



# 放射線治療部会誌

Vol. 38 No. 1 (通巻 66)

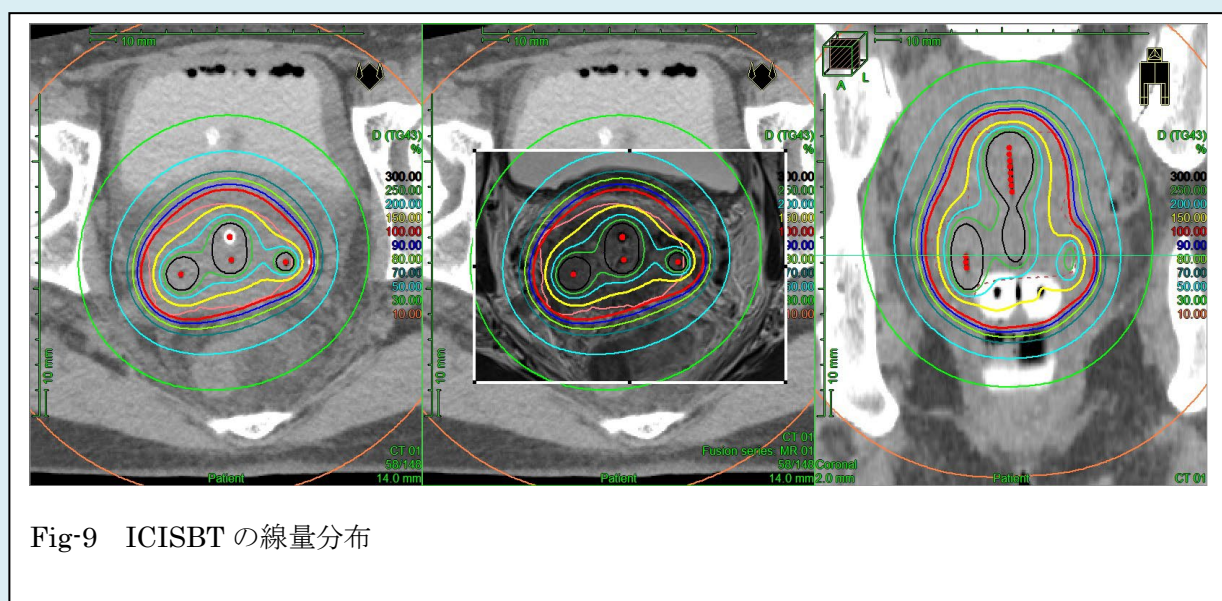


Fig-9 ICISBT の線量分布

2024 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

・ 巻頭言			
「変わるもの、変わらないもの」	茨城県立中央病院	篠田 和哉	..... 4
・ 第 88 回放射線治療部会開催案内			..... 5
・ 第 88 回放射線治療部会 発表予稿			
教育講演 「ヒューマンエラーのメカニズム ～低減・防止に向けた戦略とベストプラクティス～」	大阪府済生会野江病院	山本 鋭二郎	..... 8
・ シンポジウム 「放射線治療の確実な遂行のためにできること」			
1. 座長集約	徳島大学大学院	佐々木 幹治	
	がん研究会有明病院	中島 大	..... 9
2. 治療計画 CT でできること ～情報把握や伝達, 治療精度への関与～	がん研究会有明病院	松林 史泰	..... 10
3. 治療計画におけるスクリプトの活用とプランチェック ～効率化と標準化を目指して～	広島大学病院	奥村 拓朗	..... 11
4. 線量検証における評価と記録 ～現状とこれから～	福島県立医科大学附属病院	長澤 陽介	..... 12
5. 照射期間中にできること ～セットアップ・照合を中心に～	国立がん研究センター東病院	高橋 真一	..... 13
6. 明日の治療をより良くするためにできること ～治療終了後の精度検証～	トヨタ記念病院	松永 卓磨	..... 14
・ 専門部会講座入門編 「AAPM WGTG51 report 374 : TG51 ガイダンスの解説 ～Gods is in the details～」	近畿大学病院	松本 賢治	..... 15
・ 専門部会講座専門編 「放射線治療領域における公開データベースの活用」	九州大学病院	廣瀬 貴章	..... 16
・ 第 87 回放射線治療部会 発表後抄録			
教育講演 「寡分割照射を理解するのに必要な基礎知識」	がん研究会有明病院	吉岡 靖生	..... 17
・ シンポジウム 「組織内照射併用腔内照射の導入を考える」			
1. 座長集約	茨城県立中央病院	篠田 和哉	
	がん研究会有明病院	中島 大	..... 24
2. 組織内照射併用腔内照射の臨床的意義とガイドライン	自治医科大学	根本 幹央	..... 25
3. 治療計画のポイント	筑波大学附属病院	富田 哲也	..... 33
4. IGBT 導入に必要な QA/QC	京都大学医学部附属病院	藤本 隆広	..... 41

5. IGBT における別室 CT, 別室 MRI での運用例

京都府立医科大学 武 中 正.....52

・ 第 51 回秋季学術大会 (名古屋市) 座長集約 ..... 58

・ 地域・職域研究会紹介

受け継がれる歴史と DNA –愛知県放射線治療研究会の紹介–

愛知県がんセンター 青 山 貴 洋.....73

・ 世界の論文紹介

CBCT imaging: a simple approach for optimizing and evaluating concomitant imaging.

doses, based on patient-specific attenuation, during radiotherapy pelvis treatment

CAROLINE ORDONEZ-SANZ, et al.

British Institute of Radiology. 2021 August;94(1124):2-9.

順天堂大学医学部附属 順天堂医院 磯 邊 哲..... 80

Upright patient positioning for pelvic radiotherapy treatments.

Boisbouvier S., Boucaud A., Tanguy R. et.al.,

Tech. Innov. Patient Support Radiat. Oncol., 2022; 24: 124-130

慶應義塾大学 医学部 腫瘍センター 小 熊 航 平..... 82

Treatment With Stereotactic Ablative Radiotherapy for Up to 5 Oligometastases in Patients With Cancer: Primary

Toxic Effect Results of the Nonrandomized Phase 2 SABR-5 Clinical Trial.

Robert Olson, MD; Will Jiang MD; Mitchell Liu MD; et al.

JAMA Oncol. 2022;8(10):1644-1650.

がん研究会有明病院 宮 内 輝..... 85

Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors.

磁場下における標準計測法;フォーマリズムと電離箱補正係数

D. J. O'Brien, D. A. Roberts, G. S. Ibbott, G. O. Sawakuchi

Medical Physics 43(8) (2016) 4915-4927

東洋公衆衛生学院 佐 藤 智 春..... 88

・ 編集後記 ..... 97

『変わるもの、変わらないもの』

茨城県立中央病院 篠田和哉

新型コロナウイルスによる感染症の広がりも収束を迎えつつあり、ようやくマスクの無い人々の顔を街中で見かけるようになった。対面による学会や勉強会の開催も増え、いつぞや同じ場所で開催された過去の記憶がうっすらとよみがえる。『あの時、あの人とこんなこと話したな～』なんて、まるで遠い昔のように。

この感染症の蔓延によって、世の中は大きなパラダイムシフトを迎えた。パラダイムとは、一般的に「一時代の支配的な物の見方や時代に共通の思考の枠組み『広辞苑第.七版』」と言われる。パラダイムシフトは単純な進化の延長ではなく既存のパラダイムから新たなパラダイムへ非連続的に転化するというのが特徴とされる。

私の考えるパラダイムシフトとは、オンラインによる就労や学習機会が一般化したことである。以前は、「リモートワーク？そんなことできるはずないよ?」、「オンライン勉強会？ツールは何を使うの？誰がそんなのに参加するの?」なんて思っていた。小学生がPCを使って自宅で授業をうける時代なんて、すぐに来るとは思っていなかった。

それなのに世の中は一変した。感染予防対策、時代背景、ツールの発達など理由はどうあれ、ひとつの枠組みが壊れて新たなスタンダードが生まれた。最早、「あることが当然」の姿となった。20代の頃の「当たり前」が、そうではなく「変わって」きている。働き方改革なんていうのも、そのひとつである。

一方、気の置けない友人と会い、話し、一緒に趣味に興じることによる精神的な満足感を、これまで以上に感じるようになった。人間は対面でコミュニケーションを取らないと満足が得られない生き物なのだと感じる瞬間であった。顔を見て話してわかる相手の表情、メールの文面では伝わらない感情、初めて会う人であっても直接会話をすると人間性がよくわかる。互いに打ち解けるには、直接会うことなんだと改めて感じる。特に仕事や研究に関わることは、そんな出会いから始まることが多い。昔も今もこれからも、対面でのコミュニケーションによる刺激の重要性は「変わらないもの」であろうと考える。

さて再度、「変わる」に話を戻すと、現在編集を担当している本誌も少しずつ変化をしていきたいと思う。変わることを恐れず、時代の流れを汲み取りながら、多くの会員の皆様楽しく読んで、学んでいただける誌面へと成長させていきたい。

まずは会員の皆様から読後の感想や御意見をお寄せいただけるようQRコードによるフォームを設けた（編集後記ページ参照）。また、最新号発行時の案内を治療部会メールマガジンにて配信し、すぐに読んでいただけるようにした。今後のアクセス増加を期待している。

# 第 88 回放射線治療部会開催案内

## 教育講演 [放射線治療部会] 4月14日(日) 8:55~9:45 (国立大ホール)

司会 茨城県立中央病院 篠田 和哉  
「ヒューマンエラーのメカニズム ~低減・防止に向けた戦略とベストプラクティス~」  
大阪府済生会野江病院 山本鋭二郎

## 第 88 回放射線治療部会 4月14日(日) 9:50~11:50 (国立大ホール)

「放射線治療の確実な遂行のためにできること」

司会 徳島大学大学院 佐々木幹治  
がん研究会有明病院 中島 大

- 1.治療計画 CT でできること ~情報把握や伝達, 治療精度への関与~  
がん研究会有明病院 松林 史泰
- 2.治療計画におけるスクリプトの活用とプランチェック ~効率化と標準化を目指して~  
広島大学病院 奥村 拓朗
- 3.線量検証における評価と記録 ~現状とこれから~  
福島県立医科大学附属病院 長澤 陽介
- 4.照射期間中にできること ~セットアップ・照合を中心に~  
国立がん研究センター東病院 高橋 真一
- 5.明日の治療をより良くするためにできること ~治療終了後の精度検証~  
トヨタ記念病院 松永 卓磨

## 専門部会講座 入門編 4月12日(金) 8:00~8:45 (501室)

司会 北海道大学病院 松尾 勇斗  
「AAPM WGTG51 report 374: TG51 ガイダンスの解説 ~Gods is in the details~」  
近畿大学病院 松本 賢治

## 専門部会講座 専門編 4月14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  
「放射線治療領域における公開データベースの活用」  
九州大学病院 廣瀬 貴章

## ☆その他 放射線治療関連プログラム

### 合同シンポジウム 2 4月13日(土) 8:30~10:30(会議センター メインホール)

Innovation in radiological diagnosis and industry-academia collaboration

「放射線診療のイノベーションと産学連携」

司会 東京都立大学 根岸 徹  
つくば国際大学 柳田 智

- ① 産学連携を通じて放射線技師のニーズを製品化するために  
東京慈恵会医科大学附属第三病院 樋口 壮典
- ② 画像診断支援 AI 開発プラットフォーム「SYNAPSE Creative Space」を使った産学連携の  
取組について  
富士フイルム株式会社 成行 書史
- ③ 産学連携による新しい画像診断の創出:X線動画画像診断における要素開発から製品化まで  
コニカミノルタ株式会社 米山 努
- ④ 産学連携による新時代のCTシステムソリューションの開発  
キヤノンメディカルシステムズ株式会社 谷口 彰
- ⑤ 産学連携による次世代放射線治療装置の開発  
京都大学 中村 光宏
- ⑥ 医工産学連携による医療機器開発 —IVR 分野を中心に—  
東北大学 高瀬 圭

### 合同シンポジウム 3 4月13日(土) 13:30~15:30 (会議センター メインホール)

「未知の放射線医学を先導する科学技術」

司会 北海道大学 石川 正純

- ① 人工知能の最前線:残された課題と今後  
東北大学情報科学研究科/理化学研究所 AIP センター 岡谷 貴之
- ② 量子コンピュータのバイオ・医療への応用に向けて  
大阪大学 藤井 啓祐
- ③ レーザー駆動イオン加速研究の現状と展望  
量子科学技術研究開発機構・関西光量子科学研究所 西内満美子
- ④ パネリスト  
未定(JRS)
- ⑤ パネリスト  
名城大学 寺本 篤司
- ⑥ パネリスト  
大阪大学大学院 西尾 禎治

### 第95回画像部会 4月12日(金)17:00~19:00 (F201+202 室)

ピクセルから予後へ:臨床診断における Radiomics の革命

司会 小倉記念病院 佐保 辰典  
原田学園 平原 大助

- ① 臨床現場から見る個別化医療を見据えた医用画像の底力:Radiomics !  
山口大学大学院 椎木 健裕
- ② がんの特徴を穴から見通す -トポロジー穴解析-  
九州大学大学院 有村 秀孝
- ③ 放射線診断医からみた Radiomics 研究  
聖マリアンナ医科大学 原口 貴史
- ④ 放射線治療医からみた Radiomics の有用性と今後の展望  
広島大学 今野 伸樹

## 第 88 回核医学部会 4 月 13 日(土) 15:20~17:20 (F201+202 室)

核医学の未来:177Lu 核医学治療を中心とした研究と臨床の perspective

司会 大阪大学医学部附属病院 神谷 貴史  
藤田医科大学 椎葉 拓郎

- ① 特別措置病室における現状と課題  
福島県立医科大学 宮司 典明
- ② 177Lu イメージングの基礎と臨床的役割  
九州大学病院 山下 泰生
- ③ 177Lu 核医学治療 dosimetry の技術的展望  
福島県立医科大学 右近 直之
- ④ 177Lu 核医学治療に活かせる放射線治療の知識  
大阪医科薬科大学 柿野 諒

## ランチタイムレクチャー 4 4 月 12 日(金) 12:10~13:00 (501 室)

司会 京都府立医科大学附属病院 太田 誠一

「超小型陽子線がん治療装置の実用化」

株式会社ビードットメディカル 早乙女直也

## ランチタイムレクチャー 12 4 月 13 日(土) 12:10~13:00 (F201+202 室)

司会 金沢大学附属病院 小島 礼慎

「核医学治療ドシメトリの技術的ポイントと標準化に向けて」

福島県立医科大学 三輪 建太

## ランチタイムレクチャー 17 4 月 14 日(日) 12:10~13:00 (F201+202 室)

司会 多根総合病院 川守田 龍

「IGRT における画像の一次照合 - 叢書 40:実践 IGRT 発刊にあたり -」

都島放射線科クリニック 辰己 大作

## JIRA ワークショップ 4 月 13 日(土) 16:00~17:30 (501 室)

放射線機器の安全管理に関する最新動向および取り組み

司会 国立がん研究センター中央病院 瓜倉 厚志  
JIRA 放射線・線量委員会 長束 澄也

- ① X 線装置の精度管理に関する最新動向  
JIRA 標準化部会 林原 良
- ② 医療機器管理機能及び運用事例の御紹介  
インフォコム株式会社 久野 恵梨
- ③ 医療機器と情報の標準規格の統合で保守管理の DX を実現する  
国立がん研究センター東病院 村松 禎久
- ④ 放射線治療用 CT シミュレータの品質管理における長期的解析  
静岡県立静岡がんセンター 富田 哲也

## 関係法令フォーラム 4 月 12 日(金) 16:40~17:40 (501 室)

放射線業務従事者の登録・管理の整理と在り方について

司会 日本赤十字社和歌山医療センター 荒井 一正  
帝京大学医学部附属溝口病院 平木 仁史

- ① 放射線業務従事者登録の国際動向  
国立保健医療科学院 山口 一郎
- ② 血管造影現場での放射線業務従事者登録例  
秋田県立循環器・脳脊髄センター 加藤 守
- ③ 放射線治療現場での放射線業務従事者登録例  
日本放射線治療専門放射線技師認定機構 成田 浩

予稿  
教育講演

ヒューマンエラーのメカニズム  
～低減・防止に向けた戦略とベストプラクティス～

大阪府済生会野江病院 山本鋭二郎

近年, AAPM は放射線治療における安全に関する数々のレポートを公表している. これは, 2000 年以降の IMRT や IGRT などの技術革新により, 技術の進化に焦点が当てられていた時代を脱却し, 本質的な「放射線治療の品質」を評価する時代の到来といえる.

