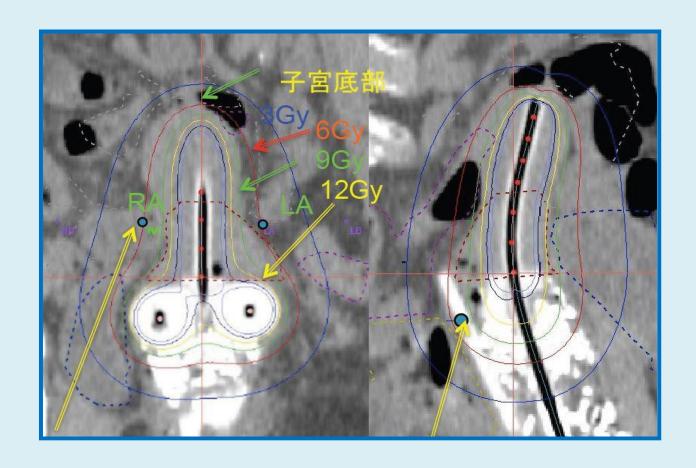


放射線治療部会誌

Vol. 29 No. 2



2015 年(平成 27 年) 10 月 公益社団法人日本放射線技術学会 放射線治療部会

目 次 (放射線治療部会誌 Vol. 29 No. 2)

	「放射線治療部会長就任にあたり」	小口	宏・・・・1
• 新任挨拶	「委員就任にあたり」	鈴木	幸司・・・・ 3
		有路	貴樹・・・・ 5
		中口	裕二・・・・ 6
・第 71 回	放射線治療部会開催案内・・・・・・・・・・・		7
• 放射線治療	寮関連プログラム(第 71 回日本放射線技術学会総会学術大会	;) • •	8
・お知らせ	第 42 回放射線治療セミナー		
(日本放射線	泉治療専門放射線技師認定機構講習会(実機講習編))・・	• • •	• • • • • • • 10
• 教育講演	[放射線治療部会]予稿		
「放射線治療	寮専門医からみた標準的な放射線治療の変遷 ~最高レ	ベルの	歩み~」
	;	菊池	雄三・・・・11
・第 70 回放	対線治療部会(発表予稿)		
「近年の放射	対線治療装置における標準線量の確保を考える」		
座長「シン	20-32 2 HM BU 2 2 2	林	直樹 ・・・・14
	レポジウム開催にあたって」	7P 15	旦倒 * * * 14
1. 水吸収	ンボシウム開催にあたって」 線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む)	武村	哲浩 ・・・16
		• •	
2. Flatte	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む)	武村	哲浩・・・・16
2. Flatte 3. ロボッ	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック	武村 矢田 太田	哲浩・・・・16 隆一・・・17
 Flatte ロボッ 持続回 	A 終量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック	武村 矢田 太田	哲浩 · · · · 16 隆一 · · · · 17 誠一 · · · · 19 秀年 · · · · 21
 Flatte ロボッ 持続回 国産 O 	A 終量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック	武矢太清和田水	哲浩 · · · · 16 隆一 · · · · 17 誠一 · · · · 19 秀年 · · · · 21
 Flatte ロボッ 持続回 国産 O 第 70 回が 	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック リング型高精度リニアック	武 矢 太 清 加茂	哲浩 · · · · 16 隆一 · · · · 17 誠一 · · · · 19 秀年 · · · · 21
 Flatte ロボッ 持続回 国産 O 第 70 回が 	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック リング型高精度リニアック な射線治療部会(発表後抄録) 臨腔内照射,画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」	武 矢 太 清 加茂	哲浩 · · · · 16 隆一 · · · · 17 誠一 · · · · 19 秀年 · · · · 21
 Flatte ロボッ 持続回 国産 O 第70回が 「子宮頸! 座長「座 	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック リング型高精度リニアック 対射線治療部会(発表後抄録) 高腔内照射,画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」 長集約」	武 矢 太 清 加 羽	哲浩 · · · · 16 隆一 · · · · 17 誠一 · · · · 19 秀年 · · · · 21 前 健 · · · · 23
 Flatte ロボッ 持続回 国至 O 第70回が 「子宮野」 座長 子宮野 1. 	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック リング型高精度リニアック な射線治療部会(発表後抄録) 盛腔内照射,画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」 長集約」 類癌腔内照射の現状と課題 兼安 祐子,	武矢太清加羽中	哲浩 ・・・16 隆一 ・・・17 誠一 ・・・19 秀年 ・・・21 前 健 ・・・23
 Flatte ロボッ 持続回 国産 O 第70回が 「子宮頸類」 座長「座 1. 子宮頸 2. HDR 	線量測定法(AAPM TG-51 Addendum を含む) ning Filter Free リニアック トアーム式小型リニアック 転ガントリ型リニアック リング型高精度リニアック な射線治療部会(発表後抄録) 高腔内照射,画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」 長集約」 類癌腔内照射の現状と課題 兼安 祐子,	武矢太清加羽中小村田田水茂	哲浩・・・16 隆一・・・17 誠一・・・19 秀年・・・21 前 健・・・23 裕二・・・24 富夫・・・25

	花田	剛士・・・	• 38
• • • •	• • • •		• 47
辰己 大			
所 究会)	筑間	晃比古・・	• 66
[aruyama,] i	Yuji Naka 12-424.	aguchi,	• 69
ions: An ai	nthropom		
	辰己 大 示研究会) romic film faruyama, 1 5; 16 (2): 4 the energy- tions: An an	辰己 大作,羽生村田 研究会) 筑間 romic film dosimetr aruyama, Yuji Naka i 5; 16 (2): 412-424. 江面 the energy-subtracter tions: An anthropom	romic film dosimetry⊥ aruyama, Yuji Nakaguchi,

月原 正喜・・・・73

Med. Phys. 42 (3) 1378-1388, March 2015

巻頭言

「放射線治療部会長就任にあたり」



名古屋大学大学院医学系研究科 小口 宏

放射線治療部会長を奥村雅彦氏から引き継ぎました名古屋大学大学院医学系研究科の小口 宏と申します. 奥村氏には3年間と短い期間ではありましたが,保科正夫放射線治療分科会長から引き継ぎ精力的に会務に励まれたことに感謝いたします. ご苦労様でした.

放射線治療分科会は 1980 年 (昭和 55 年) に発足し、初代の放射線治療部会長 (昨年までは分科会長) は松本 健氏でした.その後 1988 年 (昭和 63 年) から森 嘉信氏となり、吸収線量の標準測定法 86 の普及に務められました. 1993 年 (平成 5 年) から平林久枝氏となり、私が分科会委員になったのもこの年です.MLC が普及し始めた時期で、加速器の系統的な品質管理に関心が向けられました. 1999 年 (平成 11 年) から内山幸男氏となり、当時の分科会員数は 421 名でした. IMRT や定位照射の普及に務められました. 2003 年 (平成 15 年) から熊谷孝三氏となり、任期中に放射線治療関連の医療事故が多発して大変なご尽力をされました. 放射線治療では大きな変革が求められ、これを契機に放射線治療専門放射線技師認定機構や放射線治療品質管理機構が設立されました. 標準計測法 01 の普及と MU 値管理、リスクマネージメントに務められました. 2007年 (平成 19 年) からは保科氏となり、会員数は 1120 名と急増しました. 高精度放射線治療の品質管理や安全性、セットアップエラーの評価、ICRU report50 における線量分布の問題、IGRT の普及に務められました. 2012 年 (平成 24 年) から奥村氏となり、標

準計測法 12 の普及, ヒューマンエラーや IGRT, Adaptive radiation therapy, 呼吸性 移動対策などに取り組まれました.

さて、現在の部会員数は8月末現在で1703名であり、放射線治療現場も安全に、かつより高度な技術を利用する必要性が高くなってきました。装置の品質管理、照射、治療計画、線量検証、リスクマネージメント、研究開発と間口の広い業務の中でその全てに精通することは難しい時代になったと言っても良いと思います。その中でIGRTの普及、Adaptive radiation therapyの導入、FFF装置の取り扱い、相互校正による吸収線量評価の普及、医療安全を図らなければなりません。私として部会委員の皆さんとともに安全を第一とした放射線治療技術(学)の発展に寄与できればと願っています。

一方,小線源治療の実施施設数は減りましたが、その重要性に変わりはありません. また粒子線施設も現在の 13 施設からさらに増えることが確定しています。通常の外照 射以外に、これらの治療技術にも適切に対応しなければならないと考えます.また、放 射線治療技術の均てん化を図る必要があると思います.東京や大都市を拠点としたセミ ナー開催は、地方からの参加を難しくさせています.地方での開催や支部との連携など も視野に入れたいと考えています.

先人の皆様が築いてきた上に、部会員皆様のご協力を得て新しい時代を切り開いて行きたいと思います。何卒ご協力をよろしくお願い致します。

委員就任にあたり



山形大学医学部がんセンター 鈴木幸司

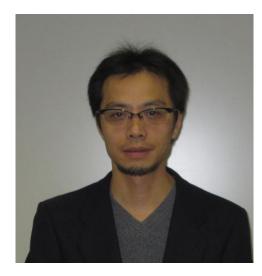
このたび放射線治療部会で東北地区の委員を務めることになりました山形大学の鈴木幸司と申します。放射線治療を担当するようになり初めて参加した放射線治療部会は、最先端の情報が飛び交い当時の私の知識ではとてもついていけるレベルではありませんでした。それがきっかけで放射線治療を本格的に勉強することになりました。それから十数年がたち私に放射線治療部会委員のお声をかけていただいた時は自分に務まるのか不安でしたし、現在もその重責を痛感する毎日ですが、とても光栄なことであり任期をしっかり勤めたいと思っております。

山形大学の話になりますが平成31年の診療開始を目指し重粒子線がん治療施設の整備が本格的にスタートしました。同時に東北地域を中心にした放射線治療のネットワークも構築され、今後5年先、10年先に向け東北全体のがん治療、中でも放射線治療を取り巻く環境も新しい時代に向けて変わろうとしています。その中で診療放射線技師の役割もさらに重要になっていきます。若い方たちも意欲的に頑張っており、期待とともに放射線治療部会の活動を通し少しでもお役に立てればと考えています。

また個人的な意見ではありますが、IGRT や IMRT が実施可能な環境が整った施設が増え、 さらに 4DRT や ART などの次世代の放射線治療技術が進歩し、治療システムのオートメーション化によるブラックボックス化した環境、極端に言えばボタンやクリック操作のみで誰でも照合や照射ができてしまう状況は、誤照射事故が頻発した時期と何ら変わりありません。技術やシステムをきちんと理解し、精度管理や安全性確認を行ったうえで使用することはいつの時代も重要です。私が誤照射事故を経験したことは放射線治療を必要とする患

者さんがいる限り頑張れる力の源になっていることは確かで、常に忘れてはいけないことと肝に銘じています。また、誤照射事故を通して得たことを放射線治療部会での活動に活かしていくことが私の責務だとも考えます。微力ではありますが今後の放射線治療部会の活動に少しでも貢献できるよう努力してまいります。よろしくお願いいたします。

委員就任にあたり



国立がん研究センター東病院 有路貴樹

今から 10 年たったら自分はどんな仕事をしているのか?少し想像してみて下さい. 放射線治療はどうなっているのか?機器の進歩がさらに進み, あらゆる事がオートメーション化されているかもしれません. また多くの事がブラックボックス化して何も知らなくても照射が出来てしまう時代になるかもしれません.

また immunotherapy といわれる今までの免疫療法とは違ったチェックポイント阻害薬などの免疫療法が世界的なサイエンス誌で Breakthrough of the Year for 2013 を受賞し、これが癌治療の第4の柱となるのではと期待されている。先進的医学研究としてゲノム編集や微小環境、ウィルス療法など研究が進めば、10年後はより治療選択支が増えると考えられる。放射線治療が取り残されない為には今何をすれば良いのか?

放射線は目に見えないため物理学的、生物学的な"不確かさ"が存在する. 放射線領域ではこれを無くす事が求められている. 本学会における多くの研究が少しでもこの"不確かさ"を克服出来る様に会員と一緒に努力したいと思っている. より高精度で明確な結果が出る放射線治療を目指したい.

委員就任にあたり



熊本大学医学部附属病院 中口裕二

この度,放射線治療部会の委員を拝命いたしました。熊本大学医学部附属病院,中口と申します.

平成 8 年に熊本大学医療技術短期大学部を卒業し、民間病院での勤務の後、現在は、熊本大学医学部附属病院で、主に放射線治療の品質管理を業務としています。最初に勤務した病院では、放射線治療をはじめ、診断業務も行っていました。放射線治療施設としては、小規模場施設でしたが、それ故に、患者さんとの関わりが深く、医療人として考えさせられました。後に、このような患者さんとの関わりから、診断より治療を主な業務としたいと思うようになり、また、患者さんにとってより良い医療環境を整えたく、現在の病院に転職してまいりました。

患者さんにとって、より良い医療が行えるように、放射線技師、物理士として業務に邁進してまいりました。臨床業務、学術、地域研究会の設立等の中で、技術学会より多くの援助をいただいてきました。個人的には、技術奨励賞、滝内賞、国際学会への参加、米国の治療施設への留学等をはじめ、地域研究会への助成も受けております。このようなに今までは、受ける身でしたが、今後は、この経験を還元させていただくためにも、委員として貢献できればと考えています。

部会々長はじめ委員の方々には、これまでも一会員としてお世話になってまいりましが、 委員として何を行えば良いのか分からない状態ですので、更に、ご指導いただきながら、 非力ながらも会員の皆さんに、最終的には患者さんにとって、より良い環境が提供できる ように精進してきたいと考えています。今後ともよろしくお願いいたします。

第71回放射線治療部会開催案内

10月10日(土) 9:00~12:00 第1会場(大ホール)

テーマ「いま一度考えよう放射線治療の標準」

放射線治療部会長 小口 宏

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」

福井県済生会病院 菊池 雄三司会 名古屋大学 小口 宏

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」

司会 藤田保健衛生大学 林 直樹

1) 水吸収線量測定法(AAPM TG51 Addendum含む)

金沢大学 武村 哲浩

2) Flattening Filter Freeリニアック

聖隷浜松病院 矢田 隆一

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

4) 持続回転ガントリ型リニアック

愛知県がんセンター 清水 秀年

5) 国産0リング型高精度リニアック

名古屋大学 加茂前 健

放射線治療関連のプログラム

第43回日本放射線技術学会秋季学術大会(金沢市)

入門講座 6 放射線治療 10 月 9 日 (金) 9:00~9:45 第 7 会場 (銀扇)

「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~」

岡山大学 笈田 将皇

司会 広島大学病院 中島 健雄

専門講座 5 放射線治療 10 月 9 日 (金) 10:00~10:45 第 7 会場 (銀扇)

「高エネルギー光子線の一次標準について」

産業技術総合研究所 清水 森人

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

教育委員会企画 10月9日(金) 13:30~16:30 第7会場(銀扇)

「最先端の放射線診断と放射線治療技術の融合 -実践; inter-professional education (IPE)-」

司会 大阪府立急性期・総合医療センター 船橋 正夫

藤田保健衛生大学 林 直樹

1) 放射線治療の最新技術と関連領域との横断的研究 藤田保健衛生大学 林 直樹

2) 画像ベース放射線治療における領域融合型研究 九州大学大学院 有村 秀孝

4) Dual energy CT を用いた電子密度変換について 東京女子医科大学病院 月原 正喜

5) Current approach for dosimetry for CBCT 東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

6) 高精度放射線治療における位置決め画像取得時の線量評価 筑波大学 磯辺 智範

実行委員会企画 10月9日(金) 13:30~16:30 第1会場(大ホール)

シンポジウム「放射線技術の匠」

司会 福井大学医学部附属病院 安達登志樹

富山大学附属病院 熊谷 道朝

1)「『人工知能を応用した破綻しない医学教育データベース実現に向けて』〜新しい学問としての応用形態学を支えるために〜」 福井大学 田中 雅人

2) 魔法のような一般撮影用補助具の開発

元大阪市立大学医学部附属病院 細貝 実

3) 核医学検査における深吸気時停止法の開発と実践

大阪医科大学附属病院 林 万寿夫

4) 高精度放射線治療の品質管理ソフトウェアの研究開発からユーザーへの供給

国立がん研究センター東病院 橘 英伸

5) 医療情報の標準化に向けた基盤整備作業とその成果 埼玉医科大学国際医療センター 松田 恵雄

お知らせ

第 42 回放射線治療セミナー (日本放射線治療専門放射線技師認定機構講習会(実機講習編))

教育委員会, 放射線治療部会

第 42 回放射線治療セミナーを下記の予定で開催します. 今回のセミナーは首都大学東京荒川キャンパスで行います. 宿泊は周辺のホテルを各自で予約してください. セミナーは, 3 次元水ファントム測定, フィールド線量計の相互校正の実習を行います. 多数のご参加をお待ちしています.

日 時: 平成 27 年 11 月 7 日(土) 9:00 ~ 11 月 8 日(目) 16:30

会 場:首都大学東京 荒川キャンパス 〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10 TEL 03-3819-1211 (代表)

内 容: 実機講習内容

- ① 3次元水ファントムの設置方法,設置精度検証,PDD・プロファイル測定と演習
- ② 電子線におけるフィールド線量計相互校正の測定と演習

座学講習内容

- ① 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
- ② PDD から TMR への変換の解説
- ③ 標準計測法 12 概論
- ④ 平坦度・対称性の評価とビームアライメント評価
- ⑤ PDD, OCR の変化を確認するために dose difference, DTA, Gamma について -
- ⑥ AAPM TG-51 Addendum の解説と実習の総括

募集人数: 実機講習編 30名

参加費: 会員 12,000 円 (放射線治療部会会員 11,000 円) 非会員 24,000 円

本セミナーより専門部会会員への割引制度を適用します。放射線治療部会に入会している会員はセミナー受講料が 1,000 円割引になります。非会員の方はこの機会にぜひ放射線治療部会に入会してください。

なお、放射線治療部会への入会は必ずセミナー受講申し込み前に行ってください. 受講申し込み時に部会員である必要があります.

申込期間: 申し込み受け付けは既に終了しております

担 当 者:東京女子医科大学病院 羽生 裕二

問合先:日本放射線技術学会事務局 TEL 075-354-8989 E-mail office@jsrt.or.jp

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 教育講演 -

予稿 「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

~ 最高レベルへの歩み ~

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)と言う言葉がある。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."と言う言葉であった. 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 guideline 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 dose を提唱する M.D.Anderson のgroup により批判に曝されたが、外照射より先に volume と言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、自らのデーターを基に線量、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 18 cm を超えると $\pm 10\%$ 以内では標的体積を包括しきれなくなり, $\pm 15\%$ 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, $6\sim 10$ MV 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は生き残ったものは、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制御多段絞り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.1900 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,前立腺を例に取ると,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 画像の融合技術がなかったこと,IGRT 技術がなかったことより,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 3 mm 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ーは少なく、まだまだ不確定な要素があることも事実である。

前述のように放射線治療の特徴は、誰が行っても均質な結果が得られることにある.しかし、日本のこれまでの放射線治療は、施設、個人によって方針や術式が異なり、"群雄割拠"、"一匹狼"の時代でもあった.治療医によっては"さじ加減"と称する名人芸が行われていた時代でもある.先人が共同研究のプロトコールを作製したり、結果を纏める時、いかに苦労したかが良く分かる.JASTROでは、2004年にこのような状況を打破し、より標準的な治療を普及させる目的で放射線治療計画ガイドラインを策定した.当初は研修医のマニュアルのようなものが、改訂を重ねるごとに量、質ともに充実してきたことは喜ばしい.照射野の参照図が二次元のものからCT画像に代わり、全ての臓器について標的体積の定義の記載がなされるようになった.3D-CRT、IMRTの普及に合わせた時代の要請でもある.ただ、これが実務的かと言うと必ずしもそうではない.臓器によってばらつきが認められことも否めない.肝腎のGTVやリンパ節の描き方について、部位別にRTOGのAtlasのような支援プログラムが必要ではないだろうか? いずれにしても現行のガイドラインは過渡的なものとして更なる改訂を期待したい.

