りに分類され、名古屋陽子線治療センターではそのいずれの方式でも、治療が可能な構造になっている。本研究では、スキャン方式では4 cm以下の浅い飛程においては実質照射ができないことやペナンプラが従来までのブロードビーム法に比べて広がるのが課題となっていることに着目し、浅い部位を治療するための Energy Absorber (EA)を開発し、ペナンプラを回旋するためのコリメータのコミッショニングを実施し、論文ではその詳細な結果について記述している。

### **Methods and Materials**

#### スキャンビーム照射装置

名古屋陽子線治療センターの陽子線治療装置の構造は Fig. 1 に示すとおりである。

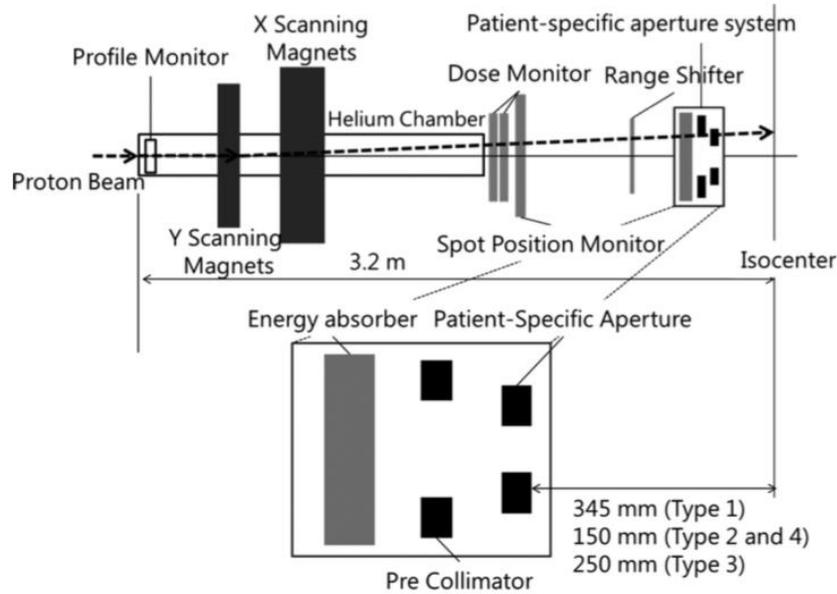


Fig. 1. Schematic of the scanning nozzle and enlarged view of the patient-specific aperture system.

(Fig. 1 を論文より引用)

この装置では 95 種類(71.6-221.4 MeV; Range は 4-30.6 g/cm<sup>2</sup>)のエネルギーを選択可能であり, 病巣の深さによってそのエネルギーを選択する. エネルギーは 0.1 g/cm<sup>2</sup> の低エネルギー領域と 0.6 g/cm<sup>2</sup> までの高エネルギー領域に分けることにより短時間で拡大ブラッグピーク (SOBP)を生成することが可能である. 4 g/cm<sup>2</sup> の領域を照射する際には ABS 樹脂で作成される EA を挿入し, これとコリメータを患者個別に選定し, 組み合わせた上で利用する必要がある. 患者個別コリメータは 3 cm の厚さの真鍮を用いており, 水等価にすると 15 g/cm<sup>2</sup> である. また, 患者個別コリメータの挿入時には照射野の大きさによってコリメータからアイソセンタまでの距離が異なり, タイプは 4 通りに分けられる.

#### 治療計画装置へのデータ挿入

陽子線治療計画装置(TPS)には日立社製の VQA を用いている. この TPS ではブラッグピークチェンバを用いて照射深部線量(Irradiated depth dose: IDD)を取得する必要がある. しかし, ブラッグピークチェンバではペンシルビームに対して適切に側方領域の計測をすることができないため, 著者らはピンポイントチェンバも加えてさらに測定している. また, この実測とともにモンテカルロ計算(GEANT4 Version 9.3)を用いてビームデータを最適化している. 著者らは, ブラッグピークチェンバで取得した 2 cm 深での値をモンテカルロで生成した値との合わせこみならびに基準深に利用した.