本講演では, ヒューマンエラーのメカニズムについて概説するとともに, AAPM の MPPG4.b や 11.a で取り上げられたチャートレビューについて再考する. 一般的にチャートレビューは作業マニュアルを簡略化したもので, タスクの標準化と手順の遵守を促進し, ヒューマンエラーを最小限に抑える重要なツールである. しかし, 他の医療業界ではその効果を疑問視する報告もあり, ベストプラクティスとは言い難い側面もある.

本講演ではヒューマンファクターの観点からチャートレビューの有用性と問題点について私見を交えながら解説し, 安全で質の高い放射線治療を提供するために効果的な活用方法をご提示したい.



## 予稿

放射線治療の確実な遂行のためにできること

## 座長集約

徳島大学大学院 佐々木 幹治

がん研究会有明病院 中島 大

現代の放射線治療プロセスは、ますます複雑化しており、その複雑さは、患者の個別の状態や放射線治療のニーズに合わせた治療計画の立案、高度な放射線治療技術の使用、精密なモニタリング、品質管理の重要性を反映している。このような環境下で、放射線治療を安全かつ確実に遂行することは極めて重要である。本シンポジウムでは、安全な放射線治療を確実に遂行するため、放射線治療における技術的なプロセスにおける注意点について参加者と情報を共有することを目的としている。

がん研究会有明病院の松林史泰先生からは、「治療計画 CT でできること～情報把握や伝達、治療精度への関与～」のタイトルで、治療計画 CT を撮影する前に把握すべき患者情報の把握（病態、撮影範囲、ポジショニング、PS）と職種間の連携の要点について紹介いただく予定である。その後、広島大学病院の奥村拓朗先生からは、「治療計画におけるスクリプトの活用とプランチェック～効率化と標準化を目指して～」のタイトルで、業務ワークフローの改善に関する先進的な取り組みについて講演いただく予定である。福島県立医科大学附属病院の長澤陽介先生からは、「線量検証における評価と記録 ～現状とこれから～」のタイトルで、現状と今後を踏まえた線量検証の評価と記録について講演いただく予定である。国立がん研究センター東病院の高橋真一先生からは、「照射期間中にできること～セットアップ・照合を中心に～」のタイトルで、セットアッププロセス、画像照合の確認と修正のプロトコルによる照射の安全性と精度の確保について講演いただく予定である。最後に、トヨタ記念病院の松永卓磨先生からは、「明日の治療をより良くするためにできること～治療終了後の精度検証～」のタイトルで、治療中に得られた EPID による生体内線量測定(in vivo dosimetry)の結果から、治療実施記録全体を振り返り、患者により良い医療を提供するための改善点と未来の実施可能なことについて講演いただく予定である。

本シンポジウムは、放射線治療の安全性と効果を向上させるための重要な情報提供の機会であり、各講演者から提供される知識と経験が、放射線治療の技術的なプロセスにおける重要な指針となることを期待する。

## 予稿

### 放射線治療の確実な遂行のためにできること 治療計画 CT でできること ～情報把握や伝達, 治療精度への関与～

がん研究会有明病院 松林 史泰

治療計画 CT は放射線治療におけるプロセスの最初の工程であり, この工程でのエラーは後の工程におけるインシデントやアクシデントの発生に影響を及ぼす. 治療計画 CT における不確かさは, 治療計画の不確実性や照射時の位置誤差などに影響を及ぼす. したがってガイドライン等では, 治療計画 CT において必要な医療安全上のチェック項目や活用できるツールが述べられており, また, 正確で再現性の高い治療のために治療計画 CT で考慮すべきことが記されている. 放射線治療を確実に遂行するという観点においては, 実務的には, 職種間の連携・確実な情報収集と実施・確実な情報伝達・実現性が高い治療計画を行うための工夫や情報提供・治療において線量誤差や位置誤差を低減するための工夫等が必要になる. 本講演では, 当施設の治療計画 CT におけるこれらに対する具体的な取り組みや, 問題点などをお話させていただく.

## 予稿

# 放射線治療の確実な遂行のためにできること 治療計画におけるスクリプトの活用とプランチェック ～効率化と標準化を目指して～

広島大学病院 奥村 拓朗

治療の高精度化に伴い治療計画は複雑化の一途を辿っており、計画の作成およびその確認は非常に労力を要する作業の一つとなっている。近年、スクリプト機能を搭載した治療計画装置が増えてきており、関連学会からガイドライン等が出版されるなど注目を集めている。スクリプトを利用することで自動化された手法が可能となり、繰り返しを要する煩雑な作業の「効率化」および「標準化」を目指すことができる。更には治療計画装置の標準機能ではできない作業をスクリプトで行うことによって「機能拡張」が実現可能である。当院では治療計画およびプランチェックにスクリプトを積極的に活用し、効率化と標準化を図っているが、一部の領域ではスクリプトだけでなく、アナログなフローを保持しながら確実な治療の遂行を目指している。

本講演では、当院でのスクリプトの実例を基に、スクリプトの考え方や潜在する危険性、注意すべき点について、当院のワークフローとともに提示したいと思う。

## 予稿

放射線治療の確実な遂行のためにできること

### 線量検証における評価と記録

～現状とこれから～

福島県立医科大学附属病院 長澤 陽介

放射線治療において、線量検証は治療計画装置で計算された線量分布と実際に照射される線量分布が一致することを保証する重要なプロセスである。特に、IMRT（強度変調放射線治療）では、治療計画および照射法が複雑であるため、様々な不確かさの影響により、計算された線量分布と実際の線量分布に差異が生じることがある。このことから、IMRT を安全に施行する上で、線量検証は必要不可欠なプロセスであると考えられている。近年、線量検証の効率化を目指し、多様な機器やソフトウェアが次々と開発されているが、治療開始前に測定による線量検証を実施することは、データの正確な保存・転送および治療装置の動作を確認するために、依然として重要視されている。IMRT 物理技術ガイドライン 2023 では、放射線治療の高精度化および全身療法の進歩に伴う治療成績の向上を受け、診療記録に準じた検証結果の長期保存が推奨されている。また、検証結果が治療装置や測定器の不変性試験への活用や、施設特有の評価基準の設定においても重要な役割を担うことから、過去に遡って評価可能な記録体系の整備が望まれる。

本講演では、このような背景を踏まえ、当院における線量検証の実践および記録方法について、現状の課題と将来への展望を共有させていただく。

## 予稿

放射線治療の確実な遂行のためにできること

照射期間中にできること  
～セットアップ・照合を中心に～

国立がん研究センター東病院 高橋 真一

「照射」は放射線治療におけるプロセスにおいて、計画 CT 撮影・治療計画・線量検証から繋がる患者への適切な位置照合と線量投与が行われるアウトプットの工程である。現在、IGRT を用いた位置照合が多くの症例で実施されているが、厚生労働省医政局通知のタスク・シフト/シェアの推進に伴って、医師の具体的指示の下、診療放射線技師は IGRT において照射前の位置照合作業を単独で実施することが認められている。照射を担当する診療放射線技師は、照合画像から患者状態の変化によるターゲットの変位や骨構造のアライメントの変化等を確認する中で治療目的に合致した適切な位置で照射に臨む。しかし、照射期間中の変化への対処は IGRT だけでは困難な場合もある。そして再セットアップやリプランなど対処方法の選択やタイミングは難しい。本講演では、当施設のセットアッププロセスと画像照合の確認、修正プロトコルについてお話し、照射の安全性と精度の確保について触れる。治療期間中に患者と一番長く接する医療スタッフとして患者の変化を捉え、適切に対応するための参考になればと考える。

## 予稿

### 放射線治療の確実な遂行のためにできること 明日の治療をより良くするためにできること ～治療終了後の精度検証～

トヨタ記念病院 松永 卓磨

放射線治療における精度管理は、治療開始前の工程に焦点が当てられがちである。しかし、日々の治療において医師の処方通り治療が行われていることを担保する、例えば立案した計画通りに治療が遂行できているか、もしくは介入が必要かを確認することは、治療技師や医学物理士にとって放射線治療を確実に遂行するための重要な責務である。日々の照射精度を確認する手段としては、生体内線量測定 (In vivo dosimetry: IVD) が挙げられる。2023 年に EPID による治療前患者 QA や IVD に関するガイドラインである AAPM TG-307 が発刊され、その導入から臨床使用時の推奨事項まで記載されており、近年は本邦でも EPID を用いた IVD が実施可能なソフトウェアが導入されている。本講演では、IVD ソフトウェアを組み込んだ当院の臨床ワークフローやデータの活用について実例を交えてお話させていただく。

予稿

**AAPM WGTG51 report 374: TG51 ガイダンスの解説**  
**~Gods is in the details~**

近畿大学病院 松本 賢治

近年、放射線治療の現場では線量管理に起因する誤照射の発生が報告されており、改めて各施設における線量管理体制の整備が求められている。安全な放射線治療の提供には、モニタ線量計の感度調整をはじめとした線量管理の質を担保するため、携わる者の線量リテラシーの向上が必須であると考ええる。

TG51 ガイダンス AAPM WGTG51 report374 では、TG51 addendum では言及されていない項目に関して、より実践的な内容が解説されている。海外において、電離箱や電位計の stability 等の線量評価に関わる各項目の不確かさの線量への影響など、現場の技師・物理士が知識として持つておくことで役に立つ内容が紹介されている。紹介されている report 中には、ほとんど線量評価に影響することがないため、現場では無視されている項目も存在するが、正確な線量評価を行うために何が必要で、どこまでの不確かさを追求すべきなのかを考えるきっかけになるものである。現場において実施できることを確認し、正確な線量評価を追求する姿勢を常に持つておくことを現場の者は意識すべきである。

今回の内容が、線量評価を正確に行うためにどのようなことが必要とされているかを考えるきっかけになることを期待し、根拠を持って効率的に線量評価を実施できるようになることで線量リテラシーの向上につながると考える。

予稿

放射線治療領域における公開データベースの活用

九州大学病院 廣瀬 貴章

放射線治療領域において学会等で提供されている使用可能な公開データベースがあり、その利用目的は臨床，教育，研究などさまざまである．臨床利用については，IMRT 臨床導入に向けたコミッショニング時の模擬症例などに利用することができる．また，研究では，治療計画のプランニングスタディーや DIR の精度評価など多岐にわたって使用されている．自施設だけでは得られないデータを利用できるため，より研究の幅を広げることができる．近年の機械学習や深層学習といった AI を用いた研究では，モデル作成に大規模なデータセットを必要とする場合が多い．放射線治療の領域では画像データに加え，ストラクチャー情報や治療成績などのラベリングがされたデータベースが公開されており，これらを用いることがモデルの信頼性や汎用性を証明することにも貢献している．本講演では，これらの活用について紹介したい．



# 寡分割照射を理解するのに必要な基礎知識

がん研究会有明病院 吉岡 靖生（医師）

第51回日本放射線技術学会秋季学術大会

2023.10.29 名古屋

放射線治療部会 教育講演

## 寡分割照射を理解するのに必要な基礎知識

がん研究会有明病院  
放射線治療部  
吉岡靖生



がん研公式キャラクター  
かこちゃん

### 寡分割照射

- 寡 = 少ない。例：寡占、寡黙、多寡
- 寡 = hypo = 低い、下の、過小な  
⇨ hyper。例：hyperfractionation = 過分割 (kabunkatsu)
- 一般的には、1回線量が2 Gyより多い照射を指す  
(なぜか分割回数ではなく1回線量で定義される)
- Moderate hypofractionation = 中等度寡分割照射 (例：前立腺 2.4~3.4 Gy/回)
- Ultrahypofractionation = 超寡分割照射 (例：前立腺 ≥5 Gy/回)
- 定位照射 ∈ 寡分割照射 (事実上)

注：基本的にはJASTRO用語集に従っています (<https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/glossary/>)  
前立腺の定義はASTRO/ASCO/AUAガイドラインに従っています (Pract Radiat Oncol 2018;8:354-60)

### 講演内容

- LQ model
- LQ model 以外で寡分割照射に必要な生物学
- 治療計画や照射における寡分割照射ならではの注意点
- 乳癌術後における中等度/超寡分割照射のガイドラインとエビデンス
- 前立腺癌に対する中等度/超寡分割照射のガイドラインとエビデンス

### LQモデル (Linear-Quadratic model)

$$(BED) = D * (1 + d / (\alpha / \beta))$$

BED (biologically effective dose): 生物学的効果線量

D: 総線量, d: 1回線量,

$\alpha / \beta$ : 各癌腫あるいは各正常組織に固有の定数

本講演はこれを知らないといけないので、頑張って覚えてください。  
もう少し修飾する項があるものもありますが、上記が最もシンプルです。

肺癌・頭頸部癌  $\alpha / \beta = 10$  Gy  
晩期正常組織  $\alpha / \beta = 3$  Gy  
前立腺癌  $\alpha / \beta = 1.5$  Gy

$$(BED) = n * d * (1 + d / (\alpha / \beta))$$

n: 分割回数。上の式もこの式も同じことですが、本講演では上のDを使う式を用います。

### LQモデル (Linear-Quadratic model) の使用例

$$(BED) = D * (1 + d / (\alpha / \beta))$$

BED (biologically effective dose): 生物学的効果線量

D: 総線量, d: 1回線量,

$\alpha / \beta$ : 各癌腫あるいは各正常組織に固有の定数

肺癌・頭頸部癌  $\alpha / \beta = 10$  Gy  
晩期正常組織  $\alpha / \beta = 3$  Gy  
前立腺癌  $\alpha / \beta = 1.5$  Gy

**例題** 脊椎転移への緩和照射  
2 Gy \* 20回 = 40 Gyは4週間かかる。  
2週間(10回)にしたい。  
1回何Gyにすれば同じ効果？

→1回何Gyにすれば同じ脊髄へのBED？  
脊髄の  $\alpha / \beta = 1$  Gyとして  
 $BED = 40 * (1 + 2/1) = 120$   
 $120 = X * (1 + 3/1)$   
 $X = 120/4 = 30$

**コメント** 脊椎転移への緩和照射でよく使われる3 Gy \* 10回の理論的根拠を(無理やり)導きました。  
脊髄の  $\alpha / \beta = 1$  Gyとしているのがちよつと恣意的ですが、思い切り保守的(安全側)に振っていると考えるかもしれません。

### 2ヒットモデルからLQモデルへの導き方

\*\*\*本講演で、これを理解する必要はありません

DNAの2本鎖を、1つの光子がぶつた切る場合と、2つの光子がたまたま向かい合う塩基を切る場合の、総致死イベント数:  $E_1$ は、

$$E_1 = \alpha D_1 + \beta D_1^2$$

細胞生存率:  $SF_1$  (surviving fraction)は、

$$SF_1 = e^{-(\alpha D_1 + \beta D_1^2)}$$

上記を1回線量  $D_1$  での  $SF_1$  での話として、これをn回照射する場合の効果  $E_n$  とすると、

$$E_n = -\log_e(SF_1)^n = -n \log_e(SF_1)$$

$$= n (\alpha D_1 + \beta D_1^2)$$

$$= \alpha D_n + \beta D_1 D_n$$

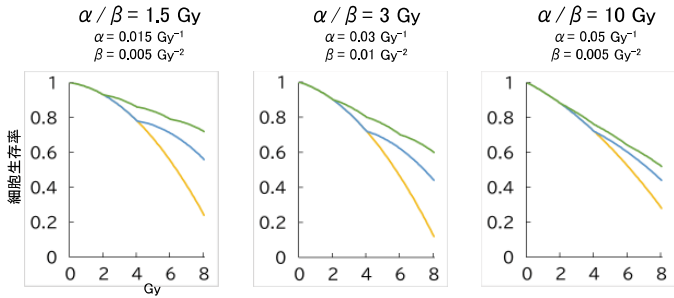
$$\text{両辺を} \alpha \text{ で割ると、}$$

$$E_n / \alpha = D_n (1 + D_1 / (\alpha / \beta))$$

通常の臨床研究の際のように、 $D_1 = d$ ,  $D_n = D$  と表すと、

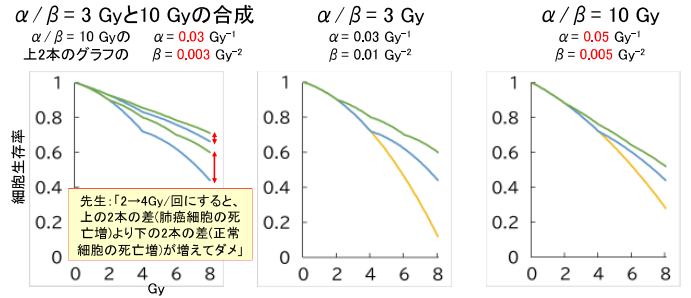
$$E_n / \alpha = D (1 + d / (\alpha / \beta)) \quad \text{***LQモデルの式}$$