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, 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か? さらなるレベルの"正常組織への戦い"が始まる. 歴史を踏まえて新たな戦略を考察して参りたい.

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

Ы

予稿

「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」

シンポジウム開催にあたって

藤田保健衛生大学 林 直樹

2012 年 9 月に「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)」が発刊されてから 3 年が経過し、本邦の測定体系は従来の標準測定法 01 から標準計測法 12 へと移行した。本邦の線量計校正機関であり、二次線量標準機関である医療用線量標準センターでは、基準線質 Q_0 のビームによって基準条件で照射された場合の水中での校正点水吸収線量 $D_{w,00}$ を特定二次標準器による計測で値つけている。ユーザは自施設の放射線治療装置を用いてその基準条件を再現し、校正点での線量を計測し、基準深での線量を校正している。その一方で、標準計測法の示す計測基準条件を担保できない新しい放射線治療装置も数多く導入されている。標準計測法 12 では、基準条件を担保できない代表的な装置については標準計測法 12 の付録にその具体的な計測法が記述されている。

本シンポジウムでは、発刊から3年が経過した今、改めて標準計測法12の目的と定義を復習 し、また基準条件が確保できない装置での水吸収線量の計測を考える。今回シンポジストに依頼 した講師は、各施設において今回議論の題材となる装置を管理している、もしくは立ち上げたこ とのある先生ばかりである。 金沢大学の武村先生には、水吸収線量計測法の基本的な考え方につ いて, 近年改訂版が提示された AAPM TG-51 addendum を交えて講演をお願いしている. AAPM TG-51 addendum に記載された線質係数 kQ と日本との違いや、北陸地域での出張調査の結果を踏まえた 講演である. 自施設の手法を復習しながら聴講していただきたい. 聖隷浜松病院の矢田先生には, 平坦化フィルタを通過しない光子線(Flattening filter free beam: FFF beam)を出力できるリ ニアックにおける標準線量の考え方について講演を依頼している. 通常の光子線と FFF beam を 比較しながら、FFF beam の標準計測法における注意点について紹介していただく. 大阪大学病院 の太田先生には、X バンド帯のマイクロ波で加速し、narrow FFF beam を出力できるサイバーナ イフにおける水吸収線量計測法について講演をお願いしている. サイバーナイフにおける線質の 考え方および標準計測法について、標準計測法 12 の付録に記述されている内容を詳細に解説し ていただく. 愛知県がんセンター中央病院の清水先生には,加速器が持続回転可能で FFF beam を出力できるトモセラピーにおける線質の考え方および標準計測法について、サイバーナイフ同 様に付録の記載内容を詳細に解説していただく. 名古屋大学の加茂前先生には, C バンド帯マイ クロ波で加速し、国産初の高精度放射線治療装置である Vero 4DRT における標準計測法について 詳細に解説していただく、本シンポジウムの各演者は標準計測法の理論と対比しながら、実務を

通した考察をされることと推察する.この前抄録を読まれている放射線治療部会の皆様には、ぜ ひ本シンポジウムの趣旨を理解いただき、シンポジウムに参加される際には自施設の手法と対比 しながら、標準計測法の理論とその意義について脳内展開していただきたい.

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

予篇

「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」

1. 水吸収線量測定法

(AAPM TG-51 Addendum を含む)

金沢大学 武村哲浩

近年,放射線治療の高度化も進み様々な治療方法に対応する様々な治療装置が開発され使用されている。しかし,どのような装置であれ放射線治療の正確性を担保するには,線量測定が最も基礎となる。本発表では,後に続く特殊な装置の線量測定の比較対象および基準となる,標準計測法 12^{1} について,後の装置で問題となりそうな項目を示しつつ,かつ,本学のがんプロ事業で行っている訪問線量測定の結果を用いて概説する。訪問線量測定では,昨年石川県内の放射線治療施設をまわり,各施設の LINAC の X 線に対して行った結果である。そのため施設をまたいだ結果を少しお見せ出来る。

また、1999 年に出版されたアメリカの標準計測法にあたる American Association of Physicists in Medicine が示す TG- 51^2)に対し、昨年 Addendum (補遺、追加物の意味)が出版された 3). この Addendum は名前の通り TG-51 全てを変更するものではなく、新たなチェンバの追加、新しい見地に基づいた線質係数 k_Q 値の更新、不確かさ解析、導入ガイドなどが示されている。標準計測法 12 とこの Addendum を含めた TG-51 はプロコトルとしては別物であるため、Addendum のメリットをそのまま享受できるものではない。しかし、幾つか標準計測法 12 に基づいている日本においても役立つと予想される情報が示されているのでそれらを紹介する。

- 1) 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.
- 2) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999;26(9):1847-1870. doi:10.1118/1.598691.
- 3) 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(4):041501. doi:10.1118/1.4866223.

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

🏗 稿 「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」

2. Flattening Filter Free リニアック

聖隷浜松病院 矢田降一

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 ビームは高線量率での出力が可能であり,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 X 線(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 $12^{1)}$ 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 2 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。

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)

①に関して最も影響を受けるのはイオン再結合であり、パルス当たりの線量が大きい FFF ビームにおいてイオン再結合補正係数 (k_s) の計測に 2 点電圧法が適応可能かどうかも含めて k_s の扱いには注意を要する。次に、②の FFF ビームの平坦ではないプロファイルは、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。これについて、TG-51 Addendum 2)では 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。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。そして、③のエネルギースペクトルが異なることによる線質の変化は線質変換係数 (k_q) に影響を与える。FF ビームと FFF ビームでは $TPR_{20,10}$ に対する阻止能比の関係に違いが見られることが知られており 3 、標準計測法 2 の 2 の値をそのまま使用すると 2 な過大評価する可能性がある。しかし、 2 の扱いについては国内での標準化が待たれるところであり、現状では標準計測法 2 の値を用いるか、または 2 に補正をかけたものを用いるのかを施設毎に決定する必要がある。

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(4):041501.
- 3. 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(5):2104.

— 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

М

予稿

「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」

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

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 k_{Q,Q_0} 算出するにあたり、通常リニアックの基準条件は設定できない。そこで標準計測法 12 では、Source to chamber distance (SCD)=80 cm、直径 60 mm(ϕ 60 mm)の円形コリメータでの照射野を CyberKnife における基準条件としている 1)、線質指標は、水中深さ 20 cm と 10 cm の水吸収線量比 $^{CK}TPR_{20,10}$ として求められる。この線量指標が $0.62 \le ^{CK}TPR_{20,10} \le 0.66$ 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 の使用が可能となる。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照射野での $TPR_{20,10}$ =0.68 の k_{Q,Q_0} を使用することにより生じる誤差は $\pm 0.3\%$ 以内である 2^{-4} .

CyberKnife にて水中での出力計測を行う場合、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冶具を使用する(Fig.1). 電離箱は水中での計測に用いるものと同一の電離箱のものを使用し、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。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。

 $CF = D(d_r, \phi 60 \text{ mm}) / M_{\text{birdcadge}}$ (cGy/nC)

ここで, $D(dr, \phi 60 \text{ mm})$ は,標準計測法 12 に従って計測した基準深 dr (=1.5 cm)での水吸収線量であり, $M_{birdcadge}$ 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.

当日は、CyberKnife における線量確保の実際の運用を中心に述べる.



Fig. 1 バードケージでの計測

参考文献

- 1. 齋藤秀敏, 荒木不次男, 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. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Medical Physics*. 2011;38:2914.
- 3. Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. *Medical Physics*. 2008;35:4591.
- 4. Araki F. Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system. *Medical Physics*. 2006;33:2955.

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

予 🧠 「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」

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)の機構の概略と国内におけるトモセラピーの標準測定法の変遷を紹介し、また、トモセラピーの投与線量、および出力調整に関するアンケート調査の結果を合わせて報告する.

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. HT を採用しているトモセラピーの機構は、一般的なリニアックと異なる点が多い。例えば、照射野は最大でも $5\times40~{\rm cm}^2$ であり、IEC-X 方向を $64~{\rm km}$ が、 $7\times10~{\rm km}$ が、 $1\times10~{\rm km}$ が、 $1\times10~{\rm$

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。トモセラピーの出力線量は一般的なリニアックのように基準条件で調整されるのではなく、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ファントムに対する基本的なプランにおける計算値に対して実測値が一致するように調整される。導入当時、国内で普及していた標準測定法 01 の基準条件は、照射野 $10\times10~{\rm cm}^2$ 、SAD $100~{\rm cm}$ であった。前述の機構の制限により、トモセラピーでは基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、標準計測法 01 に準拠した線量計算をしていた。2012 年には、標準計測法 12 が発刊され、トモセラピーの基準条件(照射野 $5\times10~{\rm cm}^2$ 、SAD $85~{\rm cm}$)の定義とその条件における $TPR_{20,10}$ ($H^TTPR_{20,10}$) から一般的なリニアックの $TPR_{20,10}$ への変換方法、ならびに一般的なリニアックの基準条件と異なる線質を補正する係数として $k_{Q_{\rm nsr},Q_{\rm res}}^{f_{\rm nsr},f_{\rm ref}}$ $k_{Q_{\rm per},Q_{\rm nsr}}^{f_{\rm per},f_{\rm nsr}}$ という概念が採用された。

しかし、2013年に TomoTherapy 物理部会が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」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。標準計測法 12 が発刊されてから 3 年が経過し、トモセラピーシステムも 42 施設(2015 年 3 月)で稼動しており増加している。今回、国内におけるトモセラピーの投与線量の計算方法、および線量の施設間偏差、そして各施設における出力の調整方法を調査するためのアンケートを実施した。

本シンポジウムでは、これらの情報をもとにトモセラピーの標準線量について議論したい.

一 第71回(金沢市)放射線治療部会 シンポジウム -

予 渦 「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」

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

国産 O リング型高精度リニアック (Vero4DRT; 三菱重工業) は、ジンバル機構による動体追尾照射が可能な MV-X 線照射システム、その対側に EPID、さらに画像誘導のための二対の kV-X 線撮影システムが O リング型ガントリ内に統合された一連のシステムとして実装されている。ジンバルとは一つの軸を中心に物体を回転させる回転台を意味し、Vero4DRT には二軸式のジンバル機構が備わっている。小型加速管 (C バンド定在波形加速管) 及び MLC がジンバルに据付けられており、ビーム照射方向を振子状に制御することが可能である。ジンバルの駆動範囲は $\pm 2.5^\circ$ であり、アイソセンタ位置においてビーム軸を $\pm 44~\mathrm{mm}$ まで変位させることができる。絞り (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[1].

Vero4DRT に関する線量の測定は、動体追尾システムを除いて汎用リニアックに準拠した手法で実施可能であるという点で、特殊な装置というよりむしろ従来の汎用装置の進化型というニュアンスが適切かもしれない。線量モニタシステムの校正は標準計測法の基準条件(SCD: 100 cm、 照射野: 10×10 cm²)で実施可能であり、また専用架台を設置することで大型の三次元水ファントムも設置できる。

動体追尾照射の実施に関しては、AAPM Report 91 (TG-76) [2] や呼吸性移動対策ガイドライン [3] を参考に、動体ファントムを用いたジンバル機構を含む追尾照射システムの不変性試験、患者毎の追尾精度検証、及び追尾照射線量検証等の知識が必要となる.

本シンポジウムでは、Vero4DRT に関する標準線量の確保に特に必要と考えられる事項を経験例及び文献的考察を含め解説する.

参考文献

- [1] Nakamura M, Sawada A, Ishihara Y 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. 2010; 37(9):4684-4691.
- [2] P. J. Keall, G. S. Mageras, J. M. Balter et al., The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med. Phys. 2006;33:3874–3900.
- [3] 日本医学物理学会,日本高精度放射線外部照射研究会,日本放射線技術学会,日本放射線腫瘍学会編.呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン.2012.



第70回放射線治療部会(横浜) シンポジウム 「子宮頸癌腔内照射、画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」

座長集約

東京女子医科大学病院 羽生 裕二

今回のシンポジウムでは、子宮頸癌腔内照射、画像誘導3次元腔内照射の実施に向けてをテーマに第一線でご活躍されている4人のシンポジストの先生方にご講演いただいた.

- 1. 福山医療センターの兼安先生には、子宮頸癌腔内照射の 3 次元画像誘導小線源治療;3D-Image-guided brachytherapy(IGBT)を始めるに当たって、知っておくべき実際の手順や問題点について、2D 治療計画に比較した IGBT の利点について、さらに、今後の課題について、実際に治療を行ってきた経験を含めて線量処方、患者の搬送手順等について詳細な解説をいただいた.
- 2. 埼玉県立がんセンターの小島先生には、IGBT への移行において必要不可欠な品質管理について、特に HDR 装置の物理・技術的な品質管理としてアプリケータの再構成を中心に、合わせて、医療安全上の取り組みについてもご紹介いただいた.
- 3. 姫路医療センターの武中先生には、自施設での画像取得、転送、輪郭描出、線量処方、検証、そして照射という実際の手順にしたがって、その方法や問題点についての詳細を示していただいた.
- 4. 慶應義塾大学の花田先生には、IGBT の 3D 治療計画を実施する上で知っておくべき計算アルゴリズムの数学的な基礎知識について、あまり意識してこなかった者にとってはこれからの治療計画の幅の広がりを期待させるような解説をいただいた.

ご講演の詳細については、お忙しいなかでも、快くご執筆いただいたそれぞれの先生方の抄録集でご確認いただきたい.

IGBT は、機材の大幅な拡充をなくしても移行可能な治療方法であることから、おそらく、多くの施設が従来の 2D 治療計画からの移行過程にあることが予想される.

今回のシンポジウムで IGBT を実施するにあたっての準備, その実際の手順(画像取得から照射まで),そして,普段意識してこなかった計算アルゴリズムの数学的基礎を紹介したことが,これから IGBT を始めようとしている施設担当者の方々の一助となったと信じている.

第70回放射線治療部会(横浜) シンポジウム 「子宮頸癌腔内照射、画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」

1. 子宮頸癌腔内照射の現状と課題

国立病院機構 福山医療センター 放射線治療科 兼安 祐子, 中川富夫

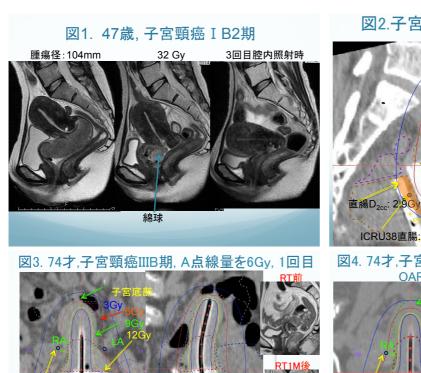
当院では 2014 年 6 月より画像誘導小線源治療 (IGBT) を開始した (図 1,2). 2 次元計画と比較して, IGBT では以下のような様々なことがわかるようになってきた.

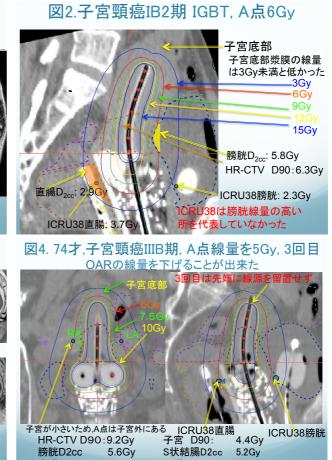
- 1. 膀胱線量 D_{2cc}は, ICRU38 膀胱線量より一般に低値である(図 2).
- 2. タンデムの位置が子宮の中央部にあるかどうか(図 7,8).
- 3. タンデムの子宮穿孔の有無や,シリンダー側方の air の有無(図 9).
- 4. A 点 6Gy 処方の時の HR-CTV D₉₀ の平均値は一般に 6Gy を超えることが多い.

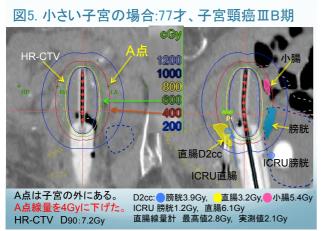
5. 小さい子宮の場合, A 点 6 Gy 処方では HR-CTV D_{90} は 7 Gy 以上になる場合がある (図 3-5), 等. これらにより、我々は A 点線量を増減させて調整し, 0 AR の線量低減を検討することが可能になった. また, 外部照射によって腫瘍が子宮頸部に限局してきた場合, 4 回の腔内照射のうち最後の 1 回 は子宮底部付近の線源留置を除くことも検討するようになった (図 6).

当院にて根治的放射線療法を施行した子宮頸癌Ⅱ—IVA期9例(IB/ⅡA/ⅡB/ⅢA/ⅢB/IVA; 1/1/1/4/1)を対象とし,外部照射は全骨盤 30-40Gv にて CS を入れ,総線量 50Gv とした. 残存リ ンパ節には 6-10Gy ブーストした. 腔内照射は A 点 6Gy/f, 1f/week とした. CT/MRI アプリケータ挿 入はエコーガイド下に行い、留置後のCT室への移動は専用の患者搬送システム Zephyr™を用いた. 直腸線量は 3 点線量計で実測し, ICRU38 の膀胱/直腸線量も計算した. 3D 治療計画で A 点処方の線 量分布を Doo, 膀胱/直腸の Docs 等で評価した. A 点と HR-CTV Doo 線量は biologically effective dose (BED) に変換し,外部照射 BED との合計線量で総 BED とした. 腫瘍の偏位等で,線量が不足する 部分は,腫瘤の形状に線量分布を graphical に合わせるために線源停留位置と時間を調整した. 結果 組織型は SCC/Ad;8/1,年齢は 26-81(平均 59 歳),最大腫瘍径は 2.5-10.4(平均 6.5)cm,総治 療期間 41-58(平均 48)日であった. IB1とⅡA期各1例は子宮が小さい(ⅡA期は子宮腔長 3cm) ため,A 点線量は 5Gy と 4Gy/f (図 5) とした.9 例の A 点/HR-CTV の平均総 BED はそれぞれ 78. 3Gy₁₀, 83. 6 Gy₁₀, RALS1 回あたりの A 点と HR-CTV の D₀₀ の平均値は 5. 53±0. 78Gy, 6. 6±0. 98Gy, 膀胱/直腸/S 状結腸/小腸の Doc の平均値は 5.5Gy, 4.5Gy, 4.6Gy, 4.3Gy, ICRU38 評価点では膀胱 3.8Gy, 直腸 5.1Gy, 直腸 3 点線量計計算値(最大)3.3Gy, 実測 3.2Gy であり, 全例 CR を得たが, 1 例 ⅡA期症例が9ヶ月目に腟壁再発を来し,現在化学放射線療法中である.2Dでは不可能であった 腫瘍の形状に近づける線量分布と隣接臓器の高線量部分の評価が 3D で可能になった.

今後は IGBT により局所制御率の更なる向上と晩期有害事象の低減を検討することで子宮頸癌 放射線治療の治療成績の改善が期待できる. 一方, IGBT はマンパワーを要するため, 今後普及する ためには各施設間の情報交換や研修等が重要となる(図 10).