#### TPS におけるビームモデリング

スキャニングビームによる陽子線治療の場合, 側方散乱をどのように考慮するかが重要であ

る。主にペンシルビームに対して2ガウシアンモデルを使用されている。しかし、VQAの場合は3ガウシアンモデルを採用し、線量計算の正確性を大きく向上させている。すなわち、空中で2ガウシアン、水中で3ガウシアンを利用している。水中でのフルエンスは式1を利用して計算している。

$$\begin{aligned} \varphi_{\text{water}}(E, x, y, z) = & \frac{W_P}{\sqrt{2\pi}\sigma_P(E, z)} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_P^2(E, z)}\right] \\ & + \frac{W_S}{\sqrt{2\pi}\sigma_S(E, z)} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_S^2(E, z)}\right] \\ & + \frac{W_T}{\sqrt{2\pi}\sigma_T(E, z)} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_T^2(E, z)}\right], \end{aligned} \quad \text{-(式1)}$$

ここで、 $W_P$ ,  $W_S$ ,  $W_T$ はそれぞれ、第一、第二、第三散乱ガウシアンを指す。そしてそれらの関係は  $W_P + W_S + W_T = 1$  である。これらを引用し、測定した正方形照射野は一辺が2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 15, 20 cm である。

#### 患者個別アパーチャシステムを用いたTPS計算の測定での検証

患者個別アパーチャシステムを有効化するために、測定ベースでの検証を行った。計測は正方形照射野の一辺が2 cmから20 cm間で実施し、先述した照射野の大きさに応じたアパーチャと挿入位置を反映して測定を行っている。側方スペーシングは、5 mmとした。最小ビームサイズはアイソセンタにおいて6.7-8.8 mmである。また、測定間隔ごとに正しい測定をするために、各スポットのモニタユニットは1パルスに対して1レイヤーとなるように調整した。照射時間と1測定はそれぞれ0.5秒である。3次元水ファントムと2次元チェンバーアレイを併用し、IDDの測定を行った。

#### 患者個別アパーチャを用いた患者個別QA

患者個別QAは、スポット、レンジ、スポット位置そして線量計算を評価する。患者個別QAのためのファントムをCTスキャンで読み込み、TPSに送る。吸収線量の測定をアイソセンタと中心軸の深部線量(特に最小と最大の線量スポット)を測定する。二次元線量分布はアイソセンタを含む3つの深さで実施した。吸収線量と中心軸状の測定は3Dピンポイントチェンバを用い、二次元線量分布は二次元検出器を用いて測定している。線量分布解析におけるガンマ解析では2%/2 mmのクライテリアを採用した。

## Results

#### 患者個別アパーチャシステムを用いたTPS計算検証

##### EAを用いた単一エネルギー陽子線のスポットサイズと照射野

EAを使用するときとしない時の計測と計算による側方線量分布を掲示する。実測は電離箱

線量計でのデータ, 計算はモンテカルロにより導出している. 空気中の計測では, アイソセンタにおけるスポットサイズは 26.7 mm である. モンテカルロと実測の平均の誤差は 0.1 mm であり, よく一致している. また, 水中の計測とVQAでの値の比較は, 5つのビーム(84.7, 100.2, 120.6, 139.3, 159 MeV)について提示されており, いずれも 1.5 mm 以内での良い一致を示している.

照射野サイズの検証においては, 7つのシングルエネルギー陽子線ビームを 2 cm 深で求めたものが提示されており, タイプ 1 で  $-0.17\% \pm 0.57\%$  (平均値  $\pm$  SD), タイプ 2 で  $-0.39\% \pm 0.78\%$  での一致を示した.