なぜLQモデルを僕が何年も理解できなかったか



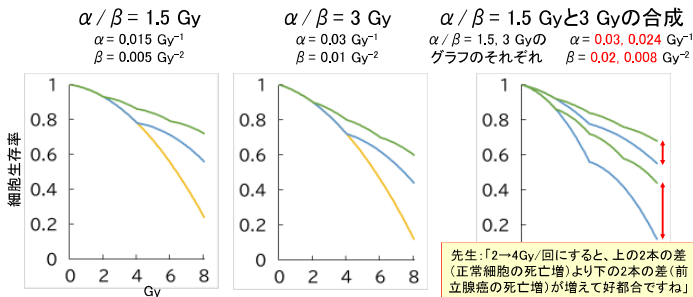
注:エクセルでグラフを描いています。個々の $\alpha$ 値および $\beta$ 値は、単に曲線をY軸の0~1の間に収めるために適当な値を代入しており、生物実験で求められる代表的な値とかけ離れている場合があります。

なぜLQモデルを僕が何年も理解できなかったか



注:赤字で示したように、合成のグラフを作るときに、 $\alpha/\beta$ 値は同じでも、 $\alpha$ 値と $\beta$ 値を変えて、言いたいことがグラフとして見えるように調整しています。 $\alpha/\beta$ の比だけではなく、 $\alpha$ 値と $\beta$ 値の各々の単独の値が一定の条件を満たさないとこの話は成り立ちません。

なぜLQモデルを僕が何年も理解できなかったか



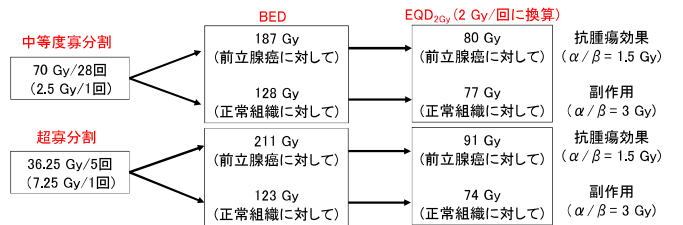
注:赤字で示したように、合成のグラフを作るときに、 $\alpha/\beta$ 値は同じでも、 $\alpha$ 値と $\beta$ 値を変えて、言いたいことがグラフとして見えるように調整しています。 $\alpha/\beta$ の比だけではなく、 $\alpha$ 値と $\beta$ 値の各々の単独の値が一定の条件を満たさないとこの話は成り立ちません。

未知の線量分割があったとき、①LQモデルの式でBEDを算出する。  
②BEDをもう一度LQモデルの式で $d = 2$  GyとしてDを求める → ③EQD<sub>2Gy</sub>が求まる

$$(BED) = D \times (1 + d/(\alpha/\beta))$$

BED (biologically effective dose): 生物学的効果線量  
D: 総線量, d: 1回線量  
 $\alpha/\beta$ : 各癌腫あるいは各正常組織に固有の定数

晩期正常組織  $\alpha/\beta = 3$  Gy  
前立腺癌  $\alpha/\beta = 1.5$  Gy  
EQD<sub>2Gy</sub> = Equivalent dose at 2 Gy per fraction



4つのR (+あと2つ?)

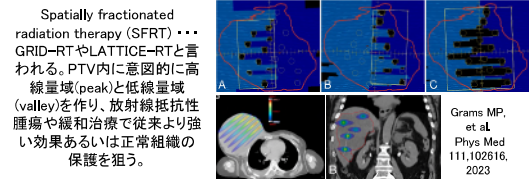
- Repair (of sublethal damage) ... 回復 ← 寡分割 ... LQ modelで↑
- Redistribution ... 再分布
- Reoxygenation ... 再酸素化
- Repopulation ... 再増殖
- Vascular damage ... (腫瘍)血管損傷 ← 寡分割 ... > 10 Gy(例)で↑
- Immune ... 免疫(の賦活) ← 寡分割 ... > 10 Gy(例)で↑

(選択的)腫瘍血管損傷は、寡分割照射における抗腫瘍効果の機序の1つではないか

EDITORIAL

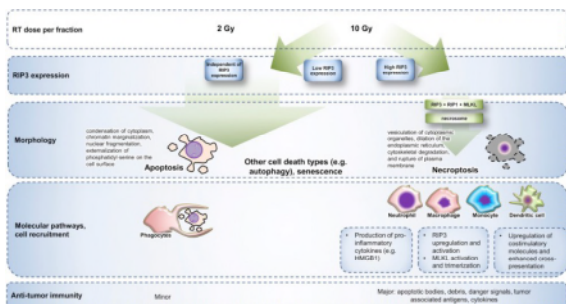
**Preferential Tumor Vascular Damage Is the Common Antitumor Mechanism of High-Dose Hypofractionated Radiation Therapy: SABR, Spatially Fractionated Radiation Therapy, and FLASH Radiation Therapy**

3つの照射法に共通して想定されるメカニズムは、「腫瘍血管は未熟で脆弱であるが、正常組織の正常血管は放射線抵抗性で修復も盛んである。なので、選択的に腫瘍血管が損傷する」というもの。  
Song CW, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 117:701-4, 2023



FLASH効果 ... 40 Gy/秒以上の超高線量率照射を行うと、正常組織障害が低減する。(照射は1秒以内に1回で終わる。説明機序で最も有力なのは酸素が枯渇する説)

1回大線量照射(例: ≥10 Gy)では、免疫応答が増強される



Wang HH, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 101:49-62, 2018

定位照射 + ICI (免疫チェックポイント阻害薬: immune checkpoint inhibitor) の臨床試験が世界中で多数施行されている

治療計画・線量分布図における寡分割照射の注意点

**昔の放射線治療**

肺癌の  $\alpha/\beta = 10$  Gy、晚期正常組織の  $\alpha/\beta = 3$  Gy なので、本来、肺癌で寡分割照射は不利になる。

多門照射により、1本1本のビームの線量を下げて、実質的に正常組織には寡分割照射にならないようにしている。

✳️(がん組織) = 12 Gy なら  
計48 Gy/4回なら、がんEQD<sub>20Gy</sub> = 88 Gy  
(正常組織) = 12/7 Gy = 1.7 Gy 正常EQD<sub>20Gy</sub> = 6.5 Gy

もし、✳️(がん組織) = 12 Gy なら  
(正常組織) = 12 Gy

計48 Gy/4回なら、 $\alpha/\beta = 10$  Gy で EQD<sub>20Gy</sub> = 88 Gy  
 $\alpha/\beta = 3$  Gy で EQD<sub>20Gy</sub> = 144 Gy...とんでもない線量

裏話: 当方は「定位照射」と言ったが、テレビには「三次元原体放射」のほうがカッコイらしく、用語を変えられてしまった。

**三次元原体照射**

**三次元原体照射**

サイバーナイフ前立腺定位照射の線量分布図。  
1回線量が大きくなるほど、等線量曲線の10%の低下はBED (= EQD<sub>20Gy</sub>)で10%よりもさらに低下する。

線量 (Gy)	Ultra	Moderate	Conv.
総線量 (Gy)	35.25	60	78
EQD <sub>20Gy</sub> (Gy)	1.25	3	2
BED (Gy)	124	120	130
EQD <sub>20Gy</sub> (Gy)	74	72	78
30%isodoseline	0.9	0.9	0.9
BED (Gy)	104	103	112
EQD <sub>20Gy</sub> (Gy)	62	62	67
実質線量比	0.84	0.86	0.86
70%isodoseline	0.7	0.7	0.7
BED (Gy)	68	71	80
EQD <sub>20Gy</sub> (Gy)	41	43	48
実質線量比	0.55	0.60	0.62
50%isodoseline	0.5	0.5	0.5
BED (Gy)	40	45	52
EQD <sub>20Gy</sub> (Gy)	24	27	31
実質線量比	0.32	0.38	0.40

( $\alpha/\beta = 3$  Gy)  $\rho=0.5*(1+0.5/3)$  /  $D(1+D/3)$

ここはビーム2本分重なる。ここは3本、ここは4本... PTV近傍はビームが重なって急激に線量上がる

1本1本のビームが細いほうが重ならないので、小さなターゲットのほうが有利。ノンコブラナーのほうがビームが重ならないので有利。

**全乳房照射の寡分割照射についてのASTROガイドライン**  
2011年版から2018年版への変更点

Radiation therapy for the whole breast: Executive summary of an American Society for Radiation Oncology (ASTRO) evidence-based guideline  
Smith BD, et al. Pract Radiat Oncol 8:145-52,2018

**Table 1** Patients for whom consensus supports use of HF-WBI: A comparison of the 2011 and 2018 ASTRO Guidelines \*

Factor	2011 Guideline	2018 Guideline
Age	≥50 years	Any
Stage	T1-2 N0	Any stage provided intent is to treat the whole breast without an additional field to cover the regional lymph nodes
Chemotherapy	None	Any chemotherapy
Dose homogeneity	±7% in the central axis	Volume of breast tissue receiving >105% of the prescription dose should be minimized regardless of dose-fractionation

2 Gyの7%増(0.14 Gy) ≧ 2.66 Gyの5%増(0.133 Gy) とも解釈できる。  
Total BED増加分=(53.5\*(1+2.14/3))/(50\*(1+2/3))-1=10.0% ≧ (44.68\*(1+2.793/3))/(42.56\*(1+2.66/3))-1=7.5%

"Although no dosimetric constraint regarding dose homogeneity has been widely embraced, one might consider a constraint such as no more than 200cc >105% and 2cc >107%, which was endorsed by the experts on the task force as a reasonable goal for most cases."

**乳癌と前立腺癌の寡分割照射についてのASTROガイドライン**  
(スライドも論文もASTRO HPからすべて無料でダウンロードできます)

**Radiation Therapy for the Whole Breast: An ASTRO Evidence-Based Guideline**  
Endorsed by the Royal Australian and New Zealand College of Radiologists and the Society of Surgical Oncology  
ASTRO  
https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/Whole-Breast-Irradiation-GL

**Hypofractionated Radiation Therapy for Localized Prostate Cancer: An ASTRO, ASCO, and AUA Evidence-Based Guideline**  
Developed in partnership with the American Society for Clinical Oncology and American Urological Association  
Endorsed by the Society of Urologic Oncology, European Society for Radiotherapy & Oncology, and Royal Australian & New Zealand College of Radiologists  
ASTRO  
https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/ASTRO-39s-guideline-on-hypofractionation-for-loca

**Radiation therapy for the whole breast: Executive summary of an American Society for Radiation Oncology (ASTRO) evidence-based guideline**  
Smith BD, et al. Pract Radiat Oncol 8:145-52,2018

**Hypofractionated Radiation Therapy for Localized Prostate Cancer: Executive Summary of an ASTRO, ASCO, and AUA Evidence-Based Guideline**  
Morgan SC, et al. Pract Radiat Oncol 8:354-60,2018

**基本的に、すべての全乳房照射に中等度寡分割照射は適用可能**

**KQ1 Recommendations**

**Overall**

- KQ1A:** For women with invasive breast cancer receiving WBI with or without inclusion of the low axilla, the preferred dose-fractionation scheme is HF-WBI to a dose of 4000 cGy in 15 fractions or 4250 cGy in 16 fractions.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	High	100%

- KQ1B:** The decision to offer HF-WBI should be independent of tumor grade.
- KQ1C:** The decision to offer HF-WBI may be independent of hormone receptor status, HER2 receptor status, and margin status.
- KQ1D:** The decision to offer hypofractionation should be independent of breast cancer laterality.
- KQ1E:** The decision to offer HF-WBI should be independent of chemotherapy received prior to radiation and trastuzumab or endocrine therapy received prior to or during radiation.
- KQ1I:** The decision to offer HF-WBI should be independent of breast size (including central axis separation) provided that dose-homogeneity goals, as outlined in KQ4, can be achieved.

https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/Whole-Breast-Irradiation-GL

**ブーストが推奨されるのは、50歳以下、高グレードの51-70歳、または断端陽性。**

**ブーストは、リスクがなければ10 Gy/4-5回、または14-16 Gy/7-8回か12.5 Gy/5回。**

**KQ2 Recommendations**

**Age, grade, margins, and biology for invasive disease**

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	Moderate	100%

- KQ2A:** A tumor bed boost is recommended for patients with invasive breast cancer who meet any of the following criteria: age ≤50 with any grade, age 51 to 70 with high grade, or a positive margin.
- KQ2B:** Omitting a tumor bed boost is suggested in patients with invasive breast cancer who meet the following criteria: age >70 with hormone receptor-positive tumors of low or intermediate grade with widely negative (≥2 mm) margins.

**KQ3 Recommendations**

- KQ3A:** In the absence of strong risk factors for local recurrence, such as those enumerated in KQ2B, 1000 cGy in 4 to 5 fractions is suggested as the standard tumor bed boost dose-fractionation, regardless of whole breast dose-fractionation, stage, or histology.
- KQ3B:** Particularly in the presence of strong risk factors for local recurrence, such as those enumerated in KQ2B, 12.5 Gy in 5 fractions is suggested as the standard tumor bed boost dose-fractionation, regardless of whole breast dose-fractionation, stage, or histology.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Conditional	Moderate	100%

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Conditional	Low	85%*

\* Physician responses obtained from voting.

https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/Whole-Breast-Irradiation-GL

**全乳房で線量 >105%の体積は最小化を。3D-CRTはFIFを。**

**腫瘍床は95%線量以上で。全乳房の95%体積が95%線量以上で。**

**KQ4 Recommendations**

**Dose homogeneity**

- KQ4A:** The volume of breast tissue receiving greater than 105% of the prescription dose should be minimized. To achieve this, 3-dimensional conformal treatment planning with a "field-in-field" technique is recommended as the initial treatment planning approach.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	Moderate	100%

**Target delineation and coverage**

- KQ4B:** The tumor bed should be contoured with a goal of achieving coverage of the tumor bed with at least 95% of the prescription dose. The whole breast volume may be contoured or defined clinically, with a goal of covering at least 95% of the whole breast volume with 95% of the whole breast prescription dose. Treatment plans should be individualized after consideration of many factors, including tumor characteristics, patient anatomy, and comorbidities.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	Moderate	100%

https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/Whole-Breast-Irradiation-GL

**ブーストはSequentialで。腫瘍床を描出し、患者ごとに心・肺など適切に遮蔽しつつ腫瘍床に適切なマージンを。**

**ブーストは外照射で。ブースト時に際Simulationも可。**

**KQ5 Recommendations**

**Technique/modality**

- KQ5A:** When a tumor bed boost is to be administered, external beam treatment is recommended with a radiation modality that will minimize high radiation dose to non-target tissue.
- KQ5B:** To facilitate immobilization and minimize normal tissue exposure, re-simulation for boost planning may be used to allow for repositioning or in patients with large seromas at the time of whole breast treatment planning.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	Moderate	100%

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Conditional	Low	100%

**KQ5C:** At this time, evidence is strongest in support of sequential administration of the boost after whole breast treatment; therefore, outside the context of trials, sequential boost is currently recommended.

**Target delineation and coverage**

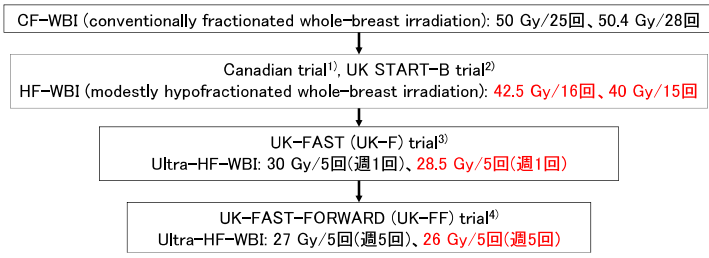
- KQ5D:** 3-dimensional treatment planning should include delineation of the tumor bed, as noted in KQ4B. For boost treatment, conformal blocking with an adequate margin surrounding the tumor bed or boost PTV should be used, after consideration of factors such as risk of recurrence and the ability to spare normal tissues given the patient's anatomy.