ICRU38直腸

6.8Gy

7.3Gy

直腸D2cc

3.8Gy

S状結腸D2cc

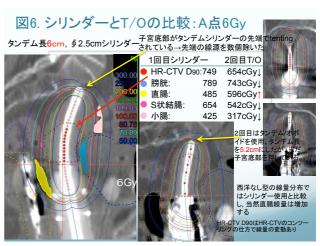
小腸D2cc

子宮が小さいため,A点は子宮外にある HR-CTV D90:7.6Gy

4.0Gy

膀胱D2cc

直腸D2cc



小腸D2cc

4.0Gy

図7. タンデムが正中より偏位して入っていた場合

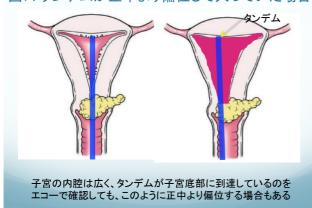


図8. タンデムが正中より偏位して入っていた場合

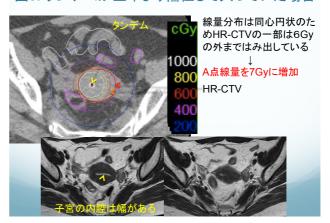
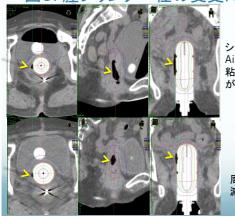


図9. 腟シリンダー径の変更について



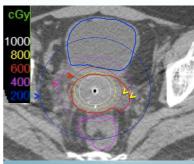
直径3cm

シリンダー周囲に Airが付着しており 粘膜面の線量不足 が懸念される

> 直径3.5cmの シリンダーに 変更した

周囲のAirは 減少している

図10. 課題:子宮傍組織浸潤をどこまで囲めばよいか? 症例:子宮頸癌 IB, 26才



左子宮傍組織浸潤有り

初診時の内診所見を参考にするが、浸潤範囲をどこまで囲めばよいか不明である。現在進行中の高リスクCTVの多施設共同研究では"策状の陰影は囲まない"と、検討中である。また、子宮傍組織浸潤は、外部照射の役割が大きいのではないか?



第70回放射線治療部会(横浜) シンポジウム 「子宮頸癌腔内照射、画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」

2. HDR 装置の QA/QC, 3D-IGBT に必要なこと

埼玉県立がんセンター 小島 徹

1. はじめに

小線源治療は、腔内や組織内にアプリケータを留置する必要があり、患者の身体的負担は小さくない. さらに1回線量は多く分割回数は少ないため、装置と治療に関わる者は、安全を確実に担保して、照射することが求められる. 一方、HDR の小線源治療の発展を考えると、画像誘導小線源治療(Image Guided Brachytherapy. 以下、IGBT)の導入は避けられない. 腫瘍線量の過不足やリスク臓器への過線量、それら臓器と線源停留位置の関係など、今まで観ることができなかったものを考慮して計画することは新鮮でもあり、いったん IGBT を始めてしまうと2次元治療計画に戻ることは不安にもなる. そのような中で画像を使用すること、治療計画装置により複雑な線量分布を作成することから、品質管理・保証の重要性と複雑さは、2D治療計画と比較していっそう増している.

従来の2Dによる治療計画からIGBTの導入にあたり、留意しなければならないHDR装置の物理・技術的な品質管理であるアプリケータの再構成について言及する.新たな治療技術への移行においてその安全性の担保は最低限の責務であるため、あわせてその取り組みも照会する.

2. アプリケータの再構成と線源停留位置のコミッショニング

① オフセット値

IGBT を実施するに当たり最も重要であり、かつ 2D と異なる HDR 装置の QA/QC は、治療計画装置におけるアプリケータ再構成法と線源停留位置の決定法を確立することである。その他、求められる線源停留位置や停留時間の精度などの品質管理項目は 2D と何ら変わらない。アプリケータの再構成精度は線源停留位置精度も含めて、婦人科小線源治療の投与線量の不確かさで、4 から 5%の寄与であると報告されている 1,2)。特に、オフセット値と呼ばれるアプリケータ遠端部の目印となる位置から 1 点目の線源停留位置までの距離が重要となる(図 1 参照)。コミッショニングでオフセット値を誤ると、そのアプリケータを使用する全ての患者に系統的な誤差を生じてしまう。必ず、アプリケータを使用する前に十分な時間をかけて実施することが求められている 3,4 . また、各アプリケータの仕様書や文献 5,6 などと比較して、自施設のオフセット値に誤りが無いことを確認する事も有用である。

② アプリケータ再構成コミッショニングの流れと本線源が停留する絶対位置の確認

図2に、アプリケータの材質と画像取得方法によるアプリケータ再構成法を確立する手順の私案を示す。まずは、線源位置確認定規やオートラジオグラフィなどにより、線源の停留位置が指定した位置に停止していることを確認する。これが正しくなければ、以降の作業が無駄になる。

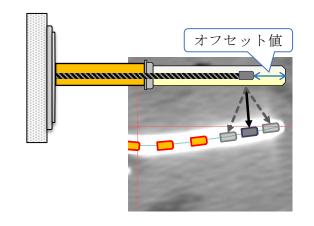


図1. オフセット値の模式図.

アプリケータの目印となる外形や内空の遠端部と第一停留点までの距離をオフセット値などと呼び、治療計画装置で描出したアプリケータ内の線源停留位置を決定するための重要なパラメータとなる.

③ 模擬線源-本線源停留位置の一致

図 3 に IP を用いた金属製アプリケータ内の模擬線源と本線源の停留位置を表示した結果を示す. 図中, 淡い黒色が本線源による感光, 白色が X 線不透過性マーカを示す. 模擬線源と本線源の位置が一致していれば, アプリケータの目印となる位置(画像ではアプリケータ外形の先端部が適する)から模擬線源の位置までの距離を測定することで, 計画装置を介していないアプリケータ単体のオフセット値を決定することができる.

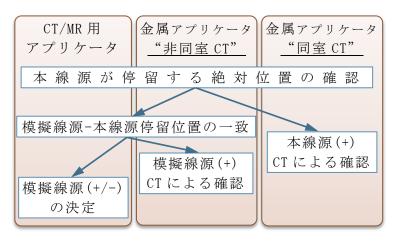


図 2. IGBT の線源停留位置(特にオフセット値)の決 定手順(案)

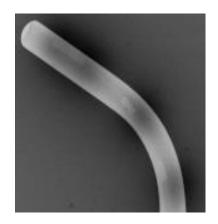


図 3. IP による模擬線源と本線源の 停留位置.

白く見えるのが X 線不透過性の模擬 線源、淡黒色が本線原による感光、

④ CT/MR 用アプリケータによる治療計画 ―模擬線源を使用するかの決定―

CT/MR 用のプラスチック製アプリケータを使用する場合,計画画像の撮影で,模擬線源を使用するか否かを決定する.計画画像で模擬線源を使用すれば,図3の結果から,画像に表示された模擬線源を線源停留位置とすることができる.CTはCT専用または金属製,MRは専用の模擬線源を利用する.ただし,CTで金属製模擬線源を使用すると,ストリークアーチファクトが生じるため,事前に輪郭描出に影響が無いことを確認することを推奨する.図4にCTとMRによるプラスチック製アプリケータの表示の違いを示す.CTはアプリケータの内空が,MRはプラスチック部分が無信号となるため外形が良く判別できる.オフセット値はアプリケータの目印となるそれぞれの位置からの距離(図中,?mm)とすれば良いことがわかる.

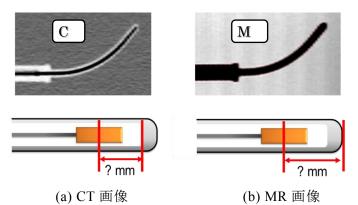
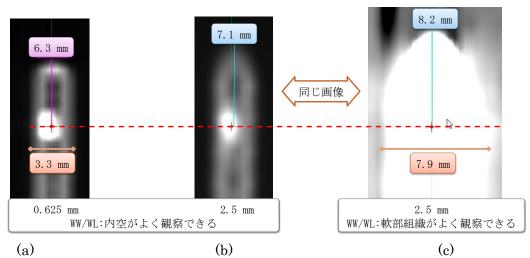


図 4. CT (a) と MR (b) による CT/MR 用プラスチックアプリケータの表示の違い. CT はアプリケータの内空が、MR はプラスチックが無信号となるため外形が良く判別できる 7 .

⑤ 金属製アプリケータによる治療計画 -模擬線源を使用した CT 画像 - ベンダーは IGBT に特化した非金属製のアプリケータが用意しているが、操作性などの問題から IGBT であっても金属製アプリケータを使用する施設が多い.

図 5 に金属製アプリケータに金属製模擬線源を入れて撮影した CT 画像を示す. 事前に模擬線源と本線源停留位置の一致を確認できていれば (小項目③参照),画像上の模擬線源と本線源の停留位置が同じと考えられるので、オフセット値を決定できる. ここで注意しなければならないことは、スライス厚が異なったり、ウィンドウレベルとウィンドウ幅 (以下、WL/WW)を調整したりすると、先端部の形状が異なって観えることである. よって、オフセット値は③で決定した結果と異なってしまう. 各施設の撮影および画像表示する条件で、アプリケータ再構成法を確立しなければならないことがわかる. 筆者の施設は、CT 画像の金属製アプリケータの直径が、実際の大きさと一致するような WL/WW (それぞれ、3072/300) に設定して、アプリケータの再構成を行っている (Oncentra、Nucletron、an Elekta company). この段階で、アプリケータ再構成の精度と輪郭描出に要する画質などを考慮して計画画像のスライス厚を決定すると良い.



 $0.625 \, \text{mm}$ 2.5 mm, 高ウィンドウレベル 2.5 mm, 低ウィンドウレベル 図 5. 金属製アプリケータに金属製の模擬線源を入れて撮影した CT 画像.

(a)はスライス厚 0.625 mm, (b)と(c)は 2.5 mm. (a)と(b)は,アプリケータ内空が良く観察できる WL/WW, (c)は(b)と同じ画像で軟部組織が良く観察できる WL/WW に調整. 図上部の数値は,画像で判別したアプリケータ遠端部から模擬線源までの距離(=オフセット値),図中央部の数値はアプリケータの直径.

⑥ 本線源を用いた CT 撮影 -同室 CT 設置施設のみ-

本線源をアプリケータに停止した状態で CT 撮影を行うことで、本線源の停留位置を確認することができる.この方法は、模擬線源を介さず直接的に本線源の停留位置を CT 画像に表示できるという大きな利点がある.ただし、二つの異なる放射線を同時に照射することになるので、必ずあらかじめ医療法および放射線障害防止法に抵触しない事を確認の上、行って頂きたい.特に医療法は、管轄の保健所により対応が異なる可能性があるので注意が必要である.

3. 安全対策

① End to End テスト

新たな治療技術を導入するに当たり、その安全性の担保は最低限の責務である. 小線源治療は1回に大線量が照射される、患者にアプリケータを挿入するため身体的な負担がある、線源を使用することから、よりいっそうの事前準備や安全対策が欠かせない. IGBT を開始する前に、End to End テスト(以下、EtoE テスト. E2E などとも呼ばれる)を行うことが重要となる. EtoE テストとは、個々の作業に注目するのではなく、患者の治療に必要な全ての作業をリハーサルすることで、手順の誤りの発見や事前に不具合を解決する作業を指す. EtoE テストの項目を表 1に示す.

表 1. End to End テストの項目

線源情報の登録

計画画像の取得と計画装置への患者情報と画像の登録

アプリケータの再構成

線源停留位置の決定

線量分布の最適化とその調節

治療計画の評価

印刷や治療装置への転送

照射 (可能であれば照射位置の確認を行う)

② 治療計画のダブルチェック

治療計画の手法は 2D 治療計画より手順が複雑になっていることから、エラーを生じる可能性が高い。まずは、マニュアルを作成して、手順を明確にすることと、計画作成者のあいだで手順を統一することが望ましい。いかに細心の注意を払っていても、誤ることがある。特に小線源治療は、アプリケータを挿入・刺入するという患者の身体的負担を伴っているので、治療計画に十分な時間をかけられないという大きな重圧がある。また、医師、技師および物理士など多職種が関与する事が多く、エラーが生じやすい環境にあると言える。よって、治療計画のダブルチェックは、必須と言える。

図6は当院で使用している婦人科治療計画の確認用ワークシート(一部抜粋)である.ワークシートで運用することで、確認項目の統一や作業の効率化を図ることができる.治療計画を確認する者は、客観的な視点を持った治療計画に携わらなかった第三者が望ましい.

③ 緊急時の対応

緊急時、特に線源引き戻しが不可となると、患者に過剰に線量が投与されてしまうため、迅速な判断と対応が求められる。日頃から訓練して対応方法を習得するとともに、事故は生ずるものであるとの心構えが重要である。図7に簡易的な緊急時の対応マニュアルを示す。これらを常に参照できる状態にしておくことで、緊急時の対応をサポートできる。当施設では容易に

取り外せる粘着テープで壁に貼り付けており、有事の際には手持ちして参照できるように準備 している.

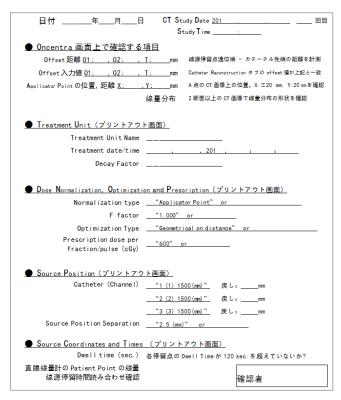


図 6. 婦人科の治療計画確認用ワークシート (筆者施設使用のものを一部抜粋)



(a) 停電発生時



(b) 線源が引き戻せないときなど緊急時図7. 緊急時対応マニュアル.

4. まとめ

IGBT の優位性は明らかであり、ほぼすべての施設の現有機器で適応可能なため、移行は急速に進むことは間違いない。IGBT に移行するにあたり、画像モダリティ、アプリケータの組成(金属/非金属)、ハイブリッド照射など、施設ごとにアプリケータ再構成法の確立が最も重要となる。新たな治療技術の導入することになるため、EtoE テストにより事前に安全と円滑な進行を確認するとともに、緊急時に対応できる体制を整えることが肝要となる。

参考文献

- 1. Kirisits C, Rivard MJ, Baltas D, et al. Review of clinical brachytherapy uncertainties: analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM. Radiother. Oncol. 2014; 110(1): 199-212.
- 2. Tanderup K, Nesvacil N, Potter R, et al. Uncertainties in image guided adaptive cervix cancer brachytherapy: impact on planning and prescription. Radiother. Oncol. 2013; 107(1): 1-5.
- 3. 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. 密封小線源治療-診療・物理 QA ガイドライン-; 2013.
- 4. 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会. 密封小線源治療診療・物理 QA マニュアル: 金原出版; 2013.
- 5. Haack S, Nielsen SK, Lindegaard JC, et al. Applicator reconstruction in MRI 3D image-based dose planning of brachytherapy for cervical cancer. Radiother. Oncol. 2009; 91(2): 187-193.
- 6. Hellebust TP, Kirisits C, Berger D, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy. Radiother. Oncol.

2010; 96(2): 153-160.

7. 笹川竜, 幡野和男, 小島徹, et al. 子宮頸がんに対する画像誘導腔内照射のコミッショニング. マイクロセレクトロン HDR 研究会 第7回学術研究会; 2011.



「子宮頸癌腔内照射、画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」

3.3DIGBT の実施手順とこれからの課題

国立病院機構 姫路医療センター 武中 正

はじめに

子宮頸がんに対する腔内照射は従来から正面,側面の 2 方向の X 線撮影し,2 次元治療計画をたてるのが一般的であった.これに対して CT や MRI を用いた 3 次元治療計画は,正確な輪郭作成を行い肉眼的腫瘍体積(GTV)や臨床標的体積(CTV)を設定することにより処方線量を投与しようというものである.また膀胱,直腸など子宮周囲の臓器が描出されるためこれらの臓器に対する不必要な線量を減らすことにより晩期障害を軽減することが期待できる.さらに腔内照射治療計画に利用した MRI の画像所見と内診所見を合わせることで腫瘍進展度を考慮して治療計画を立てることが可能である. $^{1),2)}$

大阪医療センターで実施している 3DIGBT を紹介する.

1. CT/MR アプリケータの挿入

患者さんは検査着に着替えてもらい砕石位の体位になってもらう. ゾンデを使用して子宮腔長の測定を行いタンデムアプリケータの長さを決定する. アプリケータの挿入, カーゼパッキングを行う. 3DIGBT であっても不適切な挿入では線量分布を改善することは非常に困難となる. 1), 2), 3)

2. 透視を使ってアプリケータの位置を確認(写真 1, 2) 透視 2 方向によってアプリケータ挿入位置の確認を行う. CT/MR アプリケータを使用するとタンデムリングなど金属部品が無いので確認がしにくいためアプリケータのコミッショニング時に模擬線源を挿入してタンデムチューブとオボイドチューブの位置関係を確認しておくことが必要である.

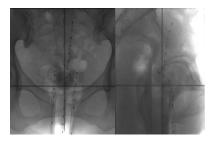


写真1 写真2

3. CT・MRI の撮影

CT 室にストレッチャで移動する. 以降は脚が伸展位となる. この時アプリケータの抜けや偏移が気になるので, 挿入した医師が移動時にアプリケータを保持し移動する. CT 撮影はスライス厚 2.5mm で撮影している. 模擬線源はアーチファクトの原因となるため撮影時に抜く. 撮影後にアプリケータが適切な位置にあることを CT 画像で確認して, MRI 撮影室に移動する.

MRI 撮影はレジストレーションを意識して、できるだけ CT に近いスライス厚 $2.2 \, \text{mm}$, GAP0.3mm で撮影を行っている. 2D で撮影しているため GAP が必要であるがレジストレーション時に影響は感じられない. 同室 CT の環境が理想である.

4. 画像転送

撮影画像は必ず ID, 患者氏名, 撮影日時, 枚数を確認後, 検像実施してから PACS に送る. PACS から Query&Retrieve で治療計画装置に取り込む. 取り込み時にも ID, 患者氏名, 撮影日時, 枚数を確認する.

5. CT 画像で OAR 臓器輪郭入力

子宮に隣接する直腸,膀胱,S状結腸などの輪郭を囲む(写真3.4)

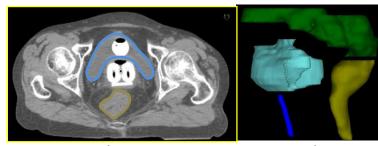
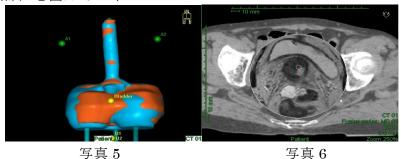


写真3

写真 4

6. MRI 画像とレジストレーションして HR-CTV の輪郭入力

治療計画 CT 画像と MRI 画像のレジストレーションを行うために CT 画像と MRI 画像のそれ ぞれアプリケータの輪郭描出を行いマニュアルレジストレーションモードで合わせて行く. (写真 5,写真 6)医師が GTV(肉眼的腫瘍体積),HR-CTV(High risk CTV:腔内照射時の肉眼 的腫瘍+子宮頸部)を囲んでいく.



7. D90 が処方線量となるように最適化

GTV, 腔内照射時の肉眼的腫瘍+子宮頸部 (HR-CTV) とし、その D90 が処方線量になるように最適化を行う. 4^{1,5},5^{1,6}) 最適化の手技は主に線量分布をマウスで変更するグラフィカルと停留時間を手動で調整するマニュアルがある. グラフィカル法を多用すると思わぬところに高線量域ができることがあるので全体の線量分布を確認しながら最適化をする. マニュアルでは経験とコツが必要となってくる.

画像誘導腔内照射治療計画によって HR-CTV の DVH を安定させることができ,リスク臓器の D2cc 線量は低くすることができた. $^{7)}$ (各臓器の DVH こそが重要である.) HR-CTV 容積が 16cc 以下の時に有意にリスク臓器の線量を低くできたという報告 $^{8)}$ もあるが,リスク臓器の線量に影響する因子は HR-CTV 容積だけでなくリスク臓器の解剖学的な位置,アプリケータの挿入位置なども挙げられる.