#### 基準照射野のアパーチャの影響と患者プラン

アパーチャの影響を調査するために, アパーチャの有無による基準照射野サイズ(10 cm x 10 cm)のアイソセンタにおける計測値と実測値の比較の結果を示す(IDDもOCRいずれも図示している. この文章では図表の提示は控える. 論文で参照されたい). 半値幅(50%線量)の計算値との比較は 0.08 cm であり, ペナンブラはアパーチャがないとき, 34 mm であるのに対し, ある時では 23.6 mm である(エネルギー84.7 MeV).

#### 様々なアパーチャ形状での検証

さまざまなアパーチャサイズ, 形状でのそれぞれの計算結果と実測はいずれも 0.1 cm 以内の良好一致が示されている. しかし, コリメータ散乱による線量付与により, 139.3 MeV のエネルギーにおいて 1 cm 深における線量上昇は最大 2.5% あった. また, 空中における軸外線量の測定では, 139.3 MeV では良好な一致を認めたが, 84.7 MeV においてはアイソセンタから 20 cm 離れた位置において著名な乖離を認めた. また, アパーチャの有無による比較では, アパーチャがない場合に最大 2.5% の乖離を認めた. 14.5 cm のレンジでの測定結果においては, Proximal 側(入射側)の線量が高かった. しかしながら, その線量差は統計的優位なものではなかった. したがって, 臨床的には満足できるものだと結論付けた.

#### 患者個別アパーチャを用いた患者個別検証

模擬プランを用いた患者個別検証を二次元検出器と 3D ピンポイントチェンバを用いて実施した. 3つの深さでの線量分布と中心軸上の線量の比較である. この症例においては, 実測線量と計算線量の比較では 2% 以内の一致を認め,  $-0.06\% \pm 0.63\%$  (最大線量さ 1.49%) であった. 線量分布の比較ではアイソセンタ面, Proximal 面, Distal 面いずれにおいても線量分布はよく一致しており, ガンマ解析(2%/2 mm)の結果ではそれぞれ, 97.05%, 96.84%, 97.13% のパス率を示した.

## Conclusion

スポットスキヤニング照射法における患者個別アパーチャシステムの検証を行った. このシス

テムは有用であり、特に統計部症例においてその効果が期待される。このシステムを使用することで、コンペンセータを使用する必要がない。必ずしも全ての症例に対してこのアパーチャシステムがベストであるとは言い切れないが、アパーチャを用いることでレンジの低いビームを用いる際にも良好な線量分布を描くことができるため、治療計画の幅は広がる。症例的に Intensity modulated proton therapy (IMPT)への応用も期待される。

#### コメント

平成 28 年度の診療報酬改定では、炭素線治療、陽子線治療の診療報酬収載が噂されている(2015 年 11 月現在)。陽子線治療装置も従来のパッシブ形式のみならず、アクティブスキャン形式の装置の応用が進み、パッシブ形式では困難であった、標的入射側の線量分布の改善を図ることができるとともに、パッシブ形式にくらべてエネルギー効率が高いため、今後のさらなる発展が期待される。

この論文は、患者個別アパーチャシステムの臨床応用にむけたコミッショニングの結果を提示するものであるが、実に多くのデータを示しており、スキャン陽子線治療を今後始める施設にとっては有用なデータとなると考えられる。陽子線治療装置はリニアックのような通常 X 線、電子線治療のための装置と異なり、ベンダー間の装置の違いが顕著であり、ガイドラインなどの統一化は難しい。しかし、2015 年 11 月に開催された日本放射線腫瘍学会中の理事会において、粒子線治療装置品質管理ガイドラインの発刊が認められたように、そのデータ集積の方法や項目について統一化されていくことが期待される。本論文は、それ以前にデータを集積されているにもかかわらず、ガイドラインの項目ともリンクしていることから、今後スキャン陽子線治療を開始する施設にとっては一読の価値があると考えられる。

藤田保健衛生大学 林 直樹

#### **Abstract**

##### **PURPOSE:**

In the authors' proton therapy system, the patient-specific aperture can be attached to the nozzle of spot scanning beams to shape an irradiation field and reduce lateral fall-off. The authors herein verified this system for clinical application.