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Conditional	Moderate	100%

Recommendation strength	Quality of evidence	Consensus
Strong	Moderate	100%

https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/Whole-Breast-Irradiation-GL

DCIS (ductal carcinoma in situ), ESBC (early-stage breast cancer)  
寡分割照射の歴史

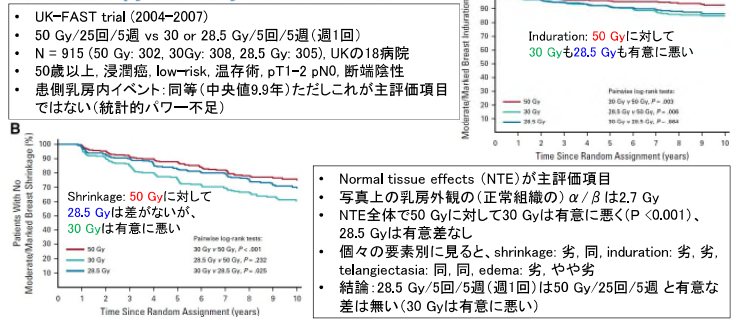


<sup>1)</sup> Whelan TJ, et al. N Engl J Med 2010;362:513-20  
<sup>2)</sup> Haviland JS, et al. Lancet Oncol 2013;14:1086-94  
<sup>3)</sup> Brunt AM, et al. J Clin Oncol 2020;38:3261-72  
<sup>4)</sup> Brunt AM, et al. Lancet 2020;395:1613-26

赤字: 標準治療群に対して非劣性が証明された

Ten-Year Results of FAST: A Randomized Controlled Trial of 5-Fraction Whole-Breast Radiotherapy for Early Breast Cancer

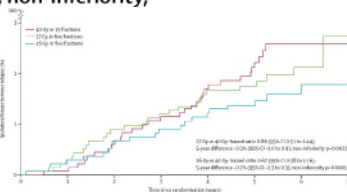
Brunt AM, et al. J Clin Oncol 2020;38:3261-72



Hypofractionated breast radiotherapy for 1 week versus 3 weeks (FAST-Forward): 5-year efficacy and late normal tissue effects results from a multicentre, non-inferiority, randomised, phase 3 trial

Brunt AM, et al. Lancet 2020;395:1613-26

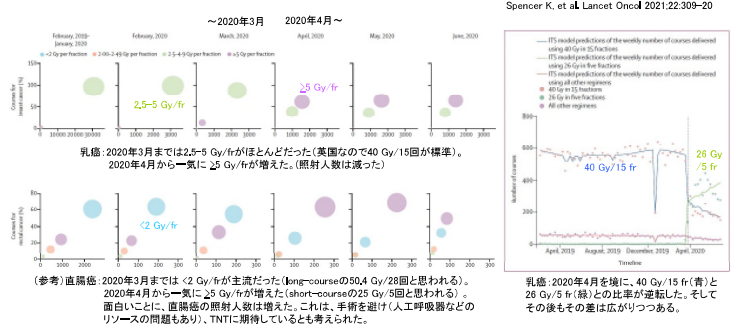
- UK-FAST Forward (UK-FF) trial (2011-2014)
- 40 Gy/15回/3週 vs 27 Gy/5回/1週
- N = 4,096 (40 Gy: 1,361, 27 Gy: 1,367, 26 Gy: 1,368)
- UKの97病院
- 観察期間中央値: 6年
- 18歳以上、浸潤癌、温存術or切除術、pT1-3 pN0-1、断端陰性、ブレスト可(→FASTより適応広い)



- 主評価項目: 患側乳房再発  
5年で2.1% vs 1.8% vs 1.4% (40 Gy vs 27 Gy vs 26 Gy)
- 5年中等度以上normal tissue effects (医師評価)  
9.9%, 15.4%, 11.9% (40 Gy vs 27 Gy vs 26 Gy)
- 1-5年医師評価: 40 Gyに比べ、27 Gyは有意に悪い(p < 0.0001), 26 Gyは有意差なし(p = 0.20)
- 患者評価および写真評価: 40 Gyに比べ、27 Gyは有意に悪い, 26 Gyは有意差なし
- 結論: 26 Gy/5回/1週は新たな標準治療オプションである

The impact of the COVID-19 pandemic on radiotherapy services in England, UK: a population-based study

Spencer K, et al. Lancet Oncol 2021;22:309-20



前立腺癌に対する  
中等度/超寡分割照射と、  
それらに必須である画像誘導放射線治療  
(Image-guided radiation therapy: IGRT)

寡分割照射が前立腺癌の放射線治療において標準治療となった道のり

2016-2017年に出版された4つの大規模RCTにより、  
1回2.5~3.0 Gyの中等度寡分割照射は、  
1回1.8~2 Gyの通常分割照射に対して、  
非劣性であることが示された

これを受けて、2018年に、  
ASTRO、ASCO、AUAが合同で  
寡分割照射のガイドラインを出した



**Hypofractionated Radiation Therapy for Localized Prostate Cancer: An ASTRO, ASCO, and AUA Evidence-Based Guideline**

Developed in partnership with the American Society for Clinical Oncology and American Urological Association

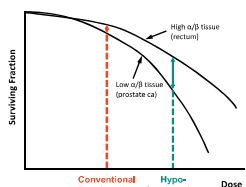
Endorsed by the Society of Urologic Oncology, European Society for Radiotherapy & Oncology, and Royal Australian & New Zealand College of Radiologists

ASTRO

Innoccioli A, et al. Lancet Oncol 2016;17:1061-9  
Lee WR, et al. J Clin Oncol 2016;34:2325-32  
Deaneley D, et al. Lancet Oncol 2016;17:1047-60  
Cattton CN, et al. J Clin Oncol 2017;35:1884-90

HP address: <https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/ASTRO-39-guideline-on-hypofractionation-for-loc>  
Paper publication: J Clin Oncol 2018;36:3411-30.  
Pract Radiat Oncol 2018;8:354-60

放射線生物学の理論では、  
癌の  $\alpha/\beta$  値が正常組織の  $\alpha/\beta$  値より低ければ、  
寡分割照射にするのが得をする。  
前立腺癌の  $\alpha/\beta$  値: 1.5 Gy  
正常組織の  $\alpha/\beta$  値: 3 Gy  
がよく用いられる



2018年のASTRO/ASCO/AUAによる  
寡分割照射のガイドラインにおける、  
具体的な1回線量の定義

**Conventional Fractionation**  
Fraction size 180-200 cGy  
(通常分割照射)

**Moderate Hypofractionation**  
Fraction size 240-340 cGy  
(中等度寡分割照射→標準治療)

**Ultra-hyperfractionation (SBRT/SABR)**  
Fraction size  $\geq 500$  cGy  
(超寡分割照射→"Option")

<https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/ASTRO-39-guideline-on-hypofractionation-for-loc>

寡分割照射において満たすべき照射技術の要件

寡分割照射をするなら  
IGRTは必須

**Key Question 7:** In patients with localized prostate cancer who are receiving moderately hypofractionated or ultrahypofractionated EBRT, how does treatment using IGRT compare to treatment not using IGRT in terms of prostate cancer control, toxicity, and quality of life?

**KQ7A:** IGRT is universally recommended when delivering moderately or ultrahypofractionated EBRT.



寡分割照射をするなら  
3D-CRTはダメ(IMRTが必須)

**Key Question 8:** In patients with localized prostate cancer who are receiving moderately hypofractionated or ultrahypofractionated EBRT, how does treatment using IMRT compare to treatment with 3-D CRT in terms of prostate cancer control, toxicity, and quality of life?

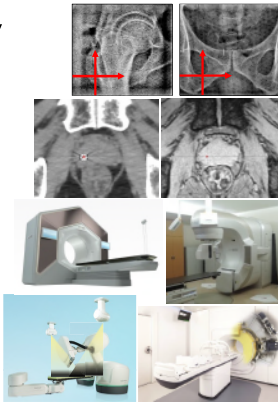
**KQ8A:** Non-modulated 3-D CRT techniques are not recommended when delivering moderately or ultrahypofractionated prostate EBRT.



<https://www.astro.org/Patient-Care-and-Research/Clinical-Practice-Statements/ASTRO-39-guideline-on-hypofractionation-for-loc>

## IGRT: image-guided radiation therapy 画像誘導放射線治療

- 毎回の放射線治療において、照射室台に患者をセットした状態で画像を取得し、位置を微調整してから照射する。  
→ Inter-fractional organ motion error
- さらに、照射時間中も(間欠的に)腫瘍の位置を捕捉し、必要があれば位置を微調整/追尾する。  
→ Intra-fractional organ motion error
- さらに、照射直前に画像を取得し、その時の解剖に合わせて放射線治療計画をやり直してから照射する。  
→ Adaptive radiation therapy (ART)
- 上記の機能の一部/全部を実現するため、CBCT (cone-beam CT) 搭載リニアック、MRI-リニアック、ロボットアーム型リニアックなどが実用化されている。



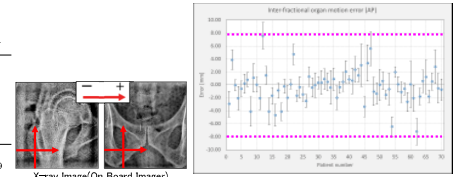
## Inter-fractional organ motion error ～骨照合のみならず8 mmマージンが必要～

がん研有明病院において、毎日の前立腺の位置合わせの際に、最初にBone matchを行った後に、Fiducial marker matchを行った時の移動量をinter-fractional organ motion errorとして測定した。

[mm]	Systematic Error		Random Error	
	腹背	頭尾	左右	頭尾
Average	-0.28	-0.45	0.23	1.54
S.D.	2.47	-2.24	-0.46	0.61
Max	7.57	9.46	1.27	3.57
Min	-7.21	-5.42	-0.66	0.70

Systematic Error: 全治療期間の平均値  
Random Error: 全治療期間の標準偏差  
n = 70  
Fraction: 28 or 30

PTVマージン (Van Herk) =  $2.5 \Sigma + 0.7 \sigma$   
Σ: Systematic Errorのばらつき (標準偏差)  
σ: Random Errorの平均 (二乗平均平方根)

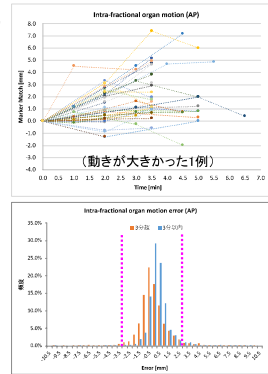


## Intra-fractional organ motion error ～3分以内であれば3 mm以内～

がん研有明病院において、毎日の前立腺の位置合わせの際に、(Bone match後、)最初にFiducial marker matchを行った後の、経時的なFiducial markerの位置補正量を Intra-fractional organ motion errorとして測定した。

[mm]	腹背*		頭尾*		左右*	
	3分以内	3分超	3分以内	3分超	3分以内	3分超
Average	0.15	0.16	0.18	0.21	-0.09	-0.03
S.D.	1.26	1.75	1.10	1.55	0.58	0.66
95% Confidence Limit	Upper: 2.83	3.59	2.34	3.24	1.04	1.27
	Lower: -2.33	-3.26	-1.88	-2.83	-1.22	-1.32

n = 4635 Images (99 Patients) \*F-testで有意差あり(p<0.05)



1 Arc VMATの場合、骨照合～治療終了までの平均時間: 約3分  
CBCT撮影や2 Arc VMATの場合には治療時間は延長する

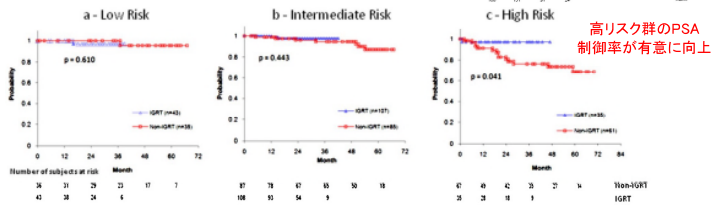
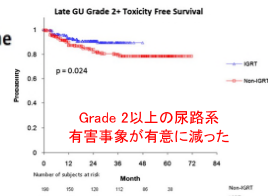
Fiducial match後、3分以内に照射を完了できれば、3 mmマージンで治療できる(特に追尾が必要ではない)

## Improved Clinical Outcomes With High-Dose Image Guided Radiotherapy Compared With Non-IGRT for the Treatment of Clinically Localized Prostate Cancer

Michael J. Zelefsky, M.D.,\* Marisa Kollmeier, M.D.,\* Brett Cox, M.D.,\*

Retrospective study  
IMRT 86.4 Gy/1.8 Gy  
Fiducial marker IGRT (n = 186)  
vs. non-IGRT (n = 190)  
Median f/u: 2.8 y

Int J Radiat Oncol Biol Phys 84: 125-9, 2012 (MSKCC, USA)

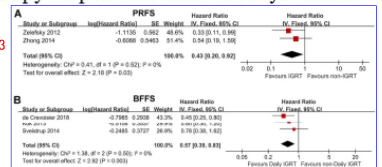


高リスク群のPSA制御率が有意に向上

## The role of image-guided radiotherapy in prostate cancer: A systematic review and meta-analysis

Wang S, et al. Clin Transl Radiat Oncol 38: 81-9, 2023

メタアナリシス  
(RCT = 3, Cohort study = 15)  
6,521人  
Median f/u: 53m  
IGRT: 46m vs. non-IGRT: 53m

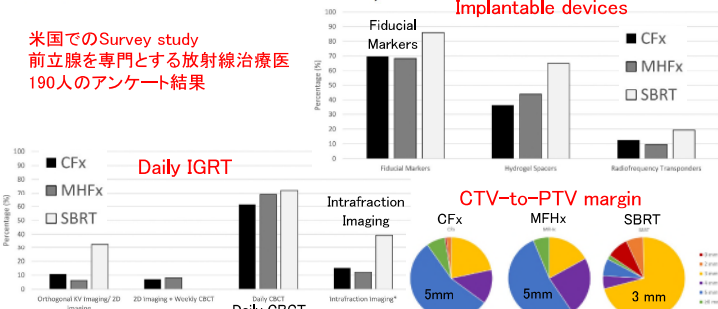


Biochemical tumor controlはIGRT群が有意によい

急性期G2毒性  
急性期G1毒性  
晩期G1毒性  
はIGRT群が有意によい

## Bowel and Bladder Reproducibility in Image Guided Radiation Therapy for Prostate Cancer: Results of a Patterns of Practice Survey

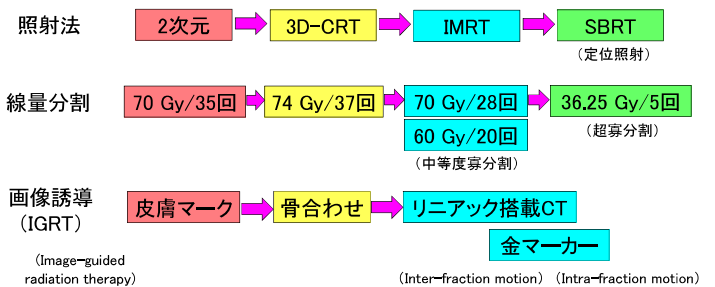
米国でのSurvey study  
前立腺を専門とする放射線治療医  
190人のアンケート結果



Implantable devices

CTV-to-PTV margin

## 前立腺癌の外照射のこれまでと現在地



## 高リスク群の超寡分割の問題点と、変形 (adaptive) の問題点

現在では中等度寡分割照射がむしろ通常分割照射よりも標準  
超寡分割も標準治療とみなされ始めている

- 2023年のNCCNガイドラインでは、通常分割よりもむしろ中等度寡分割のほうが推奨 (Preferred) となっている
- 2018年のASTRO/ASCO/AUAガイドラインでは "option" となっていた超寡分割照射が、2023年のNCCNガイドラインでは標準治療の一つとして書かれている

National Comprehensive Cancer Network: "NCCN Guidelines Prostate Cancer Version 3, 2023" ([http://www.nccn.org/professionals/physician\\_gls/pdf/prostate.pdf](http://www.nccn.org/professionals/physician_gls/pdf/prostate.pdf))

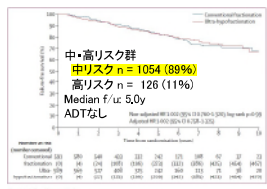
- ただし、超寡分割照射については4つの大規模RCT非劣性試験が行われており、長期の成績はまだ不明である

## 超寡分割照射 vs. 通常分割～中等度寡分割照射のRCTの2報告内、1報告は2年毒性までだが、いずれも非劣性と報告されている

### HYPO-RT-PC trial

42.7 Gy/7回 (6.1 Gy/回, 週3回) vs. 78 Gy/39回

- 主要評価項目であるFailure-free survivalの非劣性は証明された。
- 晩期G2+ GI毒性も同等であった。
- GI毒性もほぼ同等だが、1年時点のGU G2+が超寡分割で有意に悪く、急性期GU G2+も超寡分割で悪い傾向があった。

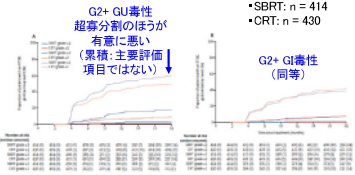


Widmark A, et al. Lancet 394: 385-95, 2019

### PACE-B trial

36.25 Gy/5回 (7.25 Gy/回, 1-2週) vs. 78 Gy/39回 or 62 Gy/20回

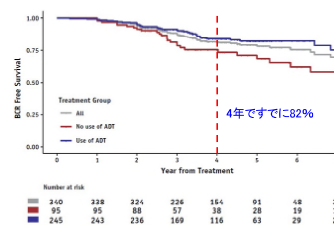
- 主要評価項目である、急性期および2年タイムポイントでの毒性の比較 (RTOGスケール) には有意差がなかった。
- 低・中リスク群 低リスク 8% 中リスク 92%
- ADTなし
- SBRT: n = 414
- CRT: n = 430



Tree AC, et al. Lancet Oncol 20: 1531-43, 2019  
Tree AC, et al. Lancet Oncol 23: 1308-20, 2022

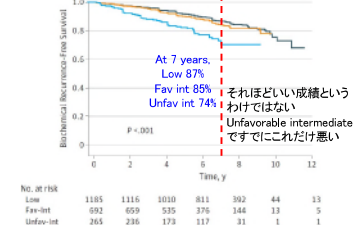
## 高リスク前立腺癌へのSBRTはまだ十分なエビデンスはない (PACE-C trialが進行中)

SHARP consortium (7つのphase IIか前向き登録) 7~8 Gy x 5回, すべて高リスク (ADT併用: 72%) N = 344, median follow-up: 50 months



van Dams R, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 110:731-7, 2021

低・中リスク (12のphase II trialの合算) 6.7~8 Gy x 5回 or 9.5 Gy x 4回 (ADT併用: 5%) N = 2,142, median follow-up: 6.9 years



Kishan AU, et al. JAMA Netw Open 2:e188006, 2019

## PACE

International randomised study of prostatectomy vs stereotactic body radiotherapy (SBRT) and conventional radiotherapy vs SBRT for organ-confined prostate cancer.