8. 独立検証

大阪医療センターではタンデム・オボイドの場合に V100 から検証する方法で検証を行っている. 検証誤差は $\pm 2\%$ 以内でほぼ論文通りの結果が得られている. (表 1) 9

$$Time = \frac{Prescribed dose (cGy) \times K (U.s.cGy^{-1}) \times \overset{2/3}{V_{100}} (cm^{\frac{3}{3}}) \times EC}{Air kerma strength (U)}$$

Prescribed dose (cGy): 処方線量

K (U.s.cGy -1):1182 ±4 アプリケータ2本または3本の時

V100 (cm³): 処方線量の100%以上が照射された体積

EC=1: アプリケータ1本から3本の時

9. 転送確認

	T&OV(Three cate)							
	Plan	V100 cm3	Plan time	検証 time	誤差			
1	5cm SS	102.46	761.6	760.2	-0.199			
2	5cm SS	96.26	761.8	771.9	1.33			
3	6cm 20mm IGBT	115.85	712.4	716.4	0.57			
	6cm 20mm IGBT	118.5	778.5	777.0	-0.19			
	6cm 20mm IGBT	127.1	866.5	861.1	-0.62			
	6cm 20mm IGBT	118.4	877.5	877.1	-0.05			
	6cm 20mm Point A	122.44	742.6	743.4	0.10			
8	6cm 20mm Point A	126.55	812	811.8	-0.03			
	6cm 20mm Point A	129.24	877.2	870.8	-0.73			
10	6cm 20mm Point A	122.22	896	895.9	-0.02			
11	6cm 20mm Point A	121.56	654.6	649.0	-0.86			
12	6cm 20mm IGBT	111.73	615.4	613.5	-0.31			
13	6cm 20mm IGBT	112.68	660.2	658.7	-0.22			
14	6cm 20mm IGBT	93.15	614.4	613.9	-0.09			
15	6cm 20mm IGBT	99.02	702.6	702.2	-0.06			
	6cm SS	95.88	658.8	662.9	0.62			
17	6cm SS 75Gy	108.95	968.5	963.9	-0.48			
18	6cm SS 75Gy 2D	90.99	917.4	921.3	0.42			
19	6cm SS 75Gy 2D	89.03	959	961.1	0.22			
20	6cm SS 75Gy 2D	1 05.65	494.4	495.6	0.25			

表 1

治療装置へ送られた治療データの確認が必要である.患者 ID,患者氏名,治療時間を確認する. 大きく時間のズレがある場合,治療計画装置,治療装置の時計が合っているか,また線源データの確認,転送した治療データのバージョン確認を行う.

10. 照射

照射中の線源停留位置を確認することは、大きな事故を防ぐためにも必要である。第1線源停留位置までの距離を間違って長く入力すると治療装置で衝突エラーが発生し入力ミスを検出できるが、短く入力するとエラーは発生しない。治療計画装置に線源移送距離を間違って入力しても治療計画装置ではミス検出することはできないので、使用前に End to End 試験などで確認することが重要である。

11. アプリケータ抜去

治療終了後にアプリケータ抜去を行う. ガーゼパッキングに使用したガーゼの枚数, アプリケータの破損の有無, 部品点数など確認を行う.

模擬腫瘍を想定して、Modality ごとに Virtual plan を作成し比較した. (図 1, 図 2)

図 1 Virtual Plan で各モダリティーの比較

使用機器: Oncentra Brachy

左右 x 腹背 x 頭尾

2 x 2 x 2
3 x 2 x 2
3 x 3 x 3
4 x 3 x 3
4 x 4 x 4
5 x 4 x 4
6 x 4 x 4 cm

2 x 2

図 2 Virtual Plan のアプリケータ配置

提供:大阪医科大学放射線治療科 吉田 謙先生

提供:大阪医科大学放射線治療科 吉田 謙先生

CTV の結果

D90	222	322	333	433	444	544
体積 (cm³)	8	12	27	36	64	80
ICBT (Gy)	11.5	9.1	7.5	6.2	5.2	4.4
IGICBT (Gy)	6.0	6.0	6.0	6.0	6.0	6.0

表 2

古典的腔内照射(以下 ICBT) は A 点に 6Gy 線量処方. 画像誘導腔内照射(以下 IGICBT) は HR-CTV の D90 が 6Gy になるように処方した. 結果は ICBT で CTV333 以下の CTV で線量が過大となり、CTV444 以上の時、線量不足となっている. ICBT で CTV444 のときだけ適切な線量となった. IGICBT ではどの CTV にも安定した D90 の線量が得られている. (表 2) OAR の結果

D2 Rectum	222	322	333	433	444	544
ICBT (Gy)	6.6	6.6	5.0	5.0	4.0	4.0
IGICBT (Gy)	2.9	3.7	3.9	4.9	4.4	5.0

表 3

D2 Bladder	222	322	333	433	444	544
ICBT (Gy)	6.6	6.6	5	5	3.9	3.9
IGICBT (Gy)	2.4	3.5	3.6	4.7	4.4	5.3

表 4

Bladder, Rectum で IGICBT は CTV433 まで線量を低く抑えられているが CTV433 を超えると ICBT に比べ線量は上昇してくることがわかる. (表 3,表 4) IGICBT で D90 の線量は CTV が大きくなっても安定しているが、CTV が大きくなれば OAR の線量も大きくなってくる. 大きな腫瘍では OAR の D2cc 線量に注意する必要があり、腫瘍の体積によって腔内照射だけでなく組織内照射なども検討する必要があることが示唆された.

まとめ

CT を利用することで腫瘍や正常組織、アプリケータの位置関係がわかり腫瘍線量や正常組織の線量を DVH で評価することが可能になった。治療計画用画像取得や輪郭作成、レジストレーションのために治療計画時間が延長した。今後、治療計画時間の短縮が課題となると思われる。タンデム・オボイドだけの腔内照射では大きな腫瘍や偏位した腫瘍に対応するのは難しいため、腫瘍体積に応じて腔内と組織内の組み合わせや、組織内照射の検討も必要と考える。

参考文献

- 1) 密封小線源治療 診療・物理 QA マニュアル 2013
- 2) マイクロセレクトロン HDR 研究会 実践マイクロセレクトロン HDR を使用した高線量率 密封小線源治療ガイダンス 2013 2013
- 3) 公益社団法人日本放射線腫瘍学会編 放射線治療計画ガイドライン 2012 年版 2012
- 4) Christine Haie-Medera et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group* (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. Radiother Oncol 2005; 74:235-245
- 5) Richard Potter et al. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancerbrachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. Radiother Oncol 2006; 78: 67–77
- 6) 吉田 謙 子宮頸癌に対する三次元画像誘導小線源治療計画 臨床放射線 2013;58
- 7) Tadashi Takenaka, Ken Yoshida et al. Comparison of dose-volume analysis between standard Manchester plan and magnetic resonance image-based plan of intracavitary brachytherapy for uterine cervical cancer JRR, 2012; 53: 791-7
- 8) Zwahlen et. al. Magnetic resonance imaging-guided intracavitary brachytherapy for cancer of the cervix. IJROBP, 2009; 74:1157-1164
- 9) Rupak K. Das, et al. Quality assurance of treatment plans for interstitial and intracavitary high-dose-rate brachytherapy, Brachytherapy 5,2006; 56-60



第70回放射線治療部会(横浜) シンポジウム 「子宮頸癌腔内照射, 画像誘導3次元腔内照射の実施に向けて」

4. 3D-IGBT に向けた計算アルゴリズムの理解

慶應義塾大学医学部 花田 剛士

はじめに

子宮頸癌を含め密封小線源治療では、様々なモダリティから取得した医学画像を利用した画像誘導密封小線源治療(Imaged Guided Brachy Therapy; IGBT)が促進され、線量投与するまでのデリバリー幇助型による高精度化が進んでいる.その恩恵として、腫瘍への線量増加、正常組織の線量低減を可能にし、治療技術が新たな世代へと移行している.一方で、治療技術の根幹となる計算アルゴリズムの複雑性は、より一層深みを増しているが、近年のコンピュータ技術の進歩により、ユーザー側は全くもって苦を知ることなく治療を遂行できてしまう.医学画像による三次元(3D)情報の利用が可能になることで、処方対象が従来の二次元(点、線)から 3D(体積)へ変遷していくのも、時間の問題である.ここでは、3D-IGBT を施行する上で今後重要となるであろう計算アルゴリズム、治療計画の最適化計算と物理学的及び生物学的な線量計算を中心に、上記計算アルゴリズムの理解を深めて頂くため、商用品に搭載されている計算アルゴリズムの特徴解説ではなく、各計算アルゴリズムに共通する基礎的な考え方や概念の解説を行う.

術者の密封小線源治療計画を支援し最適な線量分布を提供するツールの最適化計算

一般的に最適化とは、関数、プログラム、製造物などを最適状態に近づけることにあり、ある制約条件のもと、関数を最小化(最大化)する解を探索するため、最適化問題や数理計画問題とも呼ばれる。密封小線源治療計画に着目した最適化問題は、臨床的な問題を数値モデル化することから始まる。モデル化には、「挿入線源自体と隣接する生物学的構造のモデル化」及び「"何を目的"として達成されるべきなのかを明確にしたモデル化」などが考えられる。特に治療計画では、後者に重点を置き、「標的に大線量を投与したい」、「正常組織への線量は0にしたい」などの"目的"を設定する。これら"目的"を、一般的に目的関数(object function、cost function など)として変換することにより、最適化アルゴリズムは目的関数のポテンシャル値を通じて、最適解となる最小解(或いは最大解)を探索する。

目的関数とは、問題を最適化し、解決する為の鍵となる関数である。改善したい評価指標にもなるため、算出解が、「どの程度悪いか」を示す指標を返す必要がある。次に、目的関数 F の例を示す。

$$F = w_{\rm t} (0.95D_{\rm pre} - D_{\rm t,m})_{D_{\rm t,m} < 0.95D_{\rm pre}} + \sum_{i} w_{\rm OAR,i} (\overline{D}_{\rm OAR,i,calc} - D_{\rm OAR,i,limit})_{\overline{D}_{\rm OAR,i,limit}}^2$$
(1)

ここで、 D_{pre} は処方線量、 $D_{\text{t,m}}$ は計画した標的(t)に対する最低線量(m), $D_{\text{OAR,}i}$ は各々(i)の危険臓器(OAR)に対する線量である(記号の「は平均を意味)。(1)式の例では、最適化を行っている計画者は、標的に処方線量の 95%より低い線量領域を評価し、仮に低い場合、その度合いを追跡評価している。2 番目の項目では、各々の危険臓器の平均線量を考慮し、各危険臓器に割当てられた線量限度(calc、limit)を見積もっている。(1)式では、1 番目の項は、腫瘍に対して処方線量の 95%を超えた場合、危険臓器に対しては線量限度以下であれば、評価対象から除かれる。指数係数は、少量の線量が超えた場合でも、大きなペナルティを課す許容度合いを示し、重み付係数 w は、達成希望の線量分布と危険臓器への線量投与の優先度の違いを割当てることにより、最適解、所謂治療計画の幅を拡げている。

最適化計算の過程が、具体的なイメージとして掴めるよう、簡単な例を次に示す。図 1 左に示すように、A 点、B 点に線源が停留していると想定し、線量が距離のみに依存(散乱、減弱は考慮しない)、単位距離(unit; U)に 1 線量単位(dose unit; DU)が投与されると仮定する.

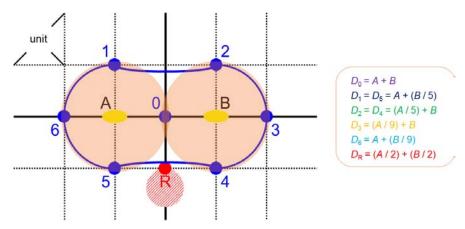


図1 線源AとBの配置例(左)と各評価点の算出式(右)

ここで、標的を評価する点を 6 点(0-5)、危険臓器として直腸を想定し、評価点として点 R を設ける.線量(D)の投与量として、点 0-5 には 6 DU 以上(D_{0} -5)、点 R には 6 DU 以下(D_R)を目指すとした場合、各点の線量は図 1 右で計算でき、前述した条件を満たすには、図 2 左に示す領域として描出できる。通常、危険臓器(今回は点 R であり、直腸)へは線量が限りなく低い程望ましいので、今回の場合では、最適線量として A=B=5.4 DU として計算できる(図 2 右).

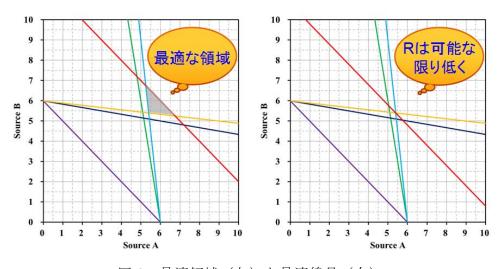


図2 最適領域(左)と最適線量(右)

上記の例では、点 R が標的の線量評価位置と競合していないので、最適線量が簡単に算出可能であった. 次に、線量評価対象が競合した場合を考える(図 3 左). ここでは、点 R の位置が 0.75 U 上方(線源側)に近接した場合を想定する. 標的、直腸、及び標的と直腸の両方を評価する指標を以下のように設定した.

- \checkmark $D_{0.5}$ の算出式は、図 1 右と変わらないが、 $D_{0.5}$ を総合的に評価するために、目標線量 6 DU に対する平均偏差を評価指標 T (図 3 左上) とした
- \checkmark $D_{\rm R}$ の算出式は、点 R の位置が変化した分を考慮した評価指標 S(図 3 左真中)とした $(=D_{\rm R})$
- ✓ T及びSの両者の重要度を各々重み付係数 w_1 , w_2 として考慮し、目的関数F(図3左下)として、加重平均による正規化で評価した

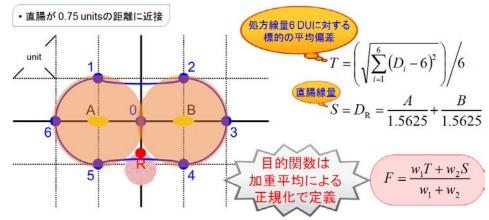


図 3 D_{0-5} が D_R と競合した場合 (左) と評価指数 T, S,及び目的関数 F (右)

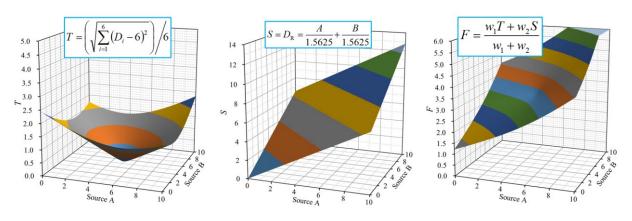


図 4 線源 A 及び B の線量強度に対する T (左), S (真中), 及び $w_{1}=w_{2}$ の場合の F (左)

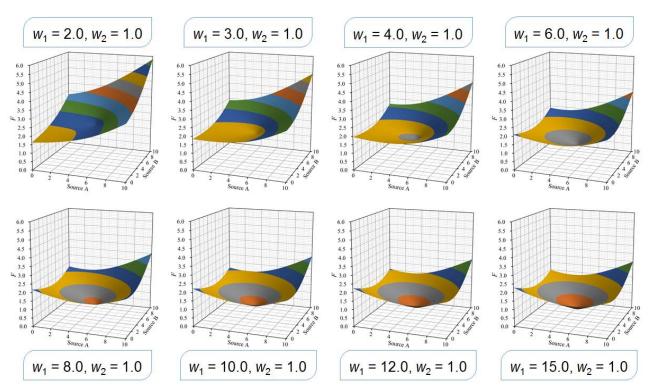
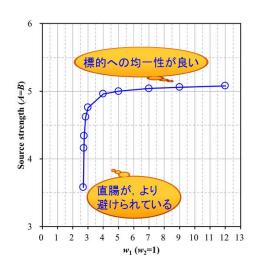


図 5 w_2 を固定し、 w_1 を変化させた場合の F

定義のもと、線源 A 及び B の線量強度に対する T及び Sは図 4 左と真中で示される. これらの関数に対して、 w_1 と w_2 を決定することにより、F が算出される. 例として、標的と直腸の優先度を同等(つまり w_1 = w_2)と扱う場合では、Fは図 4 右となる. ここで、 w_1 を変化(w_2 を固定)させることで、標的と直腸の優先度を調整した場合、Fは図 5 で示すように変化する. この時、各 wに対して算出された Fの最小値に対応する線源 A と B の線源強度により算出した線量が、最適解となり、この場合での最適線量となる. w_1 を変化(w_2 を固定)させ、最適解となる線源強度(A=B)の関係を図 6 左、最適解となる T と S の関係を図 6 右に示す.



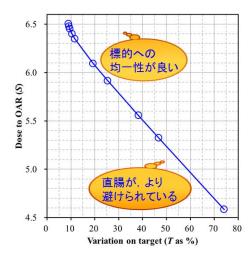


図 6 w_1 を変化させ、最適解となる線源強度の関係(左)と最適解となる Tと Sの関係(右)

図 6 左より、w1 が小さい(標的への優先度が低い)ほど、線源強度が小さくて済み、この状態で は直腸に投与される線量が低くなる. 逆に、w1が大きい(標的への優先度が高い)ほど、線源強 度を大きく必要とし、その結果、標的への線量均一性が高くなることが分かる. 図 6 右に注目す ると,Tの値が低い(つまり標的の線量均一性が良い)ほど,S が高い値を示し,直腸に線量が 多く投与される. 逆に、Tの値が高い(つまり標的の線量均一性が悪い)ほど、Sが低い値を示 し、直腸への線量投与がより避けられている。これは、標的及び直腸の優先度の違いにより、そ の優先度に応じた最適解が存在する.この最適解をプロットした曲線を,一般的にはパレートフ ロントと呼ぶ (図 6 右). 通常, 治療計画では目的とする w (この場合は標的と直腸) を選択す るのは計画者(医師,物理士,技師など)である.全ての条件を満たす理想的な計画を立案する のは比較的難しいため、標的の線量の均一性を保ちつつ、直腸の線量を避けるには、標的に対す る $D_{98\%}$, $D_{95\%}$, $D_{93\%}$ と標的に対する線量の均一性を譲歩していき, 直腸が一番良い状態を模索し ていく. つまりは、設定したwに対して、Fの最適解の群であるパレートフロントに算出した解 を近づけていき,最終的にパレートフロント(もしくは,その近傍)から最適解(あるいは最適 解に近い妥当解)を抽出することになる. Fのパレートフロントの探索方法としては,一般的に は評価する対象も複数存在するため、多目的になりやすい、そのため、最も重要な目的や限界、 許容範囲を決めるなど,ルール(制約)を決め,優先度を調整し,他の対象を制限限界まで押し やる、また、実際の臨床では、今回の簡単な例よりも更に複雑性に富み、計算要素(線源の停留 位置,停留時間,計算範囲や計算点など)も増大となるため,Fを算出するには,直接的に(一 回計算で) 算出するのは難しい. 一般的には, 反復計算を繰り返し, 計算過程(途中) の一時的 な算出解を評価、判定を繰り返しながら、パレートフロントに算出解を近づかせる(図7).