##### **METHODS:**

The authors prepared four types of patient-specific aperture systems equipped with an energy absorber to irradiate shallow regions less than 4 g/cm(2). The aperture was made of 3-cm-thick brass and the maximum water equivalent penetration to be used with this system was estimated to be 15 g/cm(2). The authors measured in-air lateral profiles at the isocenter plane and integral depth doses with the energy absorber. All input data were obtained by the Monte Carlo calculation, and its parameters were tuned to reproduce measurements. The fluence of single

spots in water was modeled as a triple Gaussian function and the dose distribution was calculated using a fluence dose model. The authors compared in-air and in-water lateral profiles and depth doses between calculations and measurements for various apertures of square, half, and U-shaped fields. The absolute doses and dose distributions with the aperture were then validated by patient-specific quality assurance. Measured data were obtained by various chambers and a 2D ion chamber detector array.

#### **RESULTS:**

The patient-specific aperture reduced the penumbra from 30% to 70%, for example, from 34.0 to 23.6 mm and 18.8 to 5.6 mm. The calculated field width for square-shaped apertures agreed with measurements within 1 mm. Regarding patient-specific aperture plans, calculated and measured doses agreed within  $-0.06\% \pm 0.63\%$  (mean  $\pm$  SD) and 97.1% points passed the 2%-dose/2 mm-distance criteria of the  $\gamma$ -index on average.

#### **CONCLUSIONS:**

The patient-specific aperture system improved dose distributions, particularly in shallow-region plans.

# **A voluntary breath-hold treatment technique for the left breast with unfavorable cardiac anatomy using surface imaging.**

David P. Gierga, Julie C. Turcotte, Gregory C. Sharp, Daniel E. Sedlacek, Christopher R. Cotter, and Alphonse G. Taghian

Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012; 84(5): e663-668

## **Introduction**

左乳房の放射線治療において心臓線量は懸案事項である。心臓線量を低減させるためには様々な手法があり、自発的な深吸気停止下での照射は心臓と照射範囲との距離を稼ぐことができる。正確な吸気停止照射を行うためには、患者が毎回ちゃんとポジショニングされて、かつ各照射門で再現性のある呼吸をすることが重要である。我々は3次元体表面イメージングを用いることで吸気停止法を実施してきた。体表面イメージングは被曝無く継続的にモニタリング可能であり、過去に乳房のポジショニングや継続的なモニタリングの有用性を報告してきた。本研究では、ポジショニングや吸気停止治療のモニタリングのフローを説明し、日々のセットアップや呼吸停止位置の変動を定量化する。

## **Methods and Materials**

### **Patient selection and treatment planning**

CTで心影と胸壁の距離を計測し、患者が吸気停止治療の対象かどうか評価した。対象の場合、吸気停止下のCTを追加撮影した。吸気停止CTの前に、10-15秒の息止めが可能か患者に確認し、吸気停止時の皮膚マークの変位を定規で測定することで簡易的に再現性の確認をした。

治療計画は自由呼吸CTと吸気停止CTの両方で作成され、心臓への照射が少ないプランを採用した。おおよそ心臓の体積の1-3%が20 Gy照射された。対象患者は20名(年齢中央値51(35-79)歳、心臓体積中央値750(240-1400) cm<sup>3</sup>)で、線量処方50.4 Gy/28frか50 Gy/25fr + boost 10-18 Gyであった。

### **Surface imaging protocol**

患者はプレストボードに仰向けの体位をとった。3次元体表面画像はAlignRT (VisionRT, London, UK)で取得した。体表面画像の取得は、とある瞬間の1枚を撮像するか、継続的に監視を続けるか(frame rate ~5 Hz)が選択できる。現在の画像とリファレンスを比較し、3軸か4軸か6軸のずれ量を計算する。リファレンスは、AlignRTで撮像したものを直接用いるか、CTからBodyの輪郭をインポートするかを選択できる。乳房全体+周囲の皮膚をROIとして設定し、リ