PACE-A is comparing SBRT to surgery. PACE-B and PACE-C are comparing SBRT to ordinary radiotherapy. PACE-B is for patients who are not receiving hormone therapy. PACE-C is for intermediate and high risk patients requiring 6 months of hormone therapy.

PACE A will recruit 234 patients considered candidates for surgery, as agreed by both physician and patient. The participants will be randomised to receive either: Prostatectomy; or Prostate SBRT delivered with 36.25 Gy in 5 fractions.

PACE B recruited 874 patients and reached its target so is not currently recruiting any further patients. In PACE-B, patients not considered candidates for surgery, or that declined surgery were randomised to receive either: Conventional radiotherapy (investigator choice between 78 Gy in 39 fractions or 62 Gy in 20 fractions); or Prostate SBRT delivered with 36.25 Gy in 5 fractions.

PACE C will recruit 1182 patients who are not considered candidates for surgery, or who have declined surgery. These participants will be randomised to receive either: Conventional radiotherapy (60 Gy in 20 fractions); or Prostate SBRT delivered with 36.25 Gy in 5 fractions.

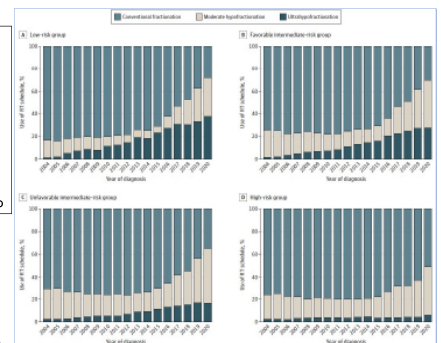
Following completion of trial treatment, all participants will be followed up for 10 years.



<https://www.icr.ac.uk/our-research/centres-and-collaborations/centres-at-the-icr/clinical-trials-and-statistics-unit/clinical-trials/pace>

## 米国の寡分割の割合

- 2019年以降、Conv.は半数を切っている (2019: 46%, 2020: 37%)
- 2004年から2020年にかけて、Moderate hypo: 22%→45% Ultrahypo: 2%→18%
- 2020年では、低リスク群で最も多いのはUltrahypo 中リスク群で最も多いのはModerate hypo



Increasing use of shorter-course radiotherapy for prostate cancer. Yu JB, et al. JAMA Oncol 2023, in press

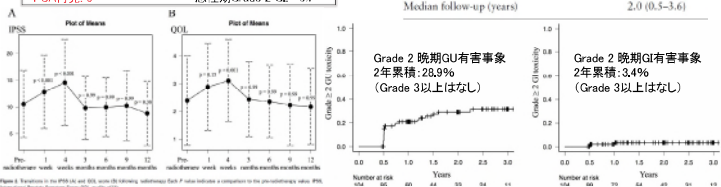
- データ元: National Cancer Database (NCDB): 米国の1,500施設、米国のがん患者の72%
- 対象: 2004~2020年に限局性前立腺癌と診断され、根治的外照射を受けた313,062人
- 7回以下をultra, 20~30回をmod, 31~50回をconv.と定義

## CyberKnifeを用いた前立腺SBRTの初期成績 (トヨタ記念病院)

### Stereotactic body radiation therapy for Japanese patients with localized prostate cancer: 2-year results and predictive factors for acute genitourinary toxicities

Ito M, Yoshioka Y, et al. Jpn J Clin Oncol 51:1253-60, 2021

- 36.25 Gy/5回 連日照射
- CTV to PTV margin: 2 mm
- PSA再発: 0
- Grade 3以上有害事象: 0%
- 急性期Grade 2 GU: 38%
- 急性期Grade 2 GI: 5%



Number of patients	104 (100%)
Age (years)	70 (49-82)
Risk group	
Low	10 (10%)
Intermediate	60 (57%)
High	34 (33%)
Neoadjuvant ADT	
Yes	95 (91%)
No	9 (9%)
Duration of neoadjuvant ADT (months)	6.0 (1.5-86.5)
Total duration of ADT (months)	6.9 (1.5-191.5)
Median follow-up (years)	2.0 (0.3-3.6)

## Phase II hypo-FLAME trial

35 Gy/5回 (SIB-50 Gy)

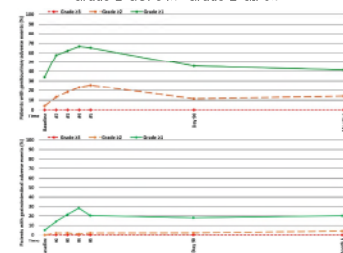
中・高リスク 100例  
Fiducial 3~4個 VMAT  
Acute toxicity Grade 3: なし  
Grade 2 GU: 34% Grade 2 GI: 5%

## 次世代SBRT?

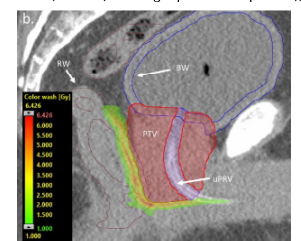
## ONE SHOT trial

19 Gy/1回 (尿道17 Gy)

Calypto<sup>®</sup> electromagnetic transponders 3個  
+ TrueBeam<sup>®</sup> VMAT  
Phase I (N = 3+3),  
phase II (N = 45 (including 6 patients of phase I))



Draouas C, et al. Radiother Oncol 147:92-8, 2020



Jaccard M, Zilli T, et al. Radiother Oncol 156:145-52, 2021

次世代SBRT?

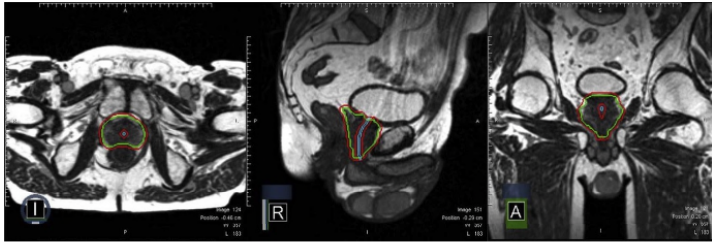
MR-guided adaptive SBRT

Phase II trial

7.25 Gy x 5 (6.5 Gy to urethra), 照射45分, PTV margin: 3 mm

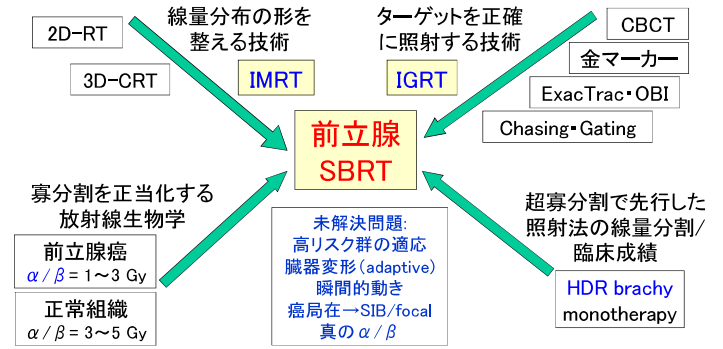
N = 101 (低 4%, 中 37%, 高リスク 60%, ADT 83%)

Grade 3: なし, Grade 2 GU: 24%, Grade 2 GI: 5%



Bruynzeel AME, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 105:1086-94,2019

前立腺癌においてSBRTが現時点の放射線治療の最高峰・最終形 かもしれない



結語



- 寡分割照射の理解のために、まずLQモデルを理解しましょう。完全に理解していなくても、数式を使って何回か計算すれば、使えます。
- 寡分割～超過分割には、独特の生物学(血管損傷+免疫)があるかも。
- 寡分割照射でPTV内の10%のhot/coldはBEDでは10%以上変動するので注意。PTV外で10%線量を下げれば10%以上の効果がある。  
 →要するに、線量誤差も、それに伴い位置誤差の影響もより強調されるので、より高精度が求められる。  
 →適切に精度よく照射すれば、通常分割照射より切れ味が良い(効果が高く、有害事象が少ない)が、エラーがあると被害が大きい。
- 乳癌と前立腺癌では寡分割照射が標準になりつつあり、ガイドラインも整備されてきている。

第 87 回放射線治療部会（名古屋） シンポジウム  
「組織内照射併用腔内照射の導入を考える」

## 座長集約

がん研究会有明病院 中島 大

茨城県立中央病院 篠田 和哉

子宮頸癌の根治的放射線治療において、腔内照射は不可欠な治療法であり、外照射同様 MR 画像や CT 画像などの 3 次元画像を用いた画像誘導小線源治療 (IGBT) が普及しつつある。治療部会では 2016 年の IGBT 加算の保険収載に先立ち、2015 年の春の総会シンポジウムで IGBT を取り上げた。IGBT により、定型的なタンデムオボイドの線源配列ではリスク臓器の線量増加を回避しつつ腫瘍全体に十分な線量が投与できない症例があることが明らかになった。そのような場合、組織内照射が適応となるが、侵襲面と技術習得面から普及には課題がある。腔内照射に組織内照射針を組み合わせた組織内照射併用腔内照射 (IC/IS-BT) が開発されたが、導入に至っていない施設もあるかと思われる。本シンポジウムでは今一度、経験豊富な講師の先生方をお招きして、組織内照射併用腔内照射の臨床的意義を確認し、組織内照射併用腔内照射のポイントを解説いただき、導入について考える機会を得たいと思い企画した。

シンポジウムでは、まず初めに自治医科大学附属病院の根本先生から組織内照射併用腔内照射の臨床的意義と近年発刊されたガイドラインについて症例などを交えながら要点を解説いただいた。続いて物理的な事項として、筑波大学附属病院の富田先生からは、組織内照射併用腔内照射の治療計画のポイントと照射前のチェックについて解説いただいた。組織内併用腔内照射が適応となる判断基準や治療計画手順などの注意点が詳細に提示された。京都大学医学部附属病院の藤本先生からは、IGBT 導入に必要な QA/QC を国内でいち早く導入された Varian 社製の照射装置である Bravos の立ち上げ経験を交えながら解説いただいた。IGBT では従来からの線量分布検証に加え、アプリケーション再構成、CT 装置の確認が重要であることが提示された。最後に京都府立医科大学の武中先生からは別室 CT、別室 MRI での運用例をご紹介いただいた。2023 年 3 月には“しかるべき適切な防護措置を講じた上で” RALS 室での CT 単独撮影が可能になる通知が出されたが、既存の施設では RALS 室の広さなどの問題もあり、すぐに状況が変わるといったことは難しいかと思う。複数台の MRI で実施可能な体制を整えておくことで負担をなるべく軽減し、実際に数多くの症例を治療している運用は大いに参考となったであろう。

総合討論では、物理技術面に加え、治療中の患者の状態の看視、管理が行える人員の確保の必要性や、組織内併用腔内照射に対応したアプリケーションの使用上の注意点、患者搬送時の配慮について話題に上がった。組織内照射併用腔内照射は、人員の確保など IGBT の導入に加えて考慮すべき点も存在するが、先行施設から有用性が報告されており、広く普及されることが期待される照射手法である。新たな製品開発、規制緩和など小線源治療分野の持続可能な発展のためにも、この分野の活性化は必須であり、本シンポジウムが多くの施設で組織内照射併用腔内照射導入あるいは運用の改善の契機となることを望む。



## 組織内照射併用腔内照射の臨床的意義とガイドライン

自治医科大学附属病院 根本 幹央

### 1. はじめに

婦人科疾患に対する密封小線源治療の歴史は、1938年にマンチェスター法が報告されて子宮頸がん治療が体系化されたことに始まる。詳細は後述するが、マンチェスター法は子宮頸がん治療の中心ともいえる手法であり非常に長く用いられてきた手技である。1963年には術者の被ばく低減のために After Loading 法が登場し、現在の RALS ( Remote After Loading System ) 装置の原型となった<sup>2)</sup>。その後、小型の HDR 線源が導入される様になり組織内照射への展開も広がり始める。2000年台に入ると、CTやMRIを利用した IGBT ( Image guided brachy therapy ) の手法が開発され普及し始めたが、本邦での IGBT の普及は2000年台後半になる。最適な線量分布を得るため、外部照射計画の発展を追随するように小線源治療も進化して行くことになる。RALSの有効性については、少々古い文献からの紹介となるが、以下のデータを参照頂きたい ( Fig. 1 )。国内の HDR-RALS の有効性と晩期毒性について、子宮がんの長期追跡研究を行った中野らの文献<sup>3)</sup>からのデータである。左のグラフは Stage 別の全生存期間 ( Overall Survival : OS ) で、右のグラフは子宮がん自体による死亡率 ( Cause specific survival : CSS ) を示したデータになる。RALS を実施する事で、子宮がん自体による死亡率は大きく改善されており、RALS が非常に有効な治療方法であることが分かる。

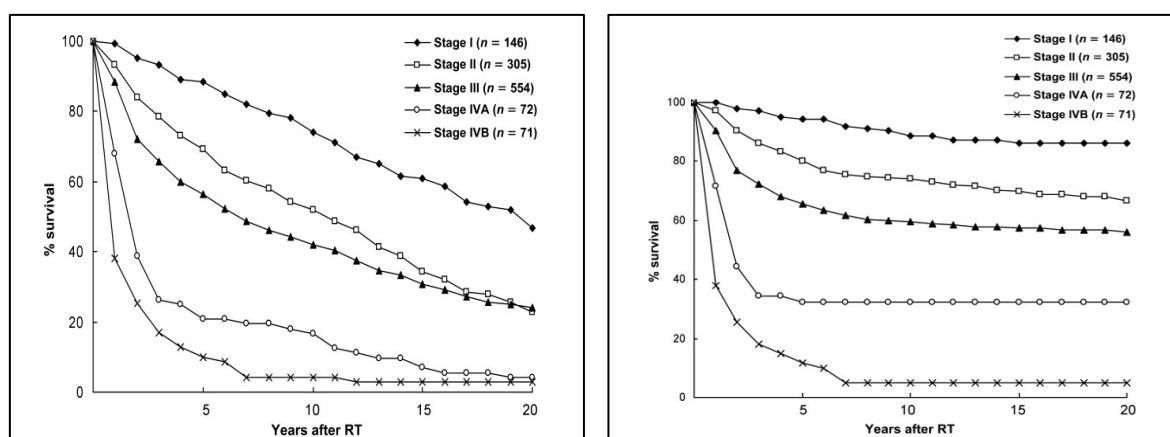


Fig.1 子宮がんの長期追跡研究 Overall Survival (左), Cause Specific Survival (右)

RALS は放射線治療分野の中でも狭い領域の手技になるが局所制御率の高い治療であり、婦人科疾患の治療に無くてはならない根治療法の一つとなっている。子宮頸がん治療において、米国放射線腫瘍学会のガイドライン<sup>4)</sup>でも各ステージで活用と表記されている重要な治療である。

本シンポジウムのテーマは「組織内併用腔内照射の導入を考える」となっている。この組織内併用腔内照射とは、従来の腔内照射に加えて組織内照射を追加した方法を定義としている。それぞれのメリッ