最適化計算アルゴリズムの分類(図 8)としては、密封小線源治療に対象を絞ると色々あり、各々利点、欠点がある。今回は、主要な最適化アルゴリズムの一つである" Simulated annealing method"(SA 法)について、簡単に解説する。SA 法は、金属を熱して徐々に冷やすと、原子の状態が初期状態よりも安定になりやすい金属工学の" 焼きなまし"工程から基因し、温度(Tや T_0)を表す変数を使用し、以下の工程を行う(ここでは、 T_0 は定数である)。

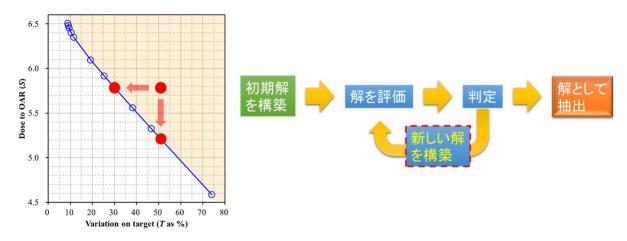


図 7 算出解がパレートフロントに近づく様子(左)と反復計算の概念(右)

✓ ヒューリスティック法

- 幾何最適化アルゴリズムなど

単一 (複数) の<u>関心点</u> (<u>座標</u>) を対象

- ✓ 決定論的法
 - 勾配法(最急降下法, 共役勾配法など), 滑降シンプレックス法など
- ✓ 確率論的法
 - 焼きなまし法、遺伝子アルゴリズムなど
- ✓ 演繹法
 - 分枝限定法など

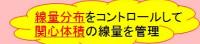


図8 最適化計算アルゴリズムの分類

- 1. 変数を初期化 (例えば, "T or T_0 "=100, 停留時間は全部一緒など) し, 初期値 (算出解, 目的関数; F) を評価する
- 2. 設定したステップ幅($\pm 0.1~s$ など)により、乱数で方向(停留時間の増減)を決め、新たな算出解を求める
- 3. 算出解を比較(ΔF)し,F が改良であれば算出解を採用,改悪であれば確率 P (ΔF) で採用する
- 4. クーリングスケジュール (T×0.99 や T_0/k など) により, 反復計算を行う
- 5. 指定した反復回数 (k) または温度指定により終了する

採択確率 $P(\Delta F)$ には,以下の式,

$$P(\Delta F) = e^{\frac{-\Delta F}{T \operatorname{or}(T_0/k^{\alpha})}} \tag{2}$$

で示すように、一般的にはボルツマン分布に従うよう設定される. ここで、 α は速度パラメータである. 簡単な例として、実際に SA 法のプログラムを組み、関数 $2x^4$ - $3x^3$ - $18x^2$ +8x-13 の最小値(大域最適解)を求めてみた(図 9).

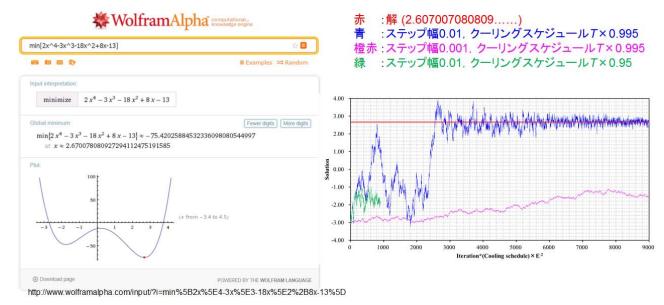


図 9 関数 2x⁴-3x³-18x²+8x-13 (左) と SA 法による反復計算の様子 (右)

この関数の最小値を探索した場合、2付近で局所解を有し、大域最適解は2.607になる(図9左). 高温(Tが大きい)状態では、広い範囲を探索、すなわち最小値を大雑把に探索している. 温度が下がり、低温(Tが小さい)状態になるほど、最小値へと探索幅(ステップ幅)を狭める. 結果として、高温では改悪を採択する確率が高くなり、反対に低温では低くなるが、どんな温度でも改悪を採択する確率が0になるわけではない.外部放射線の治療計画装置で多く採用されている勾配法などの最適化計算が、局所最適化に補足される欠点を持つのに対し、SA 法は容易には局所最適解に捕捉されず、理論上は真の最適解が得られることが証明されている. これは、算出解が改良される方向のみだけでなく、採択確率として $P(\Delta F)$ を採用していることにより、改悪の方向にも探索が進むと仕組みによる. ただし、乱数を発生させた確率論的手法のため、最適解を取得するのに多大な計算量と時間を要する. また、探索幅やクーリングスケジュールなどを変化させることにより、大域最適解に全く辿り着かない(ステップ幅が小さい)ケースや局所解に嵌ってしまう(クーリングスケジュールが長い=温度が中々下がらない)ケースもある(図9右).

3D の医学画像を利用し物質の物理特性を考慮した物理学的及び生物学的な線量計算

3D-IGBT では、3D の医用画像情報が利用可能だが、現在の線量計算アルゴリズム(TG-43U1計算式)では、計算対象媒質は水であり、外部放射線治療のように不均質補正は行われていない。そのため、水と計算対象媒質の(実効)原子番号の差による線量計算の不確かさが無視できず、線源容器や線源自身の自己吸収、組織の石灰化など高原子番号物質が計算対象媒質中に存在すると問題となる。また、TG-43U1で使用されている線量計算パラメータは、散乱体が十分確保された条件により算出されているため、不十分な散乱体による線量計算は担保されていない。近年、MBDCAs(\underline{M} odel- \underline{B} ased \underline{D} ose \underline{C} alculation \underline{A} lgorithm \underline{S})が上記問題の解決を図るため、注目されている。MBDCAs として、代表的な例を以下に挙げる。

- ✓ カーネル (積分核,被積分関数)による重畳積分
 - Oncentra-ACE (Advanced Collapsed cone Engine)

[Oncentra® Brachy; Nucletron, an Elekta company] など

✓ 線形ボルツマン輸送方程式を決定論的に解く

AcurosTM

[BrachyVision[™]; Varian® Medical Systems] など

✓ MCS など

上記のアルゴリズムの中身は、外部放射線治療で利用されているアルゴリズムと根本的な原理は基本的に同じであるため、本稿で各々解説するのは省略させて頂く、現在、密封小線源治療の線量計算に MBDCAs を搭載した治療計画装置もあるが、治療計画や線量計算の状況によっては、従来の TG-43U1 計算式による線量計算値との相違が大きくなるため、臨床導入や運用の際には注意が必要である。

MBDCAs による線量計算で、MBDCAs が"sensitive"なものに、以下の事項が挙げられる.

- 1) 計算対象物質の線量定義
- 2) 計算対象ボクセル毎の相互作用断面積
- 3) などなど

1) に関して、線量定義法には「水の吸収線量」と「特定物質の吸収線量」の2つに区分される.この線量定義が"sensitive"を担っている理由は、物質(媒質)間のエネルギー依存性の違いから生じる.特に、密封小線源治療の光子エネルギーの領域は、外部放射線治療との光子エネルギーの領域と比較して低い領域にある.そのため、媒質への線量寄与に起因する物質との主反応は光電効果になる.光電効果は、光子が原子に衝突し原子に束縛された電子が入射光子のエネルギーの全てを吸収し、その結果光子が消滅、電子が原子の束縛から自由になる現象である.光電効果が起こる断面積(光電断面積)の理論計算は、非常に複雑であり、全ての光子エネルギー及び物質についての一般式を導くことは困難とされるが、原子番号 Z の依存性を示すために、簡略に次式で示した.

$$\tau = \mathbf{a} \cdot N \cdot \frac{Z^5}{E_{\gamma}^{3.5}} \cdot \left[1 - o(Z)\right] \tag{3}$$

ここで,auは光子の移動する単位距離当たりに光電効果が起こる確率,aはZ,光子エネルギーEに無関係な定数, o(Z) は Zの関数であるが 1 に比べて小さな補正項である. 光電断面積は, E, Zのようなパラメータに対する依存性が重要である.特に物質特性を決定する因子として関連が 深い Zに注目すると、(3) 式より光電断面積は原子番号の 5 乗に比例する. そのため、物質の原 子番号の違いが光子の物質への反応断面積に違いを生じ、線量計算に誤差を与える可能性がある. 特に、子宮頸癌などの 3D-IGBT では、金属製アプリケータや直腸に対する遮蔽物を利用してい る場合は、注意が必要となる. 2) に関して、3D-IGBT で線量計算を行う際、計算領域の体積要 素に物質を構成する元素や元素比、密度などを当てはめるのが通常である、その際、従来の単一 エネルギーCT(Computed Tomography)や ICRU(\underline{I} nternational \underline{C} ommission on \underline{R} adiation Units and Measurements), ICRP (International Commission on Radiological Protection) な どのレポートから報告されている組織構成元素から、各ボクセルに相互作用断面積を割り当てる 方法などがあるが、線量計算に際してどのような割当方法を採用したか、確認することは重要で ある. 計算対象物質の構成元素 (比) の決定と割当方法に関して, AAPM (American Association of Physicists in Medicine) の TG-186 (Task Group No. 186) ではマテリアルの数は少なめにす ることを推奨している. また, アプリケータや線源の画像分解能を十分に確認することが重要で ある、そして、CTによる医用画像が利用可能の場合、CTのボクセルデータから算出した密度を 均一な組織構成で使用,輪郭の外側のボクセルは"mean soft tissue"の組織構成,腺と脂肪の区別 が困難な場合(乳腺など)は、両者を混合した均一な媒質として利用することなどの事項が推奨 されている. 逆に、CT による医用画像が利用不可能の場合は、輪郭に対して"bulk tissue densities and compositions"として割当てるのが望ましいと報告されている. 利用する医用画像上にアーチ ファクトが存在する場合は、線量計算前に除去することが望ましく、マニュアルで構成元素(比) や密度を上書きするのが、簡単な方法である。他の手法で行う場合でも、十分に注意して妥当性 を確認することが必要である.以上を,混乱を招かぬよう,方法論などを文書化し,後に確認で きるよう管理する事も大切である.

密封小線源治療の治療計画の高精度化が進むにつれ,予想される事として,標的に対する"dose escalation"による危険臓器の計算精度の重要性や、他モダリティ(例えば 3D 原体照射や強度変 調放射線治療) などとの併用治療による(線量)評価基盤の構築の必要性である. そのためには, 正確な(基準)条件で,治療計画を評価するために考慮すべきことを再確認しなくてはならない. 例えば、線源の線量率、線源の放射性核種、照射技術である、特に重要となる要素として、線量 率であり、腫瘍や正常組織に照射される線量率は時空間的配分に対して多様性を示し、DVH (Dose Volume Histogram) などの物理線量による指標だけでは、細胞の再増殖や亜致死損傷か らの回復など、放射線生物学的反応を特徴付けるのに不十分である.そのため、治療計画を正確 に比較、評価するには、時空間的線量配分と基礎細胞動態の相互反応を根本とした理論的な放射 線生物学的効果を考慮することが必要となってくる.これらを,数式化したモデルとして構築さ れた指標は多種多様の存在し、治療計画支援の一つのツールとして利用できるが、あくまでも参 考程度の留めとくのが良い. 有名なモデルとして BED (<u>B</u>iological <u>E</u>ffective <u>D</u>ose), EUD (\underline{E} quivalent \underline{U} niform \underline{D} ose), TCP (\underline{T} umor \underline{C} ontrol \underline{P} robability) $\stackrel{>}{\sim}$ NTCP (\underline{N} ormal \underline{T} issue Complication Probability) などがあるが、これらを利用するには、計算に使用するパラメータ 値をユーザーは知っていなければならない. 例えば、ユーザーが TCP や NTCP などを利用する 場合,他の研究者によって算出されたパラメータ値を使用する際には,算出した TCP や NTCP などが、自施設の臨床データと適合しているか確認するべきである、実際は、自施設の実際の臨 床データから、最尤法など統計的手法を使用してユーザー自身で導出するのが理想的であり、そ のためには、統計学の知識が必須であることは言うまでもない. また、BED は LQ (\underline{L} inear Quadratic) モデルに深い関連性があるため、BED に基づいた EUD を利用するには、LQ モデ ルの適用限界を把握する必要があり、使用する al B 値により等効果線量(例えば EQD2; EQuivalent Dose in 2 Gy fractionation) も変動することを頭に入れたい. 更に, 一般的には体 積が細分化されたボクセルベースの計算を行うが,各ボクセルのα値などの細胞修飾要素は,個々 の患者、さらには同一患者でも細胞間で同一でない可能性もあり、ある程度の変動があると予測 されるが、これらの値を各患者や各細胞で推定するのは困難であるのが現状である.以上を踏ま え、放射線生物学的効果に基づいた数式化したモデルを利用する上で最も重要なことは、上記モ デルは様々な仮定に基づいて構築されているので, 利用するモデルを正しく理解して使用するこ とである.

最後に

本稿のまとめとして、図 10, 11 に示す. 最後に、本項で記載した解説は、参考文献の内容を まとめ上げたものであるため、是非とも参考文献を参照して頂きたい.

参考文献

- 1. Ezell GA. Optimization in brachytherapy. AAPM Brachytherapy Physics Summer School. July 18-22, 2005.
- 2. Halperin EC, Perez CA, Brady LW, et al. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; Fifth, 2007.
- 3. Beaulieu L, Carlsson Tedgren A, Carrier JF, et al. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. Med Phys 2012;39:6208-6236.
- 4. Landry G, Reniers B, Pignol JP, et al. The difference of scoring dose to water or tissues in Monte Carlo dose calculations for low energy brachytherapy photon sources. Med Phys 2011;38:1526-1533.
- 5. Rivard MJ, Venselaar JLBeaulieu L. The evolution of brachytherapy treatment planning. Med Phys 2009;36:2136-2153.

- 6. Lessard EPouliot J. Inverse planning anatomy-based dose optimization for HDR-brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objective function. Med Phys 2001;28:773-779.
- 7. Nucletron. Physics and Algorithms. Oncentra® Brachy v4.3, 192.739ENG-09.
- 8. Wikipedia. https://ja.wikipedia.org/wiki/%E6%9C%80%E9%81%A9%E5%8C%96.

Summary for optimization

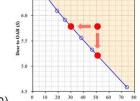
- ◆ 3D-IGBTになり、処方対象が点から体積に変わる(だろう)
 - ただ現在は、マンチェスター法で十分事が足りている

Simple is best!!

- ◆ 体積処方では、治療計画には最適化計算が必須となる(だろう)
 - アプリケータを多数挿入し、線源の停留位置が多く存在する場合に威力を発揮
- ◆ 術者は最適化アルゴリズムを選択
 - パレートフロントに沿って、最適解の群から目的に沿った解を決定
 - 各オブジェクト(目的)に対する重みづけ(w)は、計画者が決定する

 - 反復計算には多種多様なアルゴリズムが存在し、各種利点、欠点がある
 - 現在は、3D-IGBTは確率論的手法が主流(自分で開発して、実装するのも一つ)
 - 密封小線源治療 (放射線治療) 用として開発されたわけでなく、昔から存在する数学的アルゴリズムを 放射線治療用に使用できるよう実装しただけである

図 10 最適化計算アルゴリズムのまとめ



Summary for dose calculation

- ◆ 3D-IGBTになり、線量計算アルゴリズムは確実に高精度、複雑化になっている
 - 線量計算アルゴリズムの物理的特性や限界、不確かさを認識する必要性がある
 - 吸収線量の定義が変わる可能性があるため、処方線量の変更もありうる(のかな)
 - 商用ベースに頼らない努力も、できることなら行う
- ◆ 物理線量の限界が近づいてきている(のか)
 - 他の照射モダリティとの併用療法も施行されるため、評価基盤を合わせる必要がある
 - 放射線生物学に基づいた線量が必要になってくる(のかな)
 - 統計学の知識が確実に必要になってくる
 - 文献に記載されているからといって、妥当とは限らない
 - いくつかの仮定が存在することが殆ど
 - 利用するモデルを正しく理解して使用することは必須である

図 11 線量計算アルゴリズムのまとめ

第71回総会学術大会(横浜市)

於射線治療 座長果的

治療技術 (演題 219-222)

219 超音波ジェルを用いた体幹部表在性凹凸病変に対するボーラスとした臨床報告であ った.

腫瘍サイズに合わせた透明ケースを作成(既製品加工)し、密着性や再現性も考慮されて おり、またボーラスとしてもビルドアップ・ダウンのない線量分布が得られ有用な方法と 考える.ジェルを入れるケースをいろいろな形,大きさと変更することで,今までの板状 ボーラスにない密着性が得られ他部位への応用も可能と考えます.

今後も臨床上の問題点、新しい治療方法等、検討いただき多施設で応用できるよう報告 していただきたい.

220 ファントムを用いて乳房放射線治療において照射野外の心臓ペースメーカー (PM) 線量の測定の報告であった.実測値による結果では,JASTRO ガイドラインの PM で 2Gv 以下となっているが、計測ポイントや PM 周辺のハレーションによる影響によりポイント 線量に差が見られた結果となり、今後の検討課題と考える.

実測値 2Gy 以下でも PM 異常の報告もあり、実測し線量を把握することは重要なことでは あるが、安全性を保障するものではないため実際の治療時には、治療計画時から治療終了 まで心電図モニタ・PM 機能チェック等細心の注意が必要と考える. また, 動作異常時の対 応,他部署(循環器等)との連携も重要と考える.

221 呼吸性移動を伴う症例に対する陽子線スポットスキャンニング照射の基礎的物理検 証の報告であった. 呼吸による動きと線量分布の関係, 呼吸同期による線量分布の影響を 2Dアレイおよびガフクロミックフィルム(EBT3)により検証を行っていた. 解像度や検 出器サイズ、間隔による影響により、中心線量は2D アレイを使用し、線量分布、ペナン ブラに関しては EBT3 による評価であった. 同期照射することで, 吸収線量で 3%, ペナン ブラで 60%近く,線量分布でも 12%の改善がみられ(最大値評価),呼吸性移動のある症 例に有効な照射法と考える.

今後臨床に向けた検討をおこない(スポットスキャンニング照射法による呼吸同期した 場合の治療時間や患者の動きを考慮)報告して頂きたい.

最後に、英語スライド、英語発表とありがとうございます、今後もご協力お願いいたし ます.

222 呼吸同期陽子線治療中の体内の動きである Intra-fractional motion と呼吸波形のベースラインシフトの関係性について検討した報告であった. ベースラインシフトには, 呼吸状態や背側方向への体の沈み込みによる寄与が大きく, Intra-fractional motion とは S-I 方向に相関がみられている. 今回のマッチングでは, 4 D-CT 画像から RTPs により作成された画像が基準となり, 基準画像の偏位も加味した検討も必要だったと考える. 相関は見られているが, 個人差による大きさも認められている.

今後,個人差のないデータ(固定具や治療中の協力)や各区域別によるデータを集計し 更なる詳細な報告をお願いしたい.

星野 充英(北腎会 脳神経・放射線科クリニック)

QA・QC (演題 223-226)

223 本演題では MLC の動作精度管理として、EPID を活用した低コスト・短時間で高検出能な手法を提示していただいた。 MLC の精度管理に EPID のピクセル値を活用し、 3σ 法と統計的工程管理より 30 日間の経時的データから 0.3 mm以下の位置すれを検出することができるとした。 今後、管理するための最適なリーフギャップや EPID のキャリブレーションとの関連性の研究結果に期待したい。

MLC 動作の再現性や動作のばらつきから今後故障を予見し、故障する前に異常を排除できれば放射線治療装置のバックアップのない多くの施設に朗報をもたらす。今後更にデータを蓄積していただき、解析結果をお示しいただきたい.

- **224** DMLC による IMRT において照射野 20×20 cm² の平坦度が機械的な駆動系と線量制御系からどの程度の影響を受けるかをお示しいただいた. 平坦度の検出器としてプロファイラー2 を使い 100 msec ごとに比較して, 1%の線量率低下が平坦度にして 3%程度の影響を及ぼした. MLC の駆動と線量率変化, さらには今後, 平坦度を制御しきれない原因を制御間隔や装置内部の温度変化にも配慮して探っていただきたい.
- 225 放射線治療品質管理機構では「週1回毎の継続的な品質管理による放射線腫瘍医に対する報告書」の作成を勧めている。装置が安定して運転している情報を共有すること重要である。報告書作成にはできるだけ手間をかけずに行えれば、それにこしたことはない。今後は、品質管理に関する委員会の設置や報告を受けた腫瘍医の印象、共有する項目の整理や故障・装置更新のデータとしても活用できるかを視野に入れ、新たな所見があれば公開していただきたい。
- **226** 生体モニタは高精度放射線治療や小児などの治療において利用する頻度が高くなってきている. 放射線治療室内の環境として, 生体モニタのソフトウェアが不具合をおこす

原因としての熱中性子の存在が挙げられる.本研究では、中性子発生源からの距離や遮蔽 材の厚み、遮蔽材での効果的な囲み方をお示しいただいた.遮蔽材としてのポリエチレン の有用性から、今後は生体モニタ本体の全体ではなく、どのパーツに影響を最も及ぼして いるかを装置メーカと共同で調査していただき、装置内部での対応ができれば理想的では ないかと感じた.さらに、今回の研究には含まれていない生体モニタ検出器の中性子の影響も興味のあるところである.継続した研究に期待したい.