ファレンスとの比較に用いた。

体表面イメージングは患者セットアップと吸気停止のモニタリングの両方に用いた。リファレンスは初回治療時に取得し、その後のセットアップや吸気停止のマッチングに用いた。治療初日はレーザーと皮膚マークで体位調整した。セットアップ後、「大きく息を吸って、止めてください」と合図をし、MV 画像と体表面画像を同時に取得した。MV 画像が吸気停止時の DRR に合うようにカウチ補正をした。吸気停止の MV イメージが許容された場合、同時に撮像した体表面画像は吸気停止モニタリングのリファレンスに採用した。さらに、自由呼吸下の体表面画像から、最も再現性があると考えられる呼気時の画像を抽出して患者セットアップ時のリファレンスとした。

翌日以降の治療では、最初にレーザーと皮膚マークで患者体位を調整した。現在の体表面画像と患者セットアップ時のリファレンスと比較し、3 軸でカウチ補正を行った。ある方向でカウチの補正値が 1 cm を超えたら、MV 画像で確認した。ポジショニングが終わると、体表面画像での患者モニタリングを始めた。治療技師は吸気停止の指示を出し、吸気停止時の体表面画像の一致を確認した。患者位置が吸気停止時のリファレンスと合えば治療を行った。心臓位置は吸気停止位置と相関すると仮定した。吸気停止時のリファレンスとの位置誤差の許容値は 5 mm とした。とある吸気停止で許容値を超えた場合、ビームオンされず、治療技師は吸気停止のやり方を変えるよう患者に指示した。すべての吸気停止時における、リファレンスとの位置誤差はすべて AlignRT に保存される。Figure 1 にフローのまとめを示す。体表面画像と MV 画像でそれぞれ決定された患者位置に相違があった場合、新たにセットアップや吸気停止時のリファレンス像を作成し、以降の治療に用いた。体表面画像を用いた吸気停止照射によって時間が余計にかかることはなく、例えば通常の接線照射の患者では 12 分枠で収まっている。

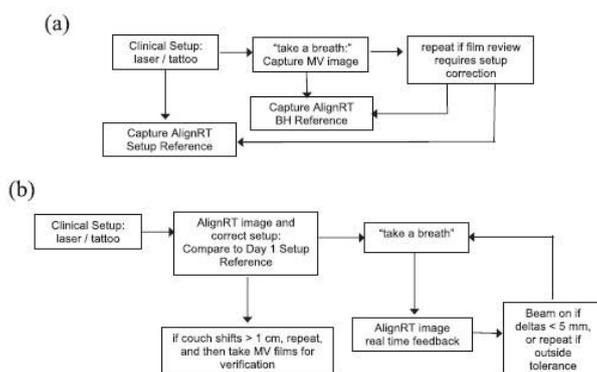


Fig. 1. Imaging protocol for the first treatment day (a) and subsequent treatment days (b). (BH = breath hold; MV = megavoltage.)

### Evaluation metrics

IRB の承認を得てレトロスペクティブなデータ解析を行った。日々のセットアップ時の、レーザーに対するシフト量の平均  $\mu$  , システムティックエラー  $\Sigma$  , ランダムエラー  $\sigma$  を算出した。また、

AlignRT のログファイルから各吸気停止時におけるリファレンスに対する位置誤差を解析した。吸気停止位置が許容値内の場合と許容値外の場合でそれぞれ位置誤差の平均を算出した。許容値外の吸気停止の割合を算出し、患者年齢や乳房体積との相関を求めた。解析に用いたデータ数は、患者 20 名、セットアップ時は 443 fraction, リアルタイムの体表面データは 363 fraction, 吸気停止 2398 回分。シフト量や位置誤差は VRT, LNG, LAT の 3 軸で評価した。

## Results

### Initial patient setup

Table 2 に結果を示す。3次元ベクトルのシフト量の平均は 7.8 mm, ランダムエラーとシステムティックエラーはそれぞれ 2-4 mm であった。

Direction	Systematic errors (mm)		Random errors (mm)
	Mean ( $\mu$ )	SD ( $\sigma$ )	$\sigma$
VRT	2.0	2.6	3.5
LNG	1.2	2.9	3.3
LAT	0.3	3.5	3.8
3D	7.8	1.9	2.9

*Abbreviations:* 3D = 3-dimensional; LAT = latitudinal; LNG = longitudinal; VRT = vertical couch shifts.