トとデメリットを補い合うという意味で Hybrid 照射とも言われ、婦人科腫瘍に用いられている手技である。本稿では、用語を統一するために日本放射線腫瘍学会小線源部会の推奨する組織内併用腔内照射 (intracavitary and interstitial brachytherapy : IC/IS-BT) という表記で記載させて頂く。

## 2. Stereo-X 線画像 (2D 計画) から IGBT (3D 計画) の時代へ

IGBT が実施される以前は、X 線によるステレオ画像から治療計画を立てていた。X 線透視下でアプリケータを子宮内に挿入して、直交する 2 軸の X 線画像を撮影する。撮影時の幾何学的条件から画像の縮尺を求め、アプリケータに装着したリングマーカを基準点 (外子宮口円蓋部) に、ここからアプリケータに沿って子宮体軸頭側に 2 cm, 左右に 2 cm 離れた所を A 点と呼称した (Fig.2)。

この A 点を線量処方点として、子宮頸部を中心に洋梨型 (子宮頸部が洋梨の底部) の線量分布となるように線源の停止位置と停留時間を設定していた。さらに現在の IGBT とは違って、事前に画像撮影と計画を行い、治療日には可能な限り同様の配置となるようにアプリケータを留置して、計画を再現すると言う不確かさの大きな治療手技でもあった。この手法が前述したマンチェスター法であり、臨床経験のない読者におかれても名前を聞いたことはないかと推察する。

この治療計画が 2000 年台初頭までは一般的であり、経験則に基づく治療計画と、決して精度が高くはない照射方法を行う手技であるが、2D 計画ながらも良好な治療成績を示していた。しかし、一番の問題点として、この手法には明確な Target の概念がなく腫瘍の大きさや形状に応じた個別化治療は困難であるという欠点があった。また、直腸や膀胱などのリスク臓器 (Organ at risk : OAR) 線量も仮想ポイントでの評価に留まり、不十分な手技となっていた。

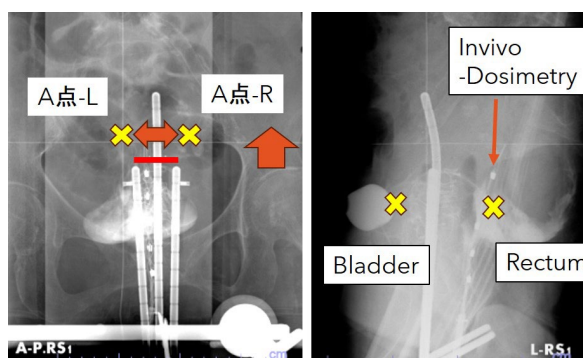


Fig.2 Manchester 法による関心点配置

この事実を示すデータが、前述の文献<sup>3)</sup>の中には記述されている。Fig.3 は Stage と腫瘍サイズに分類して骨盤内の局所制御率 (Local control : LC) と CSS について治療成績をまとめたデータであり、Stage II/III では腫瘍サイズと治療成績に有意差がある事が示されている。つまり、治療成績を改善するには腫瘍サイズを考慮し、より最適化された線量分布が必要であり、マンチェスター法による A 点処方だけでは奏効率をあげることが難しいと言う事実が当時から示唆されていた。

Stage 分類だけであるが、実際の腫瘍形状は大きさや広がり方向が様々になる。このため、CT や MRI を用いて計画を行う 3D-IGBT が実施されるようになった。特徴的なのは、IGBT の輪郭定義である。リスク臓器は組織形状と同様であるが、TARGET は外部照射の CTV と PTV の関係の様に定まてはいない。小線源治療開始時の GTV と子宮頸部の合算領域を、高リスク臨床標的体積 (High-Risk CTV : HR-CTV) と定義して処方領域に設定する。外部照射と異なる設定であるが、DVH を参考に線量分布をより最適化できるように変わる。

Stage	< 3 cm	3-5 cm	> 5 cm	P value
10-year pelvic control rates (95% CI)				
Ib	95.1 (90.4-99.8)	89.0 (80.9-97.2)		0.208*
II	86.9 (79.3-94.5)	80.9 (74.9-87.0)	70.5 (52.9-88.1)	0.230* 0.274* 0.094*
III	86.5 (77.1-95.8)	76.6 (71.9-81.3)	62.4 (52.8-72.0)	0.062* 0.008* < 0.001*
10-year cause-specific survival rates (95% CI)				
Ib	90.2 (83.7-96.7)	86.4 (77.0-95.8)		0.522*
II	79.3 (70.1-88.5)	75.0 (68.3-81.7)	53.3 (33.3-71.3)	0.436* 0.026* 0.011*
III	76.9 (63.3-88.5)	61.1 (55.9-66.4)	46.4 (37.4-55.4)	0.017* 0.006*

Fig.3 Stage 分類ごとの Local Control と Cause - Specific Survival の相関関係

IGBT の治療成績は、LC と OS を示した大野らの文献<sup>5)</sup>のデータをご覧頂きた (Fig.4). 前述の文献と追跡期間は 5 年と異なるが、明らかに治療成績が良くなったことが分かる. マンチェスター法による 3 チャンネルアプリータの治療計画であるが、IGBT によって 2D 治療計画では得られなかった情報が増え奏効率は向上している. IGBT では、アプリータ留置直後に撮像して、直ちに治療計画、そして照射までを一連の手技として行う. リアルタイムで行われる治療になるため事前準備が不可能であり、担当者の負担は大きくなるが、従来は得られなかった線量分布を作成することができるため、現代においては必須の技術であると言える. また、後述するが IC/IS-BT は組織内照射を併用する手技になるため、IGBT 無しでは安全に実施することが不可能になる. この点においても、IGBT を通常手技として安全かつ正確に実施できる体制を整えることは重要であり、不可避となっている.

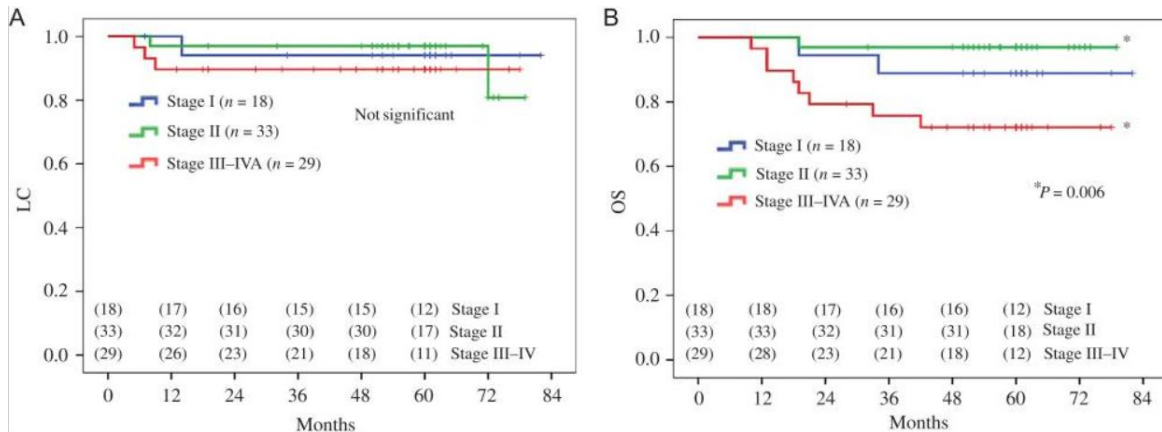


Fig.4 IGBT 実施時の Local Control (左) と Overall Survival (右)

### 3. IC/IS-BT の臨床的意義

#### 1) 初例報告

IGBT であっても TARGET に対して理想的な線量分布を得ることは難しい. IGBT により腫瘍形状を把握できるようになったが、線量分布は線源配置に依存するため、複雑な形状や広がりに対して適切な線量分布を作成するには限界がある. このため、進展範囲が偏心する腫瘍に対して、線量が不足する部分を補うように組織内照射を併用した IC/IS-BT が考案された. 国内の初例報告は若月ら<sup>6)</sup>の 2011 年であり、患者左側の直腸壁側に腫瘍が進展した症例が提示されている (Fig.5). 上段は 3 チャンネルアプリータで、下段は腫瘍の進展部位にニードルアプリータを追加穿刺している. 組織内照射を加えることで、6 Gy の領域が大きく改善されている事が分かる. 両者の DVH を比較した結果においても、OAR 線量は同等ながら、3 チャンネルアプリータの配置では不足していた部分の線量が、大きく改善されていることがわかる (Fig.6).

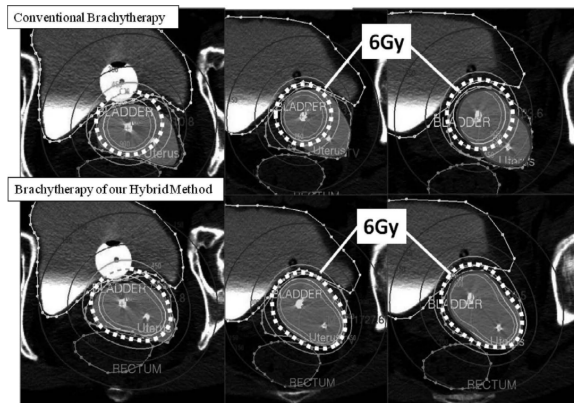


Fig.5 刺入針の有無による 6 Gy 領域の違い

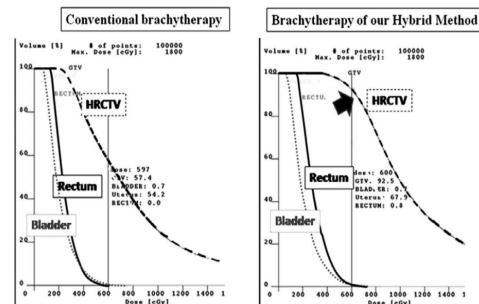


Fig.6 刺入針の有無による DVH の違い

IC/IS-BT は、これまで不可能だった線量分布を作成することが可能であり、さらに奏効率をあげることが期待できる手技であると言える。

### 2) 臨床例の提示 ①

子宮頸癌 IIIb 期，子宮頸部両側と直腸側に進展した症例である．赤い領域が HR-CTV であり，子宮頸部の線量を増加しても膀胱線量が増加するだけで，腫瘍の伸展領域をカバーすることは難しい事が予想される．線量不足と想定される領域に対して，3 チャンネルアプリータのタンデムとオボイド間隙を通して，ニードルアプリータを 2 チャンネル追加（黄色矢印）している（Fig.7）．

この違いを比較したものが Fig.8 である．上段がマンチェスター法に基づくアプリータ配置であり，下段が IC/IS-BT になる．青線の範囲が 6 Gy 領域であり IC/IS-BT は HR-CTV をより適切にカバー出来ている．単純にニードルアプリータの線量寄与を削除した状態の比較であるが，線量分布形状が大きく異なる事がわかる．DVH で比較しても IC/IS-BT は HR-CTV を 6 Gy 領域でカバー出来ており両者には大きな違いがみられる（Fig.8）．

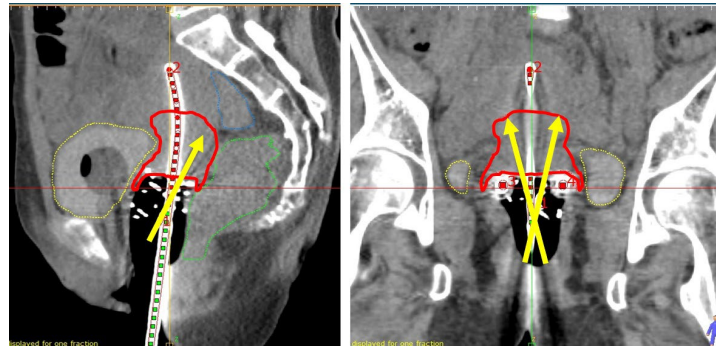


Fig.7 HR-CTV と刺入針の追加状態

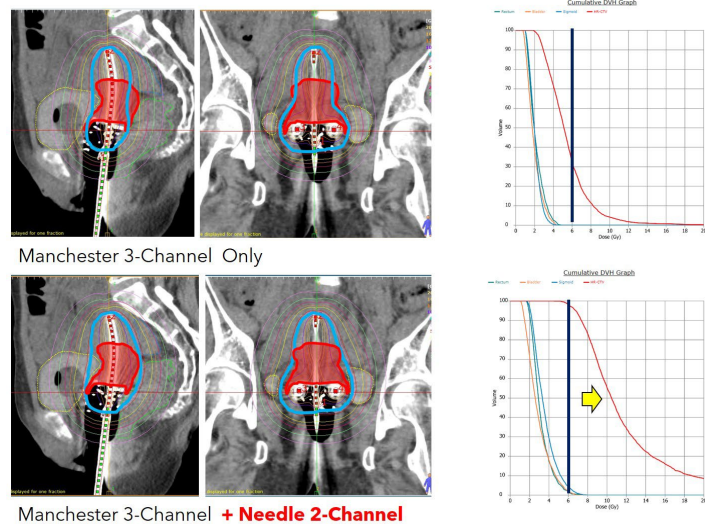


Fig.8 刺入針線量設定の有無による 6 Gy 領域と DVH

### 3) 臨床例の提示 ②

広範子宮全摘出後の膣断端再発症例，外部照射による腫瘍縮小効果が乏しく RALS を追加選択された症例になる．残存腫瘍が左右に広がり，通常の膣アプリータでは進展範囲をカバー出来ないため，アプリータをオボイドに変更して広げるように留置している．さらに頭側方向へも腫瘍が伸展しているため，深部方向での線量が不足を補うためにニードルアプリータを追加穿刺している（Fig.9）．

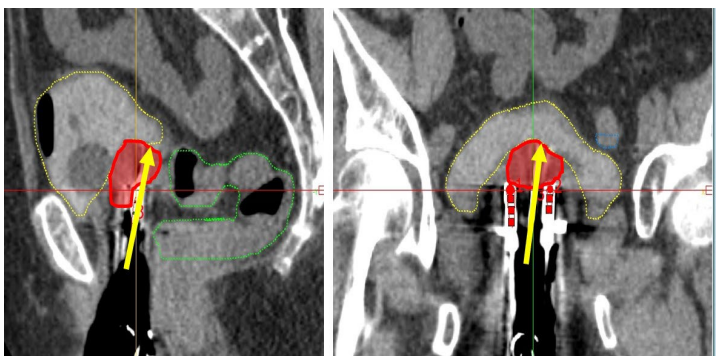


Fig.9 HR-CTV と刺入針の追加状態

この症例でもニードルアプリータを一本追加する事で、大幅な線量分布の改善が得られている。また DVH についても同様である (Fig.10)。

先の症例①と同様に組織内照射分の線量寄与を削除しただけで、あくまで参考情報ではあるが、仮に組織内照射部分が無い状態で最適化しても線量分布はサイズが変わるだけであり、その形状を大きく変えることは不可能である。このように考えると、如何に組織内照射を併用する IC/IS-BT が有効であるかが、理解できると思われる。

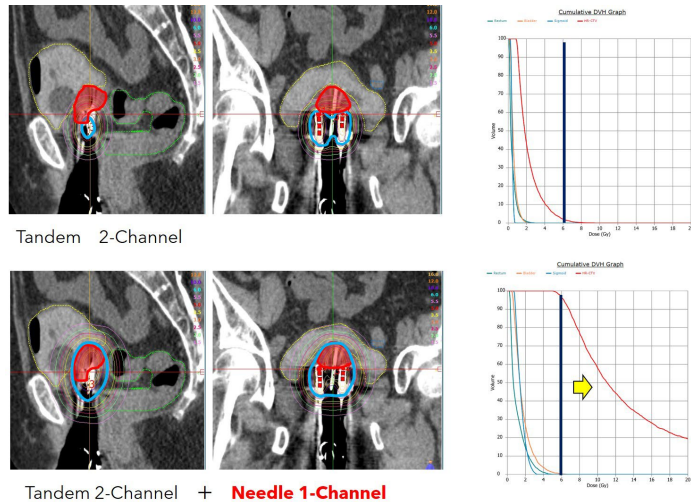


Fig.10 刺入針線量設定の有無による 6 Gy 領域と DVH

#### 4) IC/IS-BT による治療成績

局所制御において、線量/体積/全治療時間との間には有意な相関があると Gyn GEC ESTRO から retro EMBRACE と EMBRACE study-I が報告されている<sup>7,8,9,10</sup>。HR-CTV の体積 30 cm<sup>3</sup> を境に、85 Gy (D90,  $\alpha/\beta = 10$ ) の投与が出来るかによって局所制御率には違いがあるとされ、体積 30 cm<sup>3</sup> 以上では線量増加が必要で、小さい場合は積極的に OAR 線量を減少させるべきとされている (Fig.11)。本邦では外部照射時に中央遮蔽を取入れており、海外の線量制約を基準に得られたこの結果には注意を必要とする。