南部 秀和(近畿大学医学部奈良病院)

線量計測 (演題 227-231)

「放射線治療 線量計測」のセッションはファントムスケーリング係数についての演題が 2 題,コリメータ散乱係数に関する演題が 2 題,FFF-X 線の関する表面線量の演題が 1 題であった.

227 「ファントムスケーリング係数の妥当性評価」の演題では、実測から求めた実効線減弱係数比より算出したスケーリング係数(Cpl, hpl)の多施設間における検討を行い、モンテカルロシミュレーション文献値と比較検討したという演題であった。多施設での検討なので今回提示されたスケーリング係数の信頼性もあり、また、今回の結果を反映させたMU値において補正ありなしで1%のズレがあったとのことで、ファントムスケリーング係数の重要性が確認できた演題であった。今回測定したデータの論文化を望みます。

228 実測より求めたスケーリング係数を用いた水等価ファントムの線量評価」では、近年開発された新しいファントム TM 水等価ファントムのファンムスケーリング係数を実測より求め、このファントムを使用して IMRT の吸収線量を求めるという報告であった。実際の IMRT における水と TM との線量差は 6,10 MV ともに 0.5%以内であるとの内容であり、今回求めたスケーリング係数は妥当であることが示された演題であった。

231 「Radiochromic Film を用いた Flattening-filter-free(FFF)X 線における表面線量の検討」では Gafchromic Film(EBT3)を用いて皮膚表面線量が従来の X 線に比較して高いと報告されている FFFX 線の測定を行い、また、EBT3 と平行平板型電離箱との PDD の比較を行ったという演題である。今回の測定結果より FFFX 線の表面線量は 10%程度増加し、EBT3 は平行平板型電離箱との PDD 曲線が一致するとのことで、EBT3 の有用性が示された演題であった。EBT3 は簡便に取り扱いができるという利点があるので、今後とも詳細な検討を期待します。

久家 教幸(宮崎大学医学部附属病院)

計測技術 (演題 232-236)

232 FFF ビームに対して、有感体積の異なる3種類の電離箱(ピンポイント形 0.015cc, セミフレックス 0.125cc, ファーマ形 0.6cc) の水吸収線量を計測して、体積平均効果の影響を調べた報告である。FFF ビームについて、ファーマ形における有感体積の影響は6MVよりも10MVの方が大きかったが0.5%以内であり、水吸収線量を算出した結果に至っては差がなかった。また、有感体積が小さいほど設置誤差の影響は大きくなった。これらのことから、FFF ビームにおいてファーマ形が最適な線量計であると結論づけている。一方AAPM TG51 addendum おいて、FFF ビームの水吸収線量計測には短い収集体積を有する電離箱を推奨している。国内において、FFF ビームの水吸収線量計測に用いる線量計は施設間で様々であり、統一した指針が公表されることが望まれる。

233 電離容積や中心電極が異なる複数の電離箱(CC01, CC04, CC13, A125, 30013)について、FFF ビームの照射野サイズに対する極性効果を調べた報告である.CC01 において極性効果の照射野依存性が大きく,他の線量計は照射野サイズに対して明らかな変化を示さなかった.また、CC01 において線質指標が小さいほど(エネルギーが小さいほど)照射野依存性は大きくなった.そして,調べたすべての線量計について線量率依存性および深さ依存性は見られなかった.CC01 は線質依存性や照射野依存性があり,エネルギーが小さいほど顕著に認められた.これは中心電極に steel を用いていることが一因と考えられる.AAPM TG51 addendum でも steel などの高原子番号の電極を用いた電離箱は推奨しておらず、FFF ビームの測定に CC01 を用いる場合は、FF ビームよりもさらに注意が必要である事を示した報告であった.

234 FFF ビームとダイナミック MLC を組み合わせた場合において、リーフ速度が線量精度に与える影響を調べるためにダイナミック MLC の出力比や線量分布、そして実際のプランにより評価した報告である。ビームデリバリが IMRT と同等である Electric tissue compensator technique を用いて、各々の項目について評価した。高線量率の FFF ビームにおいても、リーフ速度に対する線量比は 0.5%以下であり、線量分布についても大きな差は生じなかった。また、実際の検証プランにおいてもすべて pass 率が 95%以上となった。これらの結果は、Varian 社 TrueBeam が従来機と比較して leaf motion controller とリニアック間の遅延速度が短縮されたことにより、beam hold off が従来機よりも起こりにくいため高線量率に対するリーフ速度の影響が小さくなった事が考えられる。 FFF ビームとダイナミック MLC の組み合わせで照射時間が短縮できる可能性があると結論づけているが、実際の IMRT プランでどうなるのか検討していただきたい。

235 イソオクタンを封入したマイクロ液体電離箱の温度特性について調べた報告である. マイクロ液体電離箱は,非常に小さい有感体積(0.0017cc)を有するため高分解能であり,ま

た空洞電離箱よりも電離量が大きく高感度であるという長所がある.しかし、液体であるがゆえ空洞電離箱と振る舞いが異なるので、その特性を充分調べた上で用いることが大切である.マイクロ液体電離箱の温度と電荷量の変化は直線的であり、温度が上昇するほど電荷量は大きくなり空洞電離箱とは逆の傾向を示した.また、マイクロ液体電離箱は空洞電離箱同様に温度補正を必要とするが、その補正値は空洞電離箱よりも僅かに小さかった.現在、マイクロ液体電離箱は製造されていないが、空洞電離箱とは異なる振る舞いについてさらに研究を積み重ね、線量計に対する新たな発想を展開していただきたい.

236 照射野サイズに対する PDD やプロファイル,出力係数の測定に最適な線量計について検討した報告である。ダイヤモンド検出器,半導体検出器,ピンポイント形電離箱,ファーマ形電離箱を用いて照射野サイズ 1cm×1cm~40cm×40cm まで幅広く変化させてデータを取得した。線量計ごとにそれぞれ特徴があり、各々の線量計の特性を充分理解した上で、線量計を選択することが大切である。

佐藤 智春(がん研究会有明病院)

位置照合 (演題 338-342)

338 患者体位再現性の向上を目的としたレーザー光走査型体表面検出装置の施設導入に際し、long、lateral、vertical、rotation などの各方向へ既知の移動量について、上記装置での計測値との比較を行うことで装置の位置検出精度を検討した発表であった。 $1 \, \mathrm{mm}$ 、 1° の誤差を維持可能な範囲を検証していたが、各方向の測定限界内(移動量で $\pm 5 \, \mathrm{cm}$ (ver.方向では $\pm 8 \, \mathrm{cm}$)、 $\pm 24^\circ$ 以内)であれば充分な位置精度を担保でき、固定具との併用により IGRT への補助使用という位置付けで問題ないと結論付けていた。今回の検討で導き出された測定限界領域は、実際のセットアップ状況を考慮しても著しく逸脱するとは考えにくく、また X 線被ばくを伴わないという最大の利点を有することから、CBCT 等との併用により被ばく低減化が図られるのではないかと考えられる。そのためには inter fraction error と体表面移動量との関係性について更に検討する必要があると思われるが、今後の報告を引き続き期待したい。

339 本演題では、前述のレーザー光走査型体表面検出装置の測定値に及ぼす影響について、対象物の色調、形状および材質の点からアプローチした検討結果を示していた。検出装置が赤色レーザー光を使用していることで、黒暗色に近付くほど吸収されてしまうこと、またその補色効果により緑色の物体には反応せず、長波長側の色調との相性が良いこと、表面形状に急峻な角度を有するほど位置精度が低下することなどが示され、検出装置の特性を理解した上で使用することが必要であると報告した。位置精度を低下させる要因を排除可能な ROI 機能を使用した方法も有用であると考えられ、引き続き今後も検討していただきたい。

- **340** 画像融合精度測定用ファントムの考案,ならびにこのファントムを使用して ExacTrac の画像融合精度を検証した演題であった.ファントムは,タフウォーターに密度 の異なる 3 種類(1.18 から 1.5kg/cm³)の不均質材を 1 から 4 成分(箇所)に配置,作製 することで 900 パターン以上の組み合わせを可能としていた.今回の研究結果においては,不均質材を 1 から 2 成分まで配置した場合,不均質材の容積が 100 cm³ 以下では ExacTrac の画像誘導が不可能となり,100 cm³ 以上でも画像誘導範囲は狭くなるのに対し,不均質材を 3 成分以上にわたって配置した場合では 100 cm³ 以下の容積でも画像誘導が可能であり,密度の異なる不均質材によるコントラスト変化の影響はなかったとのことであった. 会場 からの質問にもあったが,Reference Array を用いた場合の画像融合精度の直接的検証がな されておらず,今後の研究報告をお願いしたい.
- 341 本演題は、画像誘導装置の Cone Beam Correction 機能を利用することにより可能となった CBCT-6 軸補正についての研究であった。今回は頭部ファントムのセットアップを行い、ExacTrac X-ray ならびに half scan および full scan CBCT において、骨照合によるcollections と verifications の RMS、SD を比較する方法で評価していた。ExacTrac X-rayでは各軸の RMS、SD ともに 0.2mm、0.2°の精度を担保できていたが、CBCT-6 軸補正では long 方向、rolling 方向でのバラツキが大きく、その程度は half scan より full scan の方が顕著であったこと、verification 取得時に実施した CBCT-4 軸補正と 6 軸補正の比較では、最大で約 1mm、1°の差を生じたこと、などが結果として示され、Cone Beam Correction機能は高い視認性を有する反面、画像融合開始までに時間を要し、かつ axial 面のみの対応といった欠点もあり、特性を充分理解した上で使用すれば有効なツールとなる、と結論付けていた。今回貴重なデータを共有することができたが、骨以外の組織などをターゲットとした画像照合方法での検討や、被ばく線量を観点とした half scan と full scan での精度比較など、是非とも今後も検討していただきたい。
- 342 Ir-192 密封小線源治療における線源位置精度検証について,直接変換方式 FPD で撮影した core image を用いた方法で検討していた.線源の位置調整や check ruler による位置正確度テストの指標として,また 2 種のアプリケーターをそれぞれ臨床に近い形で配置し,2D 法治療計画における xyz 方向の座標位置検証に対しても高い精度で評価可能であることが示されていた.発表当日は時間の関係で質問できなかったが,セッション終了後に演者に確認をすると Ir-192 core image の取得には FPD との同時曝射は避けられないとのことであった.今後の密封小線源治療における位置精度検証方法の発展と治療中の線源位置 monitoring の実現のためには,この"gray zone"の解決が切に望まれる.今回の研究が追風となることを願いたい.

吉田 幸人(大分大学医学部附属病院)

位置精度・線量評価 (演題 343-347)

343,344 343,344 は同施設から、乳癌小線源治療寡分割照射(APBI)における線量評価と線源位置同定評価の報告である。線量評価においては、照射に用いるアプリケータ内部を空気で膨らませて断端部に密着させ状態で治療するのに対し、小線源の治療計画装置の線量計算アルゴリズムが不均質補正に対応せず水での計算を行うため、その影響が処方線量に与える影響について半導体検出器を用いて実測により検討されていた。乳房を模擬したファントムを用いてアプリケータ内部を空気、水それぞれの状態で、実際の臨床に用いる治療計画にて小線源をアプリケータに挿入し、術後断端部付近、皮膚面と仮定した位置の線量計測を行った。その結果、アプリケータ内部が空気層と水では、各評価点の線量計算誤差は臨床上問題にならない結果と報告されていた。また、皮膚線量がタオルをかけた時に若干の散乱線量の影響で皮膚表面線量が増加していた。

線源位置同定評価は、APBI に用いる小線源治療アプリケータ(SAVI)内に複数本の線源挿入 Catheter が挿入されており、SAVI 内部を空気で膨らませることで、それらの Catheter を均等に断端部に密着させるが、治療完結まで数日間アプリケータを挿入したままの状態で過ごすことが、アプリケータ位置ずれに繋がることから、線源位置同定に着目し検討された.小線源位置のずれは、投与線量の誤差に大きく影響することから、線源位置の検証の精度は治療成績に影響することが考えられる.毎回治療直前にはアプリケータ位置を確認して治療するために、実際にはその影響は無いがアプリケータがずれるたびに再計画が必要となる煩雑さがやや懸念される.

乳癌に対する APBI は ASTRO においても有効性に賛否両論あり、短期間で済みそのうえ治療成績には変わりないとの報告がある一方、局所再発率が増えることや萎縮の度合いが大きいなどの欠点が指摘されている報告もある。治療成績の有意性は照射位置精度が担保されていて正しく評価されるものであるべきであると考える。

345 前立腺癌に対する強度変調放射線治療における膀胱容積再現性の検討の報告である. 前立腺は周囲の臓器の状態により位置変位,変形がすることはよく知られている. そのため,周囲の臓器の容積を治療計画時と同程度に保って頂くいことが重要であるが,必ずしも治療期間中一定にすることは困難な場合が多い. 演者は,患者見無理なくかつ線量制約を満たす膀胱容積を検討しその結果から実際の臨床で運用されている. 前立腺癌患者は排尿に関して種々の問題を抱えている方がいるため,治療成績の維持と副作用の軽減はもちろんのこと,患者自身に負担をかけずに治療完結できる個別対応の重要性とそのための人員が必要であると考える.

346 上腹部領域照射時に位置再現性を考慮して、照射前数時間は絶食により臓器の位置変動をコントロールする方法が用いられている場合があるが、夏季には脱水を回避するため

飲水を許容している場合もあり、その飲水の影響が胃腸の体積変動を生じさせ、周辺臓器への照射位置精度への影響を検討した.飲水量によっては肝臓、胆嚢が右上方に 1.0 cm の変位を認めたとの報告である.肝臓の定位照射、膵臓の IMRT などでは呼吸管理以外に、胃腸臓器容量の管理も重要であると報告された.この報告のように、照射時期、患者状態によって個別対応と照射位置精度担保のためのデータ解析によるエビデンス作りは治療成績向上に非常に重要と考える.

347 炭素イオン線治療における回転位置ずれが線量分布に与える影響についての報告である. ビームの物理特性上, 正常組織と隣接するターゲットに対し, ぎりぎりまで高線量投与できる反面, 照射位置精度が非常に重要である. 並進方向のずれはそのままの位置ずれとして把握しやすいが, 回転成分による位置誤差は, 3 次元の空間的な線量変化を考えなければならないため, 直感的に評価しにくい. そのため, この報告のように, 回転成分が及ぼす線量への影響を定量化しておくことは非常に重要であると考える. 特に, 頭頸部領域は正常組織とターゲットが隣接するため回転成分の位置評価は前もって行っておくべきと考える. ペナンブラの小さな線量特性があっても, X 線も粒子線も人体に照射することには変わりない. そのため, 照射中の人体の動きを考慮したマージンの決定は, 照射部位とビーム特性を考慮することが必要と考える.

川守田 龍(多根総合病院)

治療計画・線量計算(演題348-351)

348 回転強度変調放射線治療(以下 VMAT)における線量計算に造影 CT 画像が利用できるか検討した報告である。同一プランで造影 CT 画像と非造影 CT の腫瘍体積および重要臓器の線量計算結果を比較した場合,有意に非造影 CT の線量が高くなったが差違は小さく,結論として造影 CT を利用した VMAT 治療計画は臨床的には無視できる程度としている。頭頸部 IMRT の治療計画には血管走行を明確にする必要があり,造影 CT を直接治療計画に用いることができれば,計画者の負担を少なくすることが可能だと思われる。ただし現在使用されている多くの治療計画装置(以下 RTPS)では画像重ね合わせ手法が利用でき,非造影 CT と造影 CT を一連で撮影することで,ほぼ画像位置関係にズレのない CT 画像を取得可能と思われる,今回の結果で非造影 CT と造影 CT で線量に有意差が出ているとしていることを考えると,造影 CT 画像を用いた治療計画を採用することは慎重にするべきだと考える,少しでも差違が生じる可能性があるならば,リスクマネージメントの観点からも可能であれば他の手法を採用すべきであろう。

349 前立腺への強度変調放射線治療(以下 IMRT)で前立腺内の金マーカーが線量計算に 及ぼす影響を、ボルツマン輸送方程式を利用した計算アルゴリズム(以下 AXB)と AAA で比較した報告である. AXB は従来の CT 値電子密度変換テーブルを用いた線量計算と異

なり CT 値または構造物に物質組成を割り当てる手法を採用しており、構造物の形状と組成を把握することが重要になると思われる、今回の報告ではアーチファクト領域および金マーカー領域について手作業でコンツーリングを実施しているが、臨床においてはアーチファクト軽減ソフトの有効利用や Dual energy CT による組織組成の同定が重要となるのかもしれない. 本演題では AXB と AAA の線量計算結果比較のみであり、今後は実線量計測との比較を検討いただき更なる報告を期待する.

850 RTPS で利用可能な計算アルゴリズム AXB、AAA、XVMC の 3 種類について高密度物質周辺部の線量計算精度をモンテカルロ法(以下 MC 法)および実測値を基準として比較した報告である。AAA など従来法の計算アルゴリズムでは高密度物質周辺の線量計算結果が真値と比較して誤差が大きくなることが知られているが、AXB は MC 法と同等の線量計算結果を期待されたアルゴリズムであり、 高線領域周辺でも精度の高い線量計算が期待されている,結果として AXB が $5\sim10\%$ の過小評価ではあるが,AAA、XVMC より優位に基準に近い計算結果となり,AXB の高密度物質近傍の計算精度を示した有効な報告であった。

351 電子線治療の線量分布計算に電子線モンテカルロ法(以下 eMC 法)を利用し臨床条件の MU 計算精度を評価した報告である。電子線では光子よりも組織物質密度の影響を大きく受けるため、線量計算精度の高い不均質補正を考慮した線量分布計算とそれに対応した MU 計算は臨床上有用と考えられる。今後電子線治療においても不均質補正を考慮した治療の実施される事が予想され、その際は必然的に RTPS が算出した MU 値を利用することとなるが、基準点の取り方など現状の方法との整合性を十分考慮してから臨床利用しなければならない、今後 RTPS を利用した電子線治療計画については学会レベルでのガイドライン作成が必要と考える。

小山 登美夫(日本赤十字社長野赤十字病院)

治療計画 (演題 352-356)

352 乳房温存術後接線照射の治療計画において線量分布を改善するため field-in-field 法が選択さたり IMRT なども提案されている. この演題はそれらに比べ時間や労力において簡便である enhanced dynamic wedge (EDW)を使用したプランに MLC やガントリー角度を調整した sub-field を追加作成する方法を提案し、EDW のみの症例と sub-field を追加した症例の DVH を解析評価している. sub-field の追加が有効であったのは PTV が大きい症例で、今回の臨床データから導いた PTV の cut-off 値は 376.1cm³ であった. また、sub-field を追加したプランは Homogeneity Index は改善し、肺の V20 や V10 も減少した. Conformity Index に有意差はみられなかった. 結論として sub-field を追加作成する方法は臨床的に有用であるという報告であった.