### Breath-hold data

1fractionあたりの吸気停止回数の平均(SD)は 6.5(1.6)回。吸気停止位置が許容値外となった割合の平均(SD)は 22%(11%)であった。吸気停止位置が許容値内の場合、リファレンスに対する位置誤差の平均は各方向 2 mm, 許容値外の場合では平均 6.3 mm, 最大 8.8 mm(SD 1.8 mm)であった。MV 画像と体表面画像の不一致で平均 1.3 回リファレンス像を追加作成したが、20人中7名ではリファレンス像の追加は無かった。Figure 2は治療技師が操作室で見る AlignRT のリアルタイムモニタリング用画面である。Figure 3に呼吸による動きを2例示す。

Figure 3aは6回分の吸気停止成功例である。Figure 3bはaとは別の患者で、最初の2回は許容値を逸脱し、そこから技師が音声コーチングを行い、その後許容値内であった例である。吸気停止による体表面の偏移は 5-15 mm 程度であった。

吸気停止が許容値を逸脱した割合と患者年齢は有意な相関関係は認められず( $r=0.36$ ,  $P=0.11$ ), 乳房体積とでは有意な相関関係が認められた( $r=0.71$ ,  $P=4.9 \times 10^{-4}$ ).



Fig. 2. AlignRT real-time breath hold monitoring display. Therapists observe the display for each breath-hold and turn the beam on if all the translations (VRT, LNG, LAT) are within 5 mm. (LAT = latitudinal; LNG = longitudinal; VRT = vertical couch shifts.)

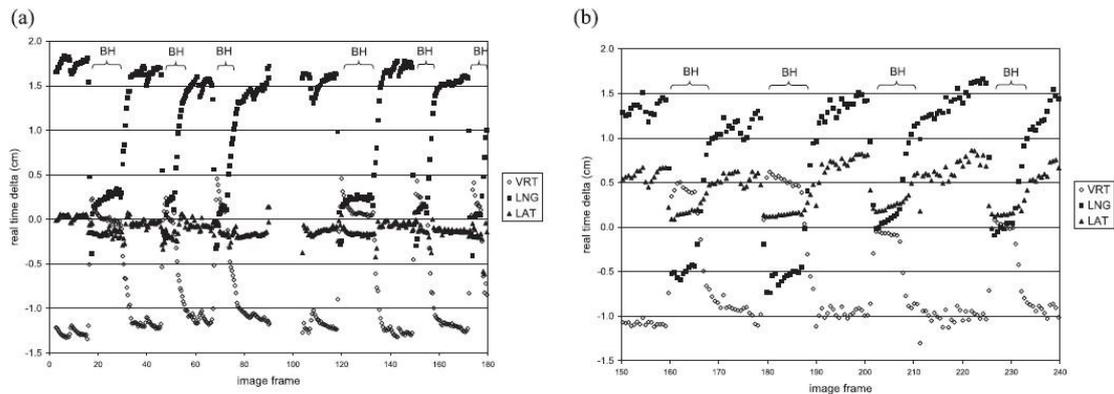


Fig. 3. (a) Sample breathing trace illustrating 6 successive BHs (2 tangent fields, each with 3 subfields), each within the 5-mm tolerance. (b) Sample breathing trace for a different patient showing 2 out-of-tolerance BHs followed by 2 acceptable BHs. The therapists provided verbal coaching to the patient after the first 2 BHs. (BH = breath hold; LAT = latitudinal; LNG = longitudinal; VRT = vertical couch shifts.)