しかし、HR-CTV と OAR の両方で線量制約を達成するには、IC/IS-BT が実施できているかに依存するという結論に対して否定する根拠はないと筆者は考える。また、マンチェスター法を元にした 3 チャンネルアプリータによる IGBT と、IC/IS-BT のランダム化比較試験は報告されていない。IC/IS-BT の適応症例で実施可能な施設であれば、IC/IS-BT を実施しない選択肢は無いため、初期の EMBRACE study では明確な結果が得られなかったからである。

これについては EMBRACE study-II<sup>11)</sup> として、観察的多施設共同研究が実施されており、将来的には何らかの報告がされると思われるので期待したい。治療成績の報告は別にしても、明確に言えることは IC/IS-BT が OAR 線量を増価させることなく HR-CTV 線量の増加を可能にするという点である。副作用を増大させずに、より大きな腫瘍に対しても良好な線量分布を作成することが可能であり、局所制御率の向上に結び付けられるであろうことは容易に想像が出来る。IC/IS-BT は線量分布上の明確な利点があるので、臨床的優位性から適応症例に対して積極的に勧めるのは過言でないと思われる。

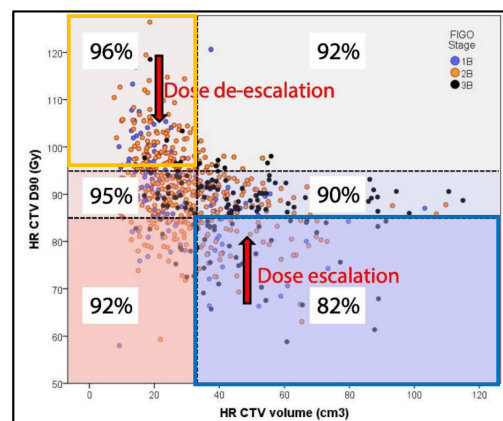


Fig.11 HR-CTV の体積と線量の関係

#### 4. IC/IS-BT のガイドラインについて

IC/IS-BT に特化したガイドラインは国内外に存在しなかったため、関連文献の Review や婦人科腫瘍に対する国内外ガイドラインの参照や高頻度実施施設の経験を加味して作成され、JASTRO<sup>8)</sup> より

2021 年に出されている。新しい手技だけに、適宜、改訂版が作成される可能性もあるので注視が必要と思われる。このガイドラインには多職種に渡って検討すべき事項が記載されており、以降はその中から診療放射線技師にとって理解しておくべきポイントや留意点に絞り、記述させて頂く。

#### 1) IC/IS-BT の適応症例

通常の腔内照射では HR-CTV 全体に十分な線量を確保できず、近接するリスク臓器の線量制約の遵守が困難な場合となる。具体的には以下の条件が記載されている。

- ・HR-CTV の体積が 30 cm<sup>3</sup> を超える
- ・HR-CTV の最大径が 4 cm を越える
- ・HR-CTV の形態が不整形や非対称である
- ・HR-CTV の厚みが 5 mm 以上の腔浸潤を有する

IC/IS-BT の実施判断は医師の裁量であるが、前述したように婦人科腫瘍に対する 3D-IGBT はリアルタイムで進行する治療手技になる。医師の指示の有無は別にして、画像を見た時点で組織内併用の適応の可否や、実施するとした場合、どこに穿刺すべきかを想像できるようにしておくことで落ち着いて対応が出来ることになる。このため、適応症例の条件を理解しておくことは必要だと考える。

#### 2) IC/IS-BT 施行に必要な人的要件

組織内照射を併用するため、通常の腔内照射よりも侵襲的な手技を伴う。このため、大前提として IGBT 導入ガイドラインの人員（5 年以上の経験を持つ診療放射線技師と専ら精度管理を担当する技術者）を確保すべきである。婦人科腫瘍の IGBT 経験を十分に有する、若しくは IGBT 習熟者の指導の元に行うことも推奨されている。また、術者・介助者とは別に患者の状態について持続的に管理・監視を行う専任の医師又は看護師（鎮静鎮痛担当者）を配置することが望ましいとされている。

#### 3) 治療計画画像の取得

組織内に刺入したアプリケータは、腫瘍塊の状態によっては、非常に抜けやすくなっている。穿刺部位が壊死状態に近い場合などもあり、別室で画像を取得する場合には、搬送時にアプリケータの位置関係が変わらないように固定状態に留意することが必要となる。MRI を利用する場合には、コイルの自重や圧迫によりアプリケータが移動しないように留意することも必要になる。

撮影後には取得画像を確認して、アプリケータが適切な部位や深さにあること、組織内照射針には過度な屈曲部位が無いことを確認するように注意する。別室撮影ではアプリケータと寝台が一体になって搬送できる専用搬送寝台等を活用できると、より安全な搬送が可能になる (Fig.12)。



Fig.12 CT 同室設置が難しい場合などでの対応方法の一例：搬送用ベッドとアプリケータ固定具を一体で搬送可能にする専用寝台

#### 4) 治療計画

HR-CTV 輪郭は、MRI は GYN GEC-ESTRO，CT は JROSG のガイドラインを参照とされている。計画手順として、まずは通常のマンチェスター法による A 点処方以最適化した線量分布を作成する。

その後から、組織内刺入針の寄与が極端に大きくなるように注意しつつ、線源停留位置と時間を調整する。繰り返し記述するが、本邦では外部照射時に中央遮蔽が用いられる野が一般的である。このため、GYNGEC-ESTRO等の海外推奨線量をそのまま適用できないことには注意が必要である。

## 5) 治療時

線源移送チューブの接続時に、チューブの自重で組織内照射針が抜けないよう注意する。金属アプリケーションは腔内でガーゼパッキングされているため比較的動き難いが、腫瘍が壊死しかかっている時など、刺入したアプリケーションは簡単に抜けてしまうためである。画像取得時と治療前後のアプリケーション位置について、変異が明らかでないことを目視等で確認することも重要になる。

また、基本的な事であるがアプリケーションと接続する移送チューブのチャンネル番号の取り違えには、十分な注意が必要になる。マンチェスター法の3チャンネルに加え、刺入用アプリケーションは交差する状態で設置されることも多く、チャンネル数も増えるため番号の取違いが起きやすくなるためである。

## 6) QA/QC

品質管理・コミショニングは診療・物理QAガイドラインを参照し、IGBTの開始に必要な品質保証はIGBT導入ガイドラインを参考に適切な品質管理・保証を行う事が求められている。安全な診療のベースとなるのはQA/QCであり、IC/IS-BTだからと言って特段の追加項目は無いと筆者は考えている。敢えて追加するとすれば装置関連ではなく、アプリケーションなどの品質管理であると思われる。RALSの金属アプリケーションは多数の部品で構成されているため、パーツ破損の有無を定期的に確認する必要がある。特に、滅菌処理を繰り返す過程でアプリケーションの歪みや湾曲、部品の紛失などが起き得る。あり得ないと思いがちであるが、実際に当院でも部品紛失があり、アプリケーション留置時になって気が付く事もあった。予備の滅菌処理セットを出せば済むことだが、アプリケーション留置時の時間的ロスや、高価なアプリケーションの部品損失は無意出来ない。組織内刺入用のニードルアプリケーションは、プラスチック製や金属製、ディスプレイや再滅菌可能なものまで様々あるが、どれも非常に細い形状になっており変形等によって線源輸送が不可能になる可能性もある。いざ照射と言う段階で線源輸送が不可能な事がわかり、再刺入となるのでは大問題である。事前に屈曲や窪みなどが無い事を確認しておくことは非常に重要と思われる。

## 5. まとめ

婦人科疾患に対する根治的放射線治療では、腔内照射は不可欠の標準治療となっている。そして、マンチェスター法による2D計画を行う時代ではなくなり、IGBTによる3D計画への変革が必須な状況に至っている。本稿で説明させて頂いたように、IC/IS-BTは治療成績を向上し、副作用を抑えるためにも導入すべき手技と考える。手技難度は高くなるのは確かであるが、それに見合う結果を得られると筆者は考えている。最後に蛇足とは思いますが、RALS治療前後の症例画像を提示させて頂く (Fig.13)。

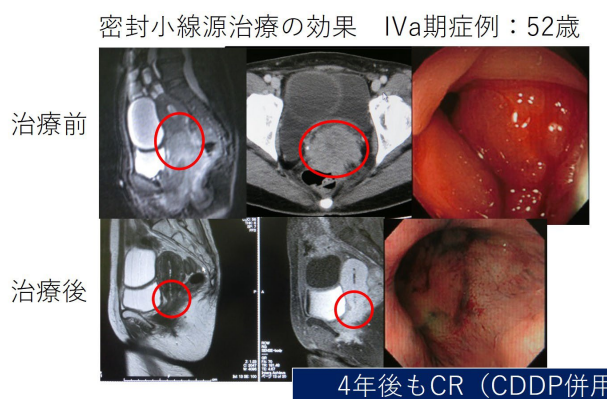


Fig.13 RALS治療前後の臨床画像の一例

IC/IS-BT どころかIGBT も実施していなかった 15 年以上前の Stage-IVA の症例である。ご覧の通り、腫瘍が綺麗に消失している。著効例の一つに過ぎないかもしれないが、小線源治療は時に劇的な効果を発揮する。これに IC/IS-BT の技術が加われば、より厳しい症例でも良好な治療成績になるのではないかと期待させられる。IC/IS-BT を実施されていない施設の方は、是非、前向きに実施を検討して頂けたら幸いである。

## 6. 参考文献

- 1) A dosage system for use in the treatment of cancer of uterine cervix. Tod, MC, Meredith, WJ. Brit J Radiol 11: 809-817, 1938.
- 2) Remotely controlled after loading radiotherapy apparatus (a preliminary report). Walstun R. Phy Med Biol 7: 225-228, 1962.
- 3) Long-term results of high-dose rate intracavitary brachytherapy for squamous cell carcinoma of the uterine cervix. Nakano T, Kato S, Ohno T, et al. Cancer 2005; 103: 92-101.
- 4) Radiation Therapy for Cervical Cancer: Executive Summary of an ASTRO Clinical Practice Guideline Pract. Radiat. Oncol. 2020 Jul-Aug;10(4):220-234.
- 5) In-room computed tomography-based brachytherapy for uterine cervical cancer: results of a 5-year retrospective study. Ohno T, Noda SE, Okonogi N, et al. J Radiat. Res 2017; 58: 543-551.
- 6) Intracavitary combined with CT-guided interstitial brachytherapy for locally advanced uterine cervical cancer: introduction of the technique and a case presentation. Wakatsuki M, Ohno T, Yoshida D, et al. J Radiat Res. 2011;52(1):54-8. doi: 10.1269/jrr.10091.
- 7) Image guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer: Improved pelvic control and survival in Retro EMBRACE, a multicenter cohort study. Sturdza A, Pötter R, Fokdal LU, et al. Radiother Oncol 2016 Sep 30;120(3):428-33.
- 8) Image guided adaptive brachytherapy with combined intracavitary and interstitial technique improves the therapeutic ratio in locally advanced cervical cancer: Analysis from the retroEMBRACE study. Fokdal L, Sturdza A, Mazon R, et al. Radiother Oncol 2016 Sep 30;120(3):434-40.
- 9) Effect of tumor dose, volume and overall treatment time on local control after radiochemotherapy including MRI guided brachytherapy of locally advanced cervical cancer. Tanderup K, Fokdal LU, Sturdza A, et al. Radiother Oncol 2016 Sep 30;120(3):441-6.
- 10) MRI-guided adaptive brachytherapy in locally advanced cervical cancer (EMBRACE-I): a multicentre prospective cohort study. Pötter R, Tanderup K, et al. Lancet Oncol. 2021 Apr;22(4):538-547.
- 11) The EMBRACE II study: The outcome and prospect of two decades of evolution within the GEC-ESTRO GYN working group and the EMBRACE studies. Pötter R, Tanderup K, Kirisits C, et al. Clin Transl Radiat Oncol 2018; 9: 48-60.
- 12) 日本放射線腫瘍学会 婦人科腫瘍に対する組織内照射併用腔内照射ガイドライン, 2021.



## 治療計画のポイント

筑波大学附属病院 富田 哲也

### 1. 組織内照射併用腔内照射の現状

近年、婦人科腫瘍に対する腔内照射において、組織内照射併用腔内照射（combined intra-cavitary and interstitial brachytherapy: IC/IS-BT）の実施件数が増加している。IC/IS-BT は、従来の定型的な腔内照射ではカバーできない bulky 腫瘍や不整形腫瘍症例に対し、プラスチック製又は金属製のニードルを刺入して組織内照射を追加することで、リスク臓器の線量増加を回避しつつ標的目標線量の達成を目指す治療法である（Fig. 1）<sup>1)</sup>。本邦における IC/IS-BT の実施件数は増加傾向にあるが、現在は腔内照射の約 15%程度に留まっている（Fig. 2a）。一方で、欧州では腔内照射の約 43%で IC/IS-BT が実施されており<sup>2)</sup>、本邦に比べ IC/IS-BT の導入が進んでいることが窺える。当院では 2013 年から IC/IS-BT を開始し、それ以降治療件数は徐々に増加し、現在では腔内照射のうち約 10%を占めている（Fig. 2b）。

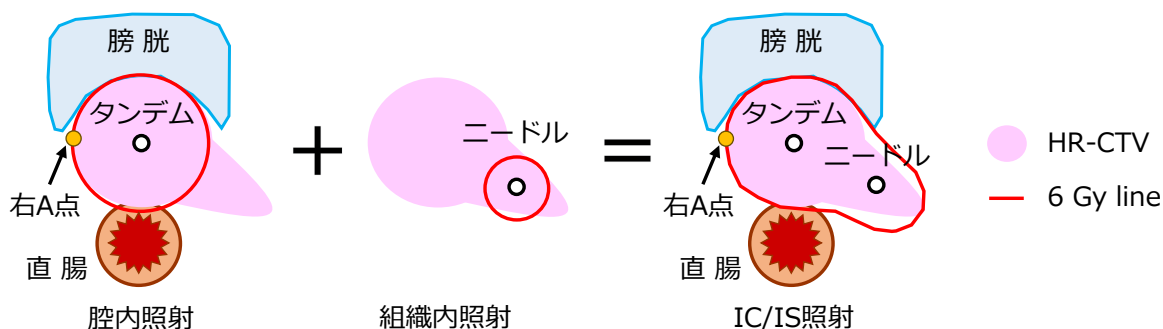


Fig. 1 IC/IS-BT の概要

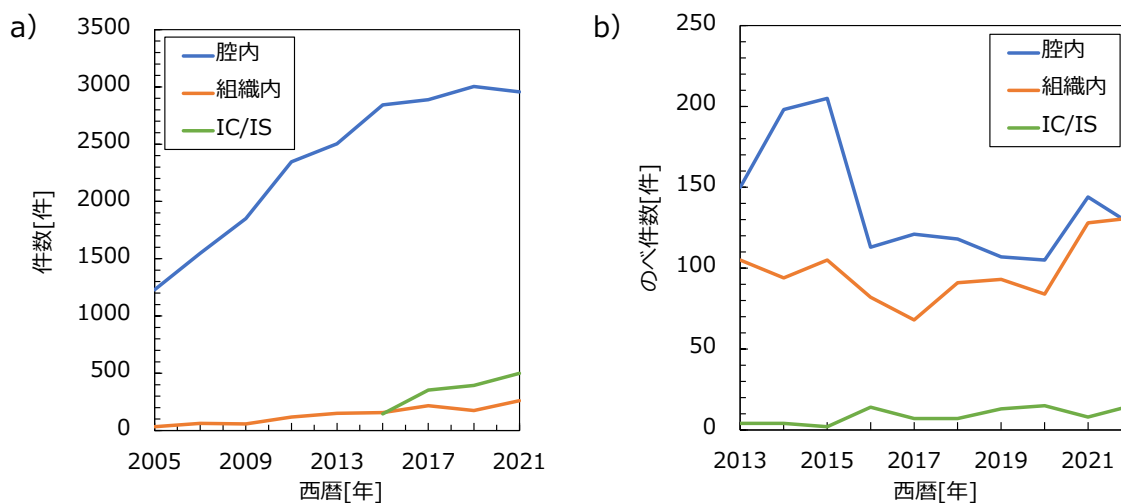


Fig. 2 Elekta 装置使用施設における小線源治療件数の推移（a：全国，b：当院）

## 2. IC/IS-BT の適応

婦人科腫瘍に対する組織内照射併用腔内照射ガイドラインでは、通常の腔内照射だけでは高リスク臨床標的体積 (high risk clinical target volume: HR-CTV) 全体に十分な線量を確保できない場合や、腔内照射のみでは近接するリスク臓器ごとに設定された線量制約の遵守が困難になる子宮・陰部の悪性腫瘍症例を IC/IS-BT の適応としており、具体的には以下の条件が記載されている<sup>1)</sup>。