- 353 Air-Bag System (ABS) は体幹部固定用シェルと腹部の間に空気を充填したバッグを挿入することにより,腹部圧迫による呼吸の管理と腫瘍の動きを抑制する効果が期待できる。また,バッグに接続した空気流量計により呼吸波形を取得することも可能なシステムである。このシステムの有効性については既にいくつか報告されている。この演題ではABS を使用した肝定位放射線治療において腹部圧迫による肝臓の変形に着目し,治療計画CTとMRI 画像とのFusion 精度について検討している。結果,固定具を装着した状態でMRI 撮像を行うことで,治療計画CTとMRI 画像とのFusion 精度つまりは腫瘍の描出精度が向上したという報告であった。ABS を導入している施設はまだ少なく今後も貴重なデータをご報告いただきたい。
- 354 体幹部定位放射線治療(SBRT)において回転型強度変調放射線治療(VMAT)治療中に収集したデータから呼吸位相ごとの線量分布を再構成し、非剛体レジストレーション(DIR)を用いて合算することにより得られた線量分布と治療計画時の線量分布を比較した報告である. VMAT 中に収集したデータより呼吸位相ごとの画像を再構成する方法は過去に論文化されているのでそちらを参考にしていただきたい.

肺定位放射線治療を実施した症例において ITV 内では治療計画どおりに線量が投与されており、PTV の周囲では DIR の変位ベクトルが大きい領域に線量差が出やすいという結果であった。また、呼吸位相の分割数による違いは見られなかった。実際に投与された線量分布を評価することにより治療効果や副作用の評価も期待できる。

- 355 IMRT の最適化計算は Try and Error や経験的なデータにより行われることがほとんどである. この研究は定義された PTV や OAR に対し、理論的な DVH curve を計算し線量分布の限界を予測することにより、必要以上の最適化パラメータの入力阻止や作成した線量分布の妥当性を評価しようと試みている. 今回の報告では頭頸部領域の VMAT プランについて両側耳下腺と脊髄の理論的な DVH curve を計算し、実際のプランの DVH curve と比較評価した結果、理論的な DVH curve が VMAT プランの妥当性の指標になりうることを述べている. 今回は頭頸部領域での評価であったが、他の部位での評価や他の RTPSでも同じような結果が得られるのか興味が持たれるところであり、引き続きご検討いただきたい.
- 356 この演題は次世代 RTRT システム (SyncTraX:島津) と FFF リニアック (TrueBeam: Varian) を用いた 4 次元放射線治療を実現するため、ログファイルを使用し腫瘍の呼吸性移動の移動量や経時的変化と再現性を解析・評価する呼吸性移動解析ツールを開発したという報告であった。この解析ツールは(1)腫瘍の呼吸性移動による軌道の視覚化、(2)ユークリッド距離を使った呼吸性移動の範囲、(3)カーネル平滑化推定を使用した呼吸性移動の確率密度関数 (PDF)、(4) Kullback Leibler (KL) 情報量を使用した呼吸性移

動の PDF の再現性の4項目を計算できる. 旧 RTRT システム (三菱) で取得された肺と 肝腫瘍のデータを用いて計算した結果は良好であった. この解析ツールは次世代 RTRT システム (SyncTraX:島津) への実装が予定されているようである. 肺や肝臓の呼吸性移動に 対する適切なマージン設定は CT シミュレータのみでは難しいとの報告もあるため, 4 次元 放射線治療に向けた患者個々の呼吸性移動を判断するうえで有効なツールとなるであろう. 鈴木 幸司 (山形大学医学部がんセンター)

患者固定・位置精度(演題357-360)

357 本演題は、自施設における inter-fractional variation を検討したものであった.評価対象とした部位は、胸部・腹部・骨盤部であり、ポジションングクッション使用の有無によるセットアップ精度について考察された. 結果として、ポジションングクッション使用時の inter-fractional variation は、概ね良好との報告であった. 全ての患者にポジションングクッションを使用するのが理想ではあるが、実際の診療現場でのワークフローや治療計画、固定具保有数を考慮した場合、難しい現実も理解できる. 重要なことは、丁寧なセットアップおよび適切な固定具の選択によって、inter-fractional variation におけるrandom 成分を低く抑え、日々の systematic 成分を正確に推定することに尽きると考える. 演者の施設における off-line 補正や on-line 補正のワークフローについての紹介があれば、会場内の聴講者がより身近な発表内容と捉え興味を深められたと想像している. また、本報告のような各施設で蓄積された inter-fractional variation に関するデータを整理し、日々の診療業務に反映させるサイクルを構築することが重要だと考える.

358 本演題は、頭頚部領域の放射線治療において新規で商品化予定の固定具(頭頚部用シェル)に関し、従来商品との固定精度の比較検討を実施された報告であった.対象となった新規の固定具の特徴は、頭頸部だけではなく肩を固定(脇および肩の上方の二カ所で固定)可能ということが挙げられる.頭頚部領域の放射線治療では、鎖骨上窩付近のリンパ節を予防領域として照射される場合も多く、自由に動く肩の固定を頭部・頚部領域と同時に実施するには、各施設で様々な取り組みが施されている事を予想している.発表された測定データは、従来型の固定具やセットアップの詳細を把握しきれてはいないが、肩に関する固定精度が約10mmから5mm以下と著しく精度向上したという結果であった.今後は、新規の固定具を使用したセットアップ方法や使用上の注意点等を数多くの症例において経験とそれらのデータの統計解析を実施して頂き、可能であれば、線量分布におけるPTVやOARのDVHに関する考察も加え、今後、多くの学会や研究会で発表・討論を実施して頂きたいと感じた.

359 本演題は、Deformable image registration (以下、DIR) に関する研究発表であり、骨盤内の前立腺の動きを想定した Digital Phantom を使用した基礎検討であった。研究の

概要は、左右(LR)、腹背(AP)、頭足(SI)方向に距離を任意に変化させ、基準画像との類似尺度(Dice similarity coefficient : DSC)を用いて評価された。結果として、基準画像に対する DSC は、各移動方向に関しての差異は少なく、また、基準画像からの移動距離を遠く設定した場合、DSC の値は低下したとの報告であり、DIR の精度に着目するのではなく、移動・形状・大きさ等のパラメータに関してどのような特性を示すのかを評価した基礎研究として聴講させて頂いた。今回は、LR・AP・SI 方向における 3 軸の直交座標系に限定された内容であったが、演者も発表中で考察されていた"ねじれ(歪み)"や"回転"成分を加えたベクトル量に関しても継続した研究を実施していただき、また、画質に関しても考察を加え公表して頂ければ、今後の DIR に関する貴重な基礎研究になると感じた。

360 多くの論文や研究発表で見かける Van Herk 氏によって定式化された PTV マージンは、腫瘍の輪郭抽出に不確かさがないことを前提にされており、加えて CTV サイズは考慮されていないという前提がある。今回の広瀬氏らの研究内容は、前立腺 IMRT において精嚢を含め、かつ CTV が変形することを条件とする PTV マージンについて検討されている。また、マージンの決定式も現実的な IGRT の特性(直交座標系 + 非等方性)を考慮した依田氏の研究論文から引用されており、臨床に有用な研究データを提示していただいたと感じている。発表の時間制約のため、画像処理をはじめとするデータ解析の詳細が会場内の聴講者に伝わらなかったことが残念ではあるが、論文として仕上げることで今回の不足した内容を補って頂き、貴重な研究として仕上げていただくことを期待している。

青山 英樹 (岡山大学病院)

位置照合装置特(演題 460-464)

460 放射線治療の位置照合に使用される CBCT 画像について、2 つの治療装置間の画質を評価用 Catphan ファントムを用いて定量的に解析し、比較を行ったという報告である. 撮像条件は Head と Pelvis の 2 つのプロトコルを使用している. 画質評価項目として、MTF、NPS、SNR を評価されている. 空間分解能の解析結果では 0.3cycles/mm より大きい周波数で OBI が高い評価が得られていた. ノイズ特性では XVI の優位性が示された. CBCT の画質にはディテクタによる Matrix や pixel size の違いや X 線の線質なども影響することが予想される. したがって、単純な装置間の比較を行うことはできないが、標準化された方法で CBCT 画像の画質を評価することは、装置の品質保証や被ばく線量の低減を含む最適化に向けて必要な研究と考える.

461 TomoTherapy で作成される MVCT 画像について,ノイズ低減に利用されるウェーブレット変換を適応して画質の改善を試みたという報告である.二次元ウェーブレット変換のレベルを 1 から 3 まで変化させて CNR 等の評価を行った結果,Axial 画像ではレベル 1 、2 でのノイズ低減効果が認められる.Sagittal,Coronal の再構成画像ではレベル 3 で

効果が認められるということであった.レベル1の結果ではノイズ低減効果にややばらつきが認められた.また、Sagittal、Coronalの再構成画像はスライス厚との関係も考慮する必要があると考えられる.ノイズ成分の多い MVCT 画像では有用な画質改善方法である.今後、どのように臨床画像に応用して最適化を図るのか検討をお願いしたい.

- 462 4DCT 画像から動体シネ画像を作成する際に、複数枚の画像加算平均値を投影することによる画質改善の定量的評価を行ったという報告である。画像の重ね枚数を 1~40 枚とし、重ね合わせ精度、CNR、NPS、スライス厚、CT 値変化等を評価された。重ね合わせ精度として櫛ファントム画像の信号部分の半値幅は枚数を増やしても大きく変化することはないことが報告された。また、重ね合わせにより CNR の上昇や NPS におけるノイズ低減効果など画質改善が認められた。スライス厚では、実際のスライス厚に対して低い値となり、重ね合わせによる変動が認められた。重ね合わせの効果については、呼吸の周期によっても変化することも予想される。臨床状況に応じたの最適化の検討が望まれる。
- This study was to investigate the feasibility for patient dose reduction of 6 noise suppression filters which applied to CBCT images. Using the 6 filters were averaging filter (AF), median filter (MF), Gaussian filter (GF), bilateral filter (BF), edge preserving smoothing filter (EPF), and adaptive partial median filter (AMF). Patient doses were evaluated by CTDIw dose index and the effect with filtered images were evaluated by automated rigid registration of three axis translation (left-right, anterior-posterior, superior-inferior) which applied for patient set-up error between the planning CT images and the CBCT images. In the case of phantom study with low dose CBCT, the filters were more effective for dose reduction with the same residual errors. However, in the cases of patient study, the filter effects of dose reduction became lower rather than phantom studies and were different with the applying portion. Further investigations of optimum conditions for clinical use case will be expected. And the spectrum analysis will be desired for each filtering effect.
- This study was to evaluate effective dose of CBCT which is equipped on two types of Linac TrueBeam and Clinac-iX. They calculated the effective dose by using CTDI phantom dosimetry and ImPACT calculator. The effective dose were evaluated the three exposure protocols that were "standard head", "low dose thorax" and "pelvis". It was relatively observed that the effective dose of each procedure in Clinac iX was larger than that of TrueBeam. In the case of "standard head" protocol, the effective dose was reduced 50%. Feature of this study is CBCT dose converted to comparable effective dose which used in radiological protection. In this study, you can evaluate the effective

dose of CBCT protocol, how do you use this technique to clinical cases? Further study of dose reduction effect for image quality and automated image registration should be investigated.

川村 慎二(山口大学医学附属病院)

IMRT 検証(演題 465-470)

465,466 VMAT 検証における誤差要因を特定するために、検証結果をある程度予測することを目的として、各種因子を解析した演題である。同施設から 2 演題続いての発表だったため、まとめて解説する。演題番号 465 は線量率を因子として推定し、線量検証結果の是非が予想できないかを検討したものである。それに対し、演題番号 466 は MLC ギャップ幅を因子として推定している。

いずれの演題にも共通して言及すべきことは、これらの演題はいずれも IMRT を実施している施設にとって有益なものであったが、VMAT のような高精度放射線治療における照射前線量検証の目的は、複雑に入り組むパラメータ設定による不確かさが線量投与線量に及ぼす影響を確認することであり、患者によってパラメータ設定は異なるために患者ごとの検証を実施しなければならない。今回の演題のように、特定の因子が線量検証結果に及ぼす影響を調査することは、各パラメータ因子がどの程度誤差要因となるかを学習するためには有用である。しかしながら、それでは検証自身の本来の目的を達成していない。線量検証のみならず、日頃の品質保証・品質管理項目と照らし合わせながら、線量検証作業が煩雑にならずに本来の目的を達成できるように、今回の演題の結果を踏まえて各演者は施設に帰ってから品質管理のためには何を最適化するべきかを考察されることを推奨する。そして、もう一歩踏み込んだ結果が得られた際には、再度結果を発表していただきたい。

467 全脊髄に対する IMRT の妥当性を評価するために、線量検証での結果を踏まえて脊髄液腔への線量集中性、均一性を評価した演題である。この発表では、様々な検出器を使用した時の線量検証の結果とピットフォールを示していた。電離箱線量計による結果では良好に線量は一致していたとのことであるが、重要なのは照射やつなぎ目部分近辺の線量合算評価である。それらをフィルムや EPID、二次元検出器で補完していたが、これらは空間分解能が異なるために、線量検証結果に相関があるとは言い切れない。また、フィルムによる検証と二次元検出器の間でのガンマ解析基準が異なることも木になる点であった。この後さらなる検討を期待したい。

468 ラジオクロミックフィルムの色分解方式による線量曲線の違いを利用した線量解析 結果の比較である。研究発表では、Background subtraction (BG)法と Red/Blue (R/B)法の 違いによるガンマ解析の結果の相違から、いずれの方法が浅慮検証に適しているかという 報告であった。これをさらに照射野サイズの違いによってガンマパス率が異なるかという

検討がなされていた。研究結果として、R/B 法がいずれの照射野サイズにおいても良好な結果を示したと報告されていた。濃度変動の原因はフィルム自身の不均一によるものが大きいため、これらの補正法による結果の改善は IMRT の検証において有効な手段である。しかし、MLC リーフ動作不良や微妙な線量誤差を検出しにくくすることも考えられる。最近では Triple channel correction などもあるので、これらを総合評価する研究に発展を希望する。

469 Flattening filter free (FFF)モード搭載型のリニアックにおける線量分布検証法の課題と改善点を提案する演題である。従来の FF ビームでの IMRT 線量分布検証と比較しながら、FFF モードでの IMRT 検証結果を示していた。二次元検出器や三次元検出器を取り入れながら、Film を基準としてその結果の相関を検討されていた。研究結果としては、FFF モードであっても、FF ビームと変わりなく線量検証を行うことができることや、半導体検出器は二次元であろうと、三次元であろうといずれもフィルムと遜色なく有用であったというものであった。しかしながら、半導体検出器は必ず校正をした上で実用される。FFF ビームでは FF ビームと比較して分布が異なるため、必ず FFF ビームでの校正が必要であるし、その校正法についても検討の余地はあると考えられる。今後さらなる検討を期待したい。

470 海外からの発表演題である。演者はミャンマーからタイのチュラロンコン大学に留学している学生であった。IMRT 線量検証のツールとして MapCHECK2 を用いており、その際のガンマ解析の criteria をどのように設定するのかで誤差の検出能を上げることができるかというものであった。検討症例は頭頸部の IMRT であり、わずか3例であった。症例数が少ないことや日本ではすでに様々な報告がなされているため、この演題に対して残念ながら明らかな新規性は認められなかった。そして、線量誤差と DTA のいずれが優位であるかという検討はなされていなかった。私は座長としてその点を指摘したところ、今後さらに検討を重ね、機会があればまた JSRT で発表をしたいとのことであった。今後に期待したい。

林 直樹 (藤田保健衛生大学)

第41回放射線治療セミナー報告

都島放射線科クリニック 辰己大作(セミナー担当) 東京女子医大病院 羽生裕二(セミナー担当)

平成27年7月4日(土),愛知県がんセンターにて,第41回放射線治療セミナーを開催しました.本セミナーは,"(叢書)放射線治療における位置照合とセットアップの実際"の発刊を受け、その内容について分り易く解説頂き、不明な点の質疑応答を行う趣旨で開催したものです.

【第41回放射線治療セミナープログラム概要】

1. IGRT 総論 小口 宏(名古屋大学)

2. 患者セットアップエラーと補正方法 加茂前健(名古屋大学大学院)

3. IGRT の臨床 川守田龍(多根総合病院)

4. IGRT の精度保証 秋田和彦(大阪医科大学附属病院)

5. 患者固定とセットアップの実際 青山英樹 (岡山大学病院)

6. IGRT の被ばく 川村慎二(山口大学医学部附属病院)



会場風景 1



会場風景 2

第41回放射線治療セミナー参加レポート

「第 41 回放射線治療セミナーに参加して」 大阪府立成人病センター 放射線診断科 村田誠也

2015年7月4日に第41回放射線治療セミナー「放射線治療における位置照合とセットアップ」に参加させて頂きましたので、報告させて頂きます.

小口先生の「IGRT 総論」では、IGRT の定義から臨床的意義、放射線治療における位置 誤差の種類、補正方法、位置照合装置の種類、体内マーカーの利用法、呼吸性移動対策な ど、IGRT を理解する上で非常に重要な項目について講義して頂きました。IGRT の全体像 を把握することで、各論での講義内容の理解がより一層深まりました。

加茂前先生の「患者セットアップエラーと補正方法」では、位置誤差の定義から誤差の発生要因と補正方法、ICRU Report 62 の治療計画体積とマージン付加方法について講義して頂きました。日常業務を行う上で、位置誤差に対する各種修正プロトコルを理解することは非常に大切であることを実感しました。また、セットアップは「治療計画を再現する場面であり、極めて重要」という冒頭のキャッチフレーズを聞いて、一見、当然と思われることですが、常にこの事を忘れずに業務に取り組みたいと再認識させられました。

川守田先生の「IGRT の臨床」では、IGRT の必要性やオンライン・オフライン補正、ランダムエラーについて理解し、それを小さくする方法など、実臨床で IGRT を如何にして行うか頭頸部・体幹部・前立腺領域について講義して頂きました。固定具作成の有無によって、位置の再現性が全く異なる事、そして固定具による位置のバラツキの違いについて臨床データを基に学ぶことが出来ました。こんなに結果が違うことに驚きを感じると共にセットアップの技術の向上と工夫の大切さを改めて実感させられました。

秋田先生の「IGRT の精度保証」では、ガイドラインの解説から始まり、アイソセンタの概念、装置別の IGRT における QA/QC について講義して頂きました。特に印象に残った項目は、アイソセンタの定義とその求め方、装置別にアイソセンタの概念が異なる事など、学ぶべきポイントが沢山ありました。また、位置照合装置の画質評価についても、更に知識を深めたいと思いました。

青山先生の「患者固定とセットアップの実際」では、頭部及び頭頸部・体幹部・骨盤部の領域、そして四肢、緊急照射についてシェルの作成方法や補助具の使用例について講義して頂きました。日々の照射を行っていく上で、初期セットアップが非常に大切であることを改めて実感させられました。また、前立腺癌に関する多数の文献も提示して頂き、初めて知ることも多々あり大変勉強になりました。今後もどうしたら患者さんに楽な姿勢で治療を受けて頂けるのかを考えながら日々の業務に邁進していきたいと感じました。

川村先生の「IGRT の被ばく」では、Planar kV beam 吸収線量評価と CBCT 吸収線量評価ファントムを用いた CT 画像の線量分布作成と臓器別線量解析、低線量被ばくの人体への影響について講義して頂きました。 今回の講義で一番難しく感じた内容でした。 kV beam と CBCT の吸収線量について AAPM からプロトコルが出されていることを実は初めて知り

ました. 恥ずかしながら分からないことだらけでしたので、本講義で得た知識を基に IGRT の被ばくに関する知識を更に深め、技術の向上を図りたいと思います.

今回初めて放射線治療セミナーに参加させて頂き、非常に膨大な内容を凝縮された熱気あるセミナーでした。今年の2月に発刊された放射線医療技術学叢書(33)に沿った内容で、予習の段階で頭の中でモヤッとしていたことがスカッとした瞬間も多々ありました。本セミナーに参加して本当に良かったと思います。

また今回学ばせて頂いた内容は日々の業務にも直結していますので,フィードバックしていきたいと感じました.