## Discussion

予備実験では、患者セットアップや吸気停止で画像誘導を用いない場合、吸気停止の再現性に広くバラツキがあることが示されている。したがって、今回示した吸気停止のワークフローでは、①正確に患者セットアップを行うこと、②再現性を担保するためにリアルタイムで吸気停止をモニタリングすること、の2つを達成するために体表面イメージングを用いた。患者セットアップでのレーザーに対する3次元シフト量7.8 mmは、過去の研究と同様の結果であった。

多くの場合、セットアップが正確に行われると患者は再現性の高い吸気停止が可能であり、5 mmの許容値を外れた吸気停止の割合の平均は22%であった。しかし、乳房体積が増えるにつれて吸気停止のバラツキや許容値を外れる割合が増加した。吸気停止が不採用となる回数は増えるが、許容値を小さくするべきかもしれない。

体表面イメージングを用いて患者セットアップとリアルタイムモニタリングを行うことで、吸気停止照射時の位置誤差の平均は2 mmとなり、また、許容値を外れた吸気停止では位置誤差の平均が6.3 mm、最大8.8 mmだったことから、リアルタイムモニタリングは治療の精度を高めると言える。今回我々は、心臓位置が乳房体表面の位置と相関すると仮定し、オンラインでの心

臓の画像取得は行っていない。吸気停止中の乳房体表面の残余変動が心臓の計画線量と投与線量に相違をもたらす可能性があり、この不確かさを治療計画時に考慮すべきである。

体表面イメージングを用いた左乳房の吸気停止照射のワークフローを紹介した。余計な被曝無しに日々の正確な患者位置合わせが可能である。また、吸気停止を継続的にモニタリングすることで、再現性のある乳房表面の位置合わせが可能になり、平均の位置誤差は 2 mm であった。本手法は、治療計画の意図する通りの心臓線量の最小化が可能であろう。

## コメント

近年日本でも導入されつつある、3次元体表面計測装置に関する文献を紹介させていただきました。欧米では 10 年以上前から臨床で用いられており、研究も多く行われています。今回は、左乳房の吸気停止下での治療に用いるものでした。乳房(照射範囲)の動きを直接モニタリングして治療を行うこの手法は、乳房照射の方法としては非常に理に適ったものではないでしょうか。また、このツールは”マーカーレス”で行えることも強みだと思います。患者セットアップ、治療中の監視、呼吸管理など広く用途が考えられます。海外製、日本製様々な装置があります。今後日本でも普及していくのでしょうか。動向が気になるところです。

聖隷浜松病院 松永卓磨

# 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 (山形大学医学部がんセンター)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (熊本大学医学部附属病院)

中島 健雄 (広島大学病院)

羽生 裕二 (東京女子医科大学病院)

林 直樹 (藤田保健衛生大学)

八重樫祐司 (北海道科学大学)

## 編集後記

以前、分科会誌は放射線治療分科会の会員のみ配布されていましたが、インターネットの普及していない時代、放射線治療技術の最新情報を得ることができる貴重な雑誌でした。私も分科会誌を手に入れたいという思いもあり分科会員になったと記憶しています。電子ジャーナル化に伴いタイムラグはあるものの部会誌は誰でも web から見る事が可能になりました。放射線治療の全体的な技術面の底上げという点からはたいへん良いことと思いますが、部会員が減少しないか少し心配な面もあります。もちろん、セミナーの参加費の割引など部会員にはメリットもありますが、入会者を増やすためには今後工夫が必要になるのかもしれませんが。

ご意見は下記までお願いいたします。

〒006-8585 北海道札幌市手稲区前田 7 条 15 丁目 4-1  
北海道科学大学 保健医療学部 診療放射線学科 八重樫祐司  
TEL:011-681-2161 E-mail: yaegashi-y@hus.ac.jp

平成 28 年 4 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鋸屋町167  
tel (075)354-8989 fax (075)352-2556  
放射線治療部会 URL:  
<http://rt.jsrt.or.jp/>