最後になりましたが、企画・準備・運営して頂きました放射線治療部会の皆様、講師の 皆様に改めて感謝申し上げます. ありがとうございました.

-地域•職域研究会紹介-

東京放射線治療技術研究会の紹介

東京医科大学病院 筑間晃比古

東京放射線治療技術研究会は発足後今年で30周年を迎えました。前進の「治療技術研究 会 | から数えると 39 年の長きに渡り活動をしています. 近年, 放射線治療は SRT, IGRT, IMRT 等々と高精度治療を行う技術が次々と導入されてきており,それに伴い専門的かつ高 度な技術,知識が益々必要となってきています.反面,専門的な知識を有する放射線技師 と医学物理士の住み分けが叫ばれていますが、依然として十分な人材が確保されていると は言えません.その様な状況の中で個々の担う業務量は増加をしており,少しのミスが医 療事故につながるのは周知の事実です.当研究会は,放射線治療に関心のある放射線技師, 医学物理士、医療機器関連メーカ、放射線技師学校学生が、初歩的な疑問から技術的な悩 みを率直に出し合い、勉強会や多施設共同研究を通してボトムアップを図り、そして先進 的な技術や知識の吸収、共有を図っていこうとするのが目的です.年間統一研究テーマを 設けその結果を長年学会等で発表してきましたが、最近はより身近なテーマを取り上げ、 各参加施設での取り組みや対応状況を紹介し情報の共有化を図り、良質で安全な放射線治 療を提供できるような取り組みを行っています.具体的には月1回の定例会では、共通テ ーマに沿った各参加施設持ち回りの発表、医療機器関連メーカ等による製品レビューと技 術的なトピックスの発表,共同研究についての計画,実施報告,話題提供等を主な内容と して開催しています. 更に法的管理の解説や情報提供, 緩和ケアについて専門看護師を招 いての講演会,年1回程度の施設見学勉強会も行っています.また,東京近隣の各研究会 と共同開催を行い交流の輪を広げています.

私が代表世話人をさせていただいた当初,研究会の趣旨は「どんな小さな事でも,どんな初歩的な事でも自分で悩んでいないで,同じ仕事をする仲間に聞いてみよう相談してみよう.」でした.これは今現在も根底にあり今後も続けて行くつもりです.経験値だけで物事を判断するのは危険です,また,文献だけを根拠として物事を進めるのも危険を伴います.更にそれらをよく理解もせずに判断,決定し押し進めるのは最も危険だと思います.その様な事を避けるために相談出来る会であり続けたいと思っています.当研究会の定例会は,放射線治療品質管理機構の認定する放射線治療品質管理士更新のための講習会として,

更に日本放射線治療専門放射線技師認定機構による,放射線治療専門放射線技師認定取得及び更新の為の単位取得可能な研究会として認められています. 日頃, 悩みを抱えている放射線治療担当技師をはじめ,放射線治療に関心をお持ちの皆さん,会費は無料,参加申し込み不要ですので是非一度定例会に参加してみて下さい. なお,お問い合わせ先,開催シュケジュールなどの詳細は当研究会HPをご覧ください.

【東京放射線治療技術研究会HP】

URL は http://linear.accela.jp/



杏林大学見学勉強会



緩和医療研修会



埼玉がんセンター見学勉強会



東芝那須研修センター見学勉強会

世界の論文シリーズ

Evaluation of a single-scan protocol for radiochromic film dosimetry

(ラジオクロミックフィルム線量測定におけるシングルスキャンプロトコルの評価)

Yoshinobu Shimohigashi, Fujio Araki, Masato Maruyama, Yuji Nakaguchi, Satoshi Kuwahara, Nozomu Nagasue, Yudai Kai

Journal of Applied Clinical Medeical Physics. 2015; 16 (2): 412-424.

【目的】

ラジオクロミックフィルムは, intensity-modulated radiation therapy (IMRT) や, volumetric-modulated arc therapy (VMAT)の線量検証に用いられ, 高分解能, 組織に近い等価性, 低いエネルギー依存性といった有用な特性を示す.

カラーフラッドベッドスキャナによるラジオクロミックフィルム線量測定では、通常、低線量領域の感度に優れた、赤色チャンネルを使用するシングルチャンネル法が用いられる. しかしながら、シングルチャンネル法は、フィルム有感層の厚さのバラツキや、不均一なスキャナ応答と指紋などのアーチファクトに悩まされる可能性がある. 最近、赤、緑、青の3色全てを使用するマルチチャンネル法が提案され、スキャンされた信号の線量依存部分と線量非依存部分との分離が可能となることにより、空間的均一性の有意な改善が示された.

また、照射後のラジオクロミックフィルムの黒化は、時間とともに進み、照射後 45 分と 24 時間経過の EBT2 フィルムでの光学濃度は 6 %の差となる. 一般に使用される、フィルム測定法は、黒化が安定した 24 時間後のフィルムが用いられる.

最近,一回のスキャンで校正と測定とが組み合わされた,短時間の測定が可能な新しい測定法,いわゆるシングルスキャンプロトコルが確立された。シングルスキャンプロトコルは,検証用フィルム,1 枚の校正フィルムと未照射フィルムだけを使用し,短時間での測定が可能となった。

本研究の目的は、ステップパターン、ピラミッドパターンと臨床 IMRT プランの線量検証を、一般的な手法である 24 時間プロトコルと比較することにより、EBT3 フィルムを使用したシングルスキャンプロトコルを評価することである.

【方法】

本研究では、ガフクロミック EBT3 フィルムを American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG-55 レポートに準拠して取り扱った。 すべてのフィルムは Clinac iX linac (Varian 社製)の 6 MV もしくは、15 MV で照射し、フラッドベッドスキャナ(ES-10000G、セイコーエプ

ソン社製)にてスキャンした. スキャンイメージの測定と解析はマルチチャンネルプロトコル,シングルスキャンプロトコルのどちらも可能な FilmQApro 2013 (Ashland 社製)を使用した. テストパターンと臨床 IMRT プランは Eclipse version 8.9 (Varian 社製)の anistoropic analytical algorithm (AAA)にて計算した. treatment planning system (TPS)の正当性を示すために、テストパターンを用いた線量プロファイルはモンテカルロシミュレーションと比較検証した.

シングルスキャン測定プロトコル

シングルスキャンプロトコルは、検証フィルム、1 枚の校正フィルムと未照射フィルムを用いて行った。検証フィルム $30\times30\times20~{\rm cm}^3$ は水等価ファントムの深さ $10~{\rm cm}$ に設置し、テストパターンと臨床 IMRT プランによる照射を行った。校正フィルムは校正曲線の再スケールに使用するため検証フィルムと同様の配置にて既知の線量を $2~{\rm min}$ 箇所は未照射(0 Gy)、それ以外の箇所は検証線量の範囲($\sim2~{\rm Gy}$)の $1.5~{\rm min}$ 6 公 $3~{\rm Gy}$ を照射した。校正フィルムと検証フィルムは照射後のフィルム変化による線量誤差を減少させるために、短時間内に照射し、 $30~{\rm min}$ 分後にスキャンした。

・ステップパターン、ピラミッドパターン、臨床 IMRT プランの線量検証における測定手順の 評価

シングルスキャンプロトコルは、一般的に用いられる 24 時間プロトコルとの比較により評価した.ステップパターンとピラミッドパターンと臨床 IMRT プラン(頭部、頸部、骨盤、前立腺)が照射されたフィルムは、シングルスキャンプロトコルでは 30 分後に、24 時間プロトコルでは 24 時間後にスキャンした.それぞれのプロトコルで取得した 2 次元の線量分布はガンマ解析法によって TPS の線量分布と比較した.ガンマ評価は dose difference (DD) 3 %、distance to agreement (DTA) 3 mm、低線量領域を除外するために、threshold (TH) 30 %で行い、DD の許容レベルは最大線量との比較によって計算した.

【結果】

A.ステップとピラミッドパターンの線量検証

シングルスキャンプロトコルの線量プロファイルは 24 時間プロトコルと 2 %以内で一致し、TPS で計算された線量プロファイルについても、モンテカルロシミュレーションの計算結果と 2 %以内で一致した.ステップパターンにおける、シングルスキャンプロトコルと 24 時間プロトコルの TPS からの絶対線量の相違はそれぞれ、低線量勾配で $2.0\pm1.8~{\rm cGy}$ と $1.4\pm1.2~{\rm cGy}$ と なった.同様に、ピラミッドパターンでは、それぞれ、 $3.6\pm3.5~{\rm cGy}$ と $2.9\pm3.3~{\rm cGy}$ となった.各プロトコルと TPS の線量分布はよく一致した.シングルスキャンプロトコルのガンマパス率は、ステップパターンとピラミッドパターンでそれぞれ、 $96.0~{\rm %}$ 、 $95.3~{\rm %}$ となり、同様に、 $24~{\rm Em}$ では、 $24~{\rm Cm}$ のガンマパス率は、それぞれ、 $25.9~{\rm %}$ 、 $25.9~{\rm %}$ 0.0 %、 $25.3~{\rm %}$ となった.

B. 臨床 IMRT プランの線量検証

各プロトコルと TPS の線量分布はよく一致した. 頸部 IMRT プランにおける,シングルスキャンプロトコルと 24 時間プロトコルの TPS からの絶対線量の相違はそれぞれ,低線量勾配で $2.5\pm2.7\,\mathrm{cGy}$ と $2.7\pm2.5\,\mathrm{cGy}$ となった. 同様に,前立腺 IMRT プランでは,それぞれ, $3.8\pm3.8\,\mathrm{cGy}$ と $3.6\pm2.3\,\mathrm{cGy}$ となった. それ以外の IMRT プランの線量プロファイルも頸部,前立腺 IMRT プランと同様な結果となった. 平均パス率はシングルスキャンプロトコルで $96.7\,\%\pm1.8\,\%$, 24 時間プロトコルで $97.3\,\%\pm1.4\,\%$ となった.

【考察】

ラジオクロミックフィルム線量測定は、EBT3 フィルムを用いたマルチチャンネル法で行われた. マルチチャンネル法を用いた 24 時間プロトコルの線量プロファイルは、TPS と 3 %以内で一致し、平均線量差は低線量勾配で 5 cGy 未満となった. また、DD 3 %と DTA 3 mm のガンマパス率は全てのプランで 95 %以上となった.

本研究では、24 時間プロトコルでの IMRT 線量検証と比較することにより、シングルスキャンプロトコルの測定精度を評価した。シングルスキャンプロトコルの場合は、単一の校正フィルムにて、全ての検証フィルムを照射した。シングルスキャンプロトコルの線量プロファイルとガンマパス率は、校正フィルムを用いた校正曲線の調整により、24 時間プロトコルと一致した。2 つの測定プロトコルの唯一の違いは、再スケーリング係数であることに注意が必要である。Lewis ら(1)は、シングルスキャンプロトコルを確立し、IMRT と VMAT のプランでの有効性を評価しており、彼らは DD 2 %、DTA 2 mm でのガンマパス率は 97 %以上であると報告している。我々の研究においても、同様の傾向を示した様々な治療部位の IMRT プランと 2 種類の光子エネルギーをシングルスキャンプロトコルにて適用した。加えて、ラジオクロミックフィルムの反応は、光子エネルギー、温度と湿度によって僅かに変化することが知られている。しかしながら、我々の研究結果では、フィルム反応の違いは光子エネルギーと測定環境によるものであったとの結論への十分な根拠を与えられなかった。

Devic ら⁽²⁾は、照射後のスキャン時間幅が 30 分プロトコルで±5 分未満, 24 時間プロトコルで±2 時間未満の場合 1 %の線量誤差を達成できることを示した. しかし、臨床上の問題で 30 分プロトコルの±5 分以内のスキャンは困難である. 照射後の時間経過によるラジオクロミックフィルム反応は、相対線量測定では重要とされないが、絶対線量においては重要とされる. シングルスキャンプロトコルの線量検証は照射後 30 分でスキャンされ、測定精度は絶対線量で3 %以内となった. 効率的な測定手法は、検証の目的が相対線量か絶対線量かどうかによって選択されるべきである.

本研究のシングルスキャンによる線量検証は、1 枚の校正フィルムと未照射フィルムを使用し、照射後 30 分の測定を可能にした. 我々の結果は、その点の詳細を十分に検討されてはいないものの、シングルスキャンプロトコルは、任意の時間に適用することができる. さらに、本研究では、フィルムロットの違い、複数平面からの照射、または、VMAT プランの線量検証を評価していない. しかしながら、本研究での IMRT プランの線量検証結果より、シングルスキャンプロトコルは測定精度と効率から臨床的に有用である.

【結論】

本研究は、一般的に使用される 24 時間プロトコルのステップパターン、ピラミッドパターン と臨床 IMRT プランの線量検証との比較によって、EBT3 を使用したシングルスキャンプロトコルを評価した。シングルスキャンプロトコルの線量検証は、効率的な IMRT 線量検証のために 臨床的に有用であることを実証し、24 時間プロトコルと同様の測定精度を示した.

【コメント】

本論文は、シングルスキャンプロトコルとマルチチャンネル法を用いた 24 時間プロトコルとの比較を行っている. 近年、2 次元、3 次元検出器を使用した QAQC への移行が進んでいるが、 頭頸部 IMRT などの急峻な線量プロファイルを確認する際には、依然としてフィルムが使用されている. アプリケーションなどの制限はあるが、シングルスキャンプロトコルを用いた線量

検証は、照射後の迅速な解析が可能となり、QAQCの負担を大きく軽減できる可能性があると考えられた。

- 1. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. Med Phys. 2012; 39(10): 6339–50.
- 2. Devic S, Aldelaijan S, Mohammed H, et. al. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC film. Med Phys. 2010; 37(5): 2207–14.

東京女子医科大学病院 江面 崇智

Initial implementation of the conversion from the energy-subtracted CT number to electron density in tissue inhomogeneity corrections: An anthropomorphic phantom study of radiotherapy treatment planning

(エネルギー差分CT値-電子密度変換法の放射線治療計画装置への導入)

M. Tsukihara, Y. Noto, R. Sasamoto, T. Hayakawa, and M. Saito

Med. Phys. 42 (3) 1378-1388, March 2015

【背景・目的】

放射線治療計画において、線量分布を決定付ける重要な因子の1つである不均質補正には、電子密度情報が必要不可欠である。通常、水に対する相対電子密度(ρ_e)が既知である様々な組織等価ロッドを挿入した電子密度ファントムをComputed tomography(CT)装置で撮影し、得られるCT画像の各ロッドで実測したCT値と電子密度の関係を示すCT値-電子密度(HU- ρ_e)変換テーブルに基づいて線量分布計算が行われる。しかし、これらの組織等価ロッドの元素構成は人体組織のものと異なるため、実際の人体組織が示すCT値と電子密度間の正確な対応関係を得ることは難しい。また、CT値は電子密度だけでなく、実効原子番号にも依存するため、CT値と電子密度は必ずしも1対1に対応しない。

このような問題を克服するために、dual-energy CT(DECT)スキャンで得られた高・低管電圧画像の重み付き差分により定義されるエネルギー差分CT値(Δ HU)から電子密度に変換するエネルギー差分CT値-電子密度(Δ HU $-\rho_e$)変換法がSaitoによって提案された.

そこで本研究では、この $\Delta HU-\rho_e$ 変換法の臨床応用を見据えた基礎構築のため、本手法を実際に臨床で使われている放射線治療計画装置へ導入して、放射線治療計画における線量分布計算の精度を、従来の $HU-\rho_e$ 変換法との比較を通して検証する.

【方法】

第二世代のdual source CT(DSCT)であるSOMATOM Definition Flash(Siemens Healthcare)を用いて、dual energy(DE) modeおよびsingle energy(SE) modeで電子密度ファントム(CIRS model 062)および人体ファントム(京都科学 PBU-10)を撮影した。電子密度ファントムは33cm および18cmのサイズの異なる電子密度ファントムを用いた(AbdomenおよびHead電子密度ファントム). なお、DE modeでは、管電圧を、高管電圧側に錫(Sn)フィルタを付加した140 kVとし、低管電圧側を80 kVあるいは100 kVとした80 kV-140 kV/Snおよび100 kV-140 kV/Snの2条件とした。SE modeでは、管電圧を120 kVとして撮影を行った。

DE modeの条件で得られた高・低管電圧画像の各組織等価ロッド部位で測定したCT値から Δ HUを算出した。これらの Δ HUと各組織等価ロッドの相対電子密度の公称値(ρ_e)との対応関係を調べ, Δ HU $-\rho_e$ 変換テーブルを作成した。また,SE modeについても120 kVの条件で得られた画像の各組織等価ロッド部位でCT値を測定し,HU $-\rho_e$ 変換テーブルを作成した。放射線治療計画装置Xio(Elelta)に2種類のサイズの電子密度ファントムの Δ HU $-\rho_e$ あるいはHU $-\rho_e$ 変換テーブルを入力し,ビームハードニング効果によるCT値の変動が与える線量分布計算への影響を調べた。

放射線治療計画は、人体ファントム画像に口腔癌および肺癌を想定した計画的標的体積 (planning target volume: PTV) に対して10 MV-X線の対向二門照射として作成し、Superposition による線量計算アルゴリズムで線量分布計算を行った.

【結果・考察】

サイズの異なるAbdomenおよびHead電子密度ファントムを用いて取得した $\Delta HU - \rho_e$ 変換テーブルは, $80 \, \mathrm{kV}$ - $140 \, \mathrm{kV/Sn}$ の以ずれの条件においても十分に一致した.一方, $120 \, \mathrm{kV}$ の条件で得られた従来の $HU - \rho_e$ 変換テーブルは,高密度領域においてビームハードニング効果によるCT値の差が顕著に表れた.

線量分布は、口腔部および胸部のいずれの放射線治療計画においても Δ HU $-\rho$ e変換法では、従来の $HU-\rho$ e変換法と比較して精度・安定性の高いことがわかった。特に、歯や骨などの高電子密度組織を多く含む口腔部の放射線治療計画では、従来の $HU-\rho$ e変換法において2種類のサイズの電子密度ファントムを用いて計算した線量分布やPTVにおけるdose volume histogram (DVH)にビームハードニング効果の影響が大きく表れた。これに対して、 $\Delta HU-\rho$ e変換法(100 kV-140 kV/Sn) では、AbdomenおよびHead電子密度ファントムを用いて得られる線量分布およびDVHは十分に一致した。DVHの差は、 V_{100} について、 $\Delta HU-\rho$ e変換法では1%以下を示したが、 $HU-\rho$ e変換法においては11%を超えた。

【結論】

放射線治療計画装置に $\Delta HU-\rho_e$ 変換法を導入することにより、 $\Delta HU-\rho_e$ 変換法では患者と校正に使用する電子密度ファントムとのサイズが異なる場合や線量分布計算に高密度組織を多く含む場合においてもビームハードニング効果の影響が少なく、安定した線量分布が得られることがわかった。

東京女子医科大学病院 月原 正喜(著者解説)

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

前回の雑誌より放射線治療部会誌が電子版の配信のみとなりましたが、写真や図がカラー登載となり、評判はまずまずのようです。電子版は、レイアウト等の変更が比較的自由に行なえますので、何かご意見がございましたら下記までご連絡ください。さて、今年度より部会長および委員の一部が変わり新たなスタートを切っております。今後も会員皆様のご協力をいただき、部会をより良い形に築き上げていきたいと思います。よろしくお願いいたします。

〒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 Ta:011-681-2161 E-mail: yaegashi-y@hus.ac.jp

平成 27 年 10 月 公益社団法人 日本放射線技術学会 放射線治療部会 会長 小口 宏 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東錺屋町167 tel (075)354-8989 fax (075)352-2556 放射線治療部会 URL:

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