- ・ HR-CTV の体積が 30 cm<sup>3</sup> を超えるもの
- ・ HR-CTV の最大径が 4 cm を超えるもの
- ・ HR-CTV の形態が不整形／非対称であるもの
- ・ HR-CTV の厚みが 5 mm 以上の腔浸潤を有するもの

ただし、これらの判定基準は画像を取得しないと評価ができない。事前に画像を評価しない限り、ニードルを追加するか否かは治療計画用の CT 又は MR 画像を取得した後に判断することになる。当院では以前、小線源治療初回の 1 週間前の MR 画像を用いて症例選別を試み、90%以上の症例で良好な局所制御率を得ている<sup>3,4)</sup>。現在では、小線源治療初回の 1 週間前の MR 画像を医師が確認して、ニードル追加の要／不要を経験的に判断している。具体的には、MR 画像の子宮頸管を中心とした円を描き、HR-CTV がカバーできそうにない場合、又は HR-CTV をカバーするために正常臓器が広く含まれる場合には IC/IS-BT を予定し (Fig. 3 a)、HR-CTV がカバーできそうであれば腔内照射を予定する (Fig. 3 b)。初回治療時に腔内照射を実施して、HR-CTV のカバーが不十分であった場合には、2 回目以降はニードルを追加して IC/IS-BT を実施している。

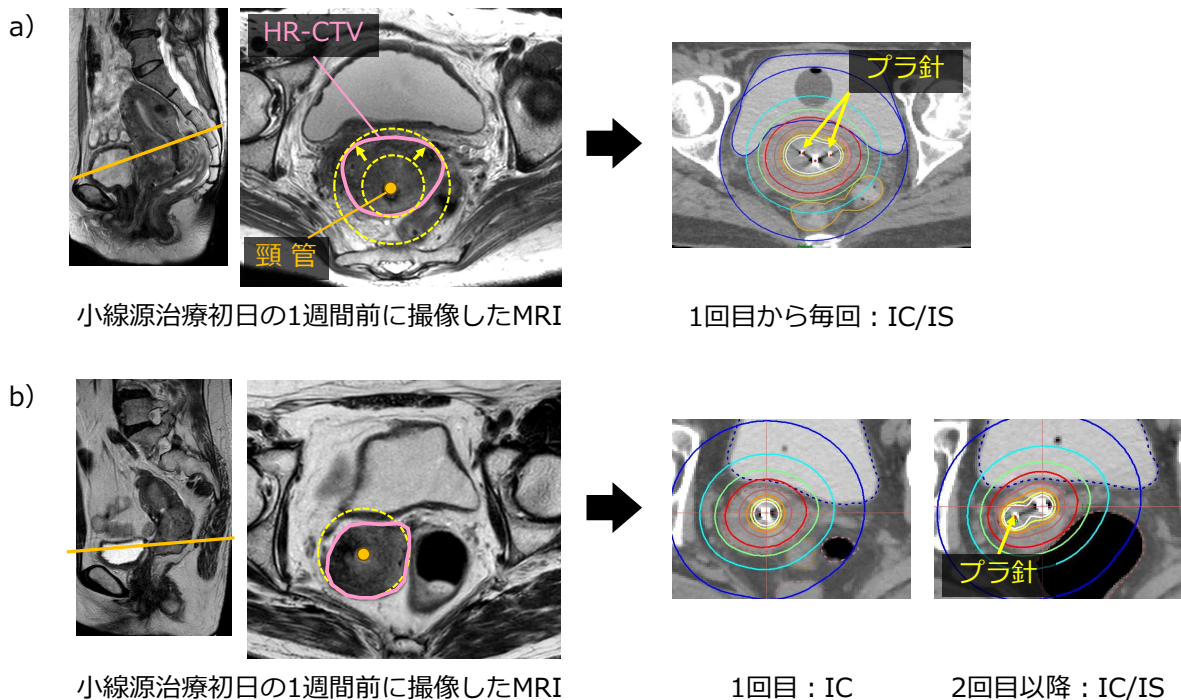


Fig. 3 当院における IC/IS-BT の症例選別

## 3. 当院における IC/IS-BT の手順

当院が IC/IS-BT で使用する器具を Fig. 4 に示す。腔内照射で使用する器具とほぼ同じで、ニードルと局所麻酔が追加になる程度である。ただし、麻酔の方法はニードルの穿刺方法によって変わるため、入念な計画と準備が必要である。当院では、IC/IS-BT の場合、プラスチック針を用いて経腔穿刺で実施している。ニードルは、金属製のほうが高強度で穿刺しやすいが、オフセットが長く線量を投与したい

部分よりも余計に深く刺す必要があるため、プラスチック製を採用している。穿刺方法は、局所麻酔で実施できる経膣穿刺とし、より安全に刺入できるようにオボイドとオボイドの間から刺入を行っている。経膣穿刺ではニードルが目的の場所に刺入できない場合には、当院では IC/IS-BT ではなく組織内照射を予定し、経会陰穿刺で刺入している (Fig. 5)。

治療当日の手順は、はじめに腔内照射で使用するアプリケータを患者に挿入し、仮固定を行う。続けて、線量を追加したい部分へ組織内照射用のニードルを刺入し、この状態で CT を撮影し、ニードルの刺入位置が適切になるまで微調整と CT 撮影を繰り返す。最終的に取得した CT 画像を利用して治療計画を立案し、照射を行う。治療計画の立案は、同時進行で医師が臓器の輪郭描出、技師又は物理士がアプリケータのモデリングを行い、線源配置の後に医師による線量分布の最適化と評価、技師又は物理士による治療計画のダブルチェックを経て照射を実施している。

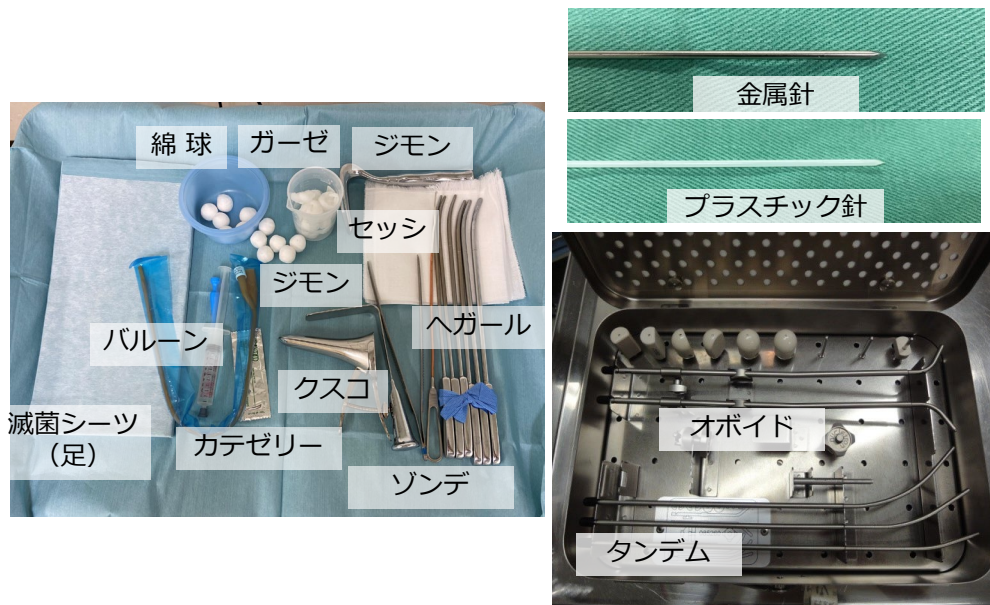


Fig. 4 IC/IS-BT で使用する器具

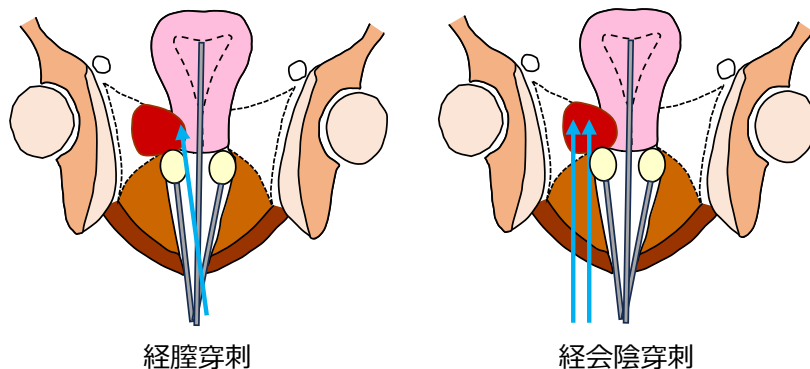


Fig. 5 ニードルの穿刺方法

#### 4. 治療計画のポイント

##### 4-1. アプリケータ再構成

IC/IS-BT の治療計画で技師又は物理士が担当するのは、アプリケータ再構成、線源配置が主であり、輪郭描出と線量分布の最適化は医師が担当する。アプリケータ再構成は、治療計画に用いる画像 (CT

又はMR 画像)から applicator やニードル内の空洞 (線源の通り道) を描出し、治療計画装置 (treatment planning system: TPS) に認識させる作業である。applicator 再構成の方法は、① applicator モデリングを利用する方法、② 線源経路を同定し、オフセットを利用する方法、③ 模擬線源を利用する方法の 3 通りである。applicator モデリングは、TPS に登録された applicator の形状と線源停留位置が記憶されたテンプレートを読み出す機能であり、作業効率化と線源経路同定の誤差低減が図れる。当院では applicator モデリングの使用ライセンスが無いため、② 線源経路を同定し、オフセットを利用する方法で applicator 再構成を実施している。

#### 4.2. オフセット

治療計画に用いる画像から線源経路を同定する際、画像化された applicator 又は金属に沿って、先端から TPS でプロットする。当院で使用している TPS (Oncentra Brachy 4.5.5) に入力するオフセットは、プロット開始点から線源の第一停留点における線源中心までの距離である (Fig. 6a)。プラスチック針の場合、CT 画像でプラスチックが視認できないため、当院ではプラスチック針の中に針金を挿入して CT 撮影を行っている。針金を一番奥まで挿入して取得した CT 画像は、プラスチック針の内腔の最深部に針金の先端が位置していることになる。プラスチック針の内腔の最深部からセーフティマージン 2 mm、線源の先端から中心までの距離 2 mm を加えた 4 mm がプラスチック針のオフセットになる (Fig. 6b)。金属針の場合、針の先端が CT 画像で視認できるため、金属針の先端から線源中心までの距離 (10 mm) がオフセットになる (Fig. 6c)。

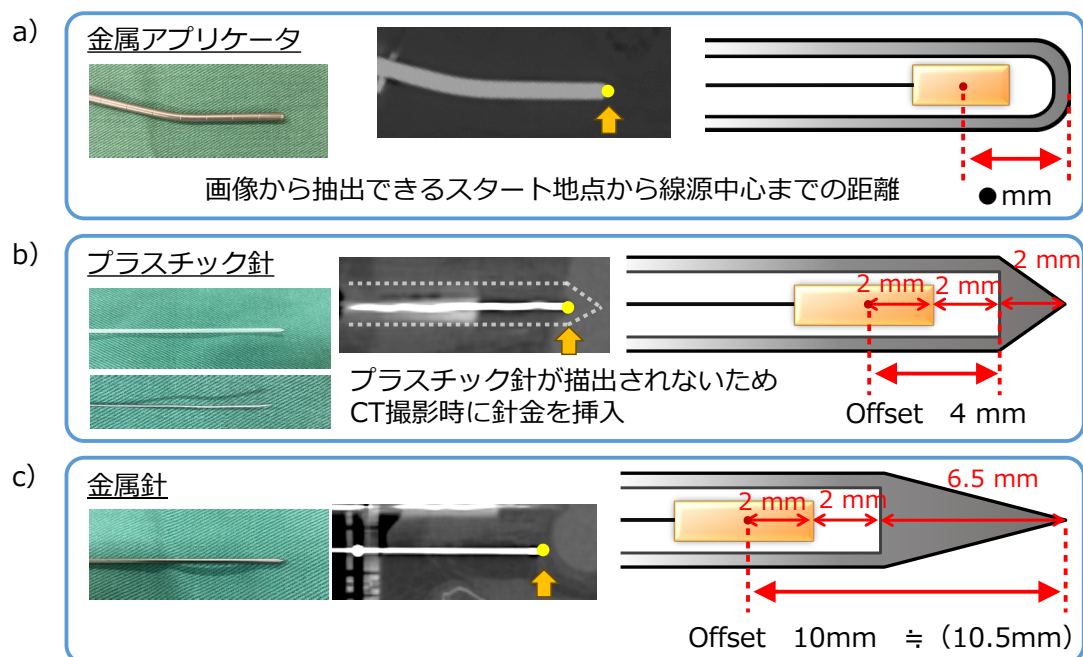


Fig. 6 ニードルのオフセット

#### 4.3. 線源配置

線源経路を決定したのち、線源の配置 (停留点の設定) を行う。線源の配置後、A 点に処方線量 (当院では原則 6 Gy) を処方するために停留時間の正規化を行うが、正規化の手順によっては意図しない線量分布図を示すことがある。停留時間の正規化は、各線源停留点に同じ停留時間を配分して A 点に処方線量が投与されるように計算される。従来のニードルを用いない腔内照射の線源配置で A 点に 6 Gy 処方した線量分布図を Fig. 7b、従来の腔内照射の線源配置で A 点に 6 Gy 処方して正規化した後に、

2本のニードルに各々5秒ずつ3か所に線源を配置した線量分布図を Fig. 7a, 従来の腔内照射の線源配置に加えて2本のニードルの各々3か所に線源を配置してA点に6 Gy 処方で正規化した線量分布図を Fig. 7c に示す. 従来の腔内照射の線源配置で正規化してから, ニードルの線量を追加するように立案すれば従来の洋ナシ型の線量分布から大きく逸脱することはないが, ニードルの線源配置を含めて正規化してしまうと, ニードルからA点への線量寄与が大きくなり, 従来の洋ナシ型の線量分布から大きく逸脱してしまう. Fig. 7の線量分布図を比較すると, 従来の腔内照射の線源配置に加えてニードルに線源を配置して正規化した線量分布図 (Fig. 7c) では, 頭尾方向とオボイド周囲で著しい線量低下が認められる. 「婦人科腫瘍に対する組織内照射併用腔内照射ガイドライン」では, 組織内照射用のニードルにおける線源の総停留時間を, マンチェスター法から算出される腔内照射の総停留時間の10-20%にとどめることを目安のように記載されており, ニードルからの線量寄与が極端に大きくならないように注意を促している<sup>1)</sup>.

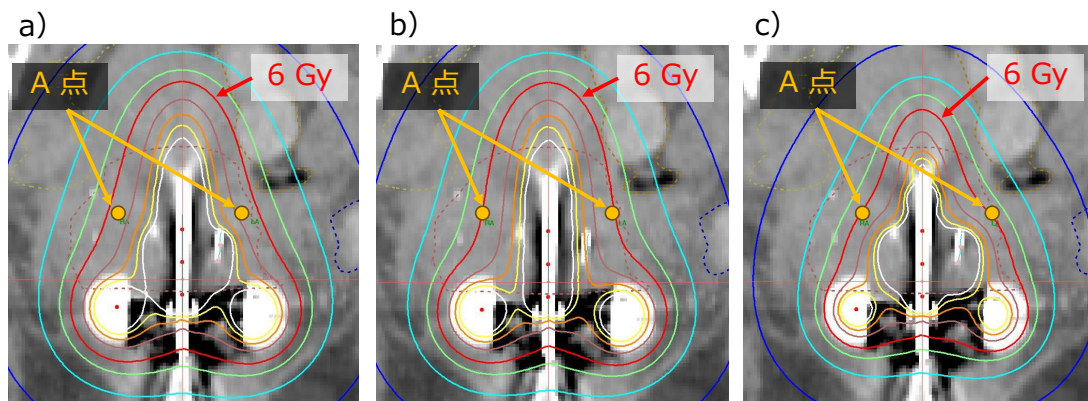


Fig. 7 正規化の違いによる線量分布図

#### 4.4. 最適化と線量目標

線源経路に線源を配置し, 処方線量に応じた停留時間の正規化を実施したら, 線量分布の最適化を医師に依頼する. Fig. 8に最適化前後の線量分布図を示す. 従来の腔内照射の線源配置で正規化しただけでは, HR-CTV を処方線量でカバーできていないことがわかる (Fig. 8a). 一方, 従来の腔内照射の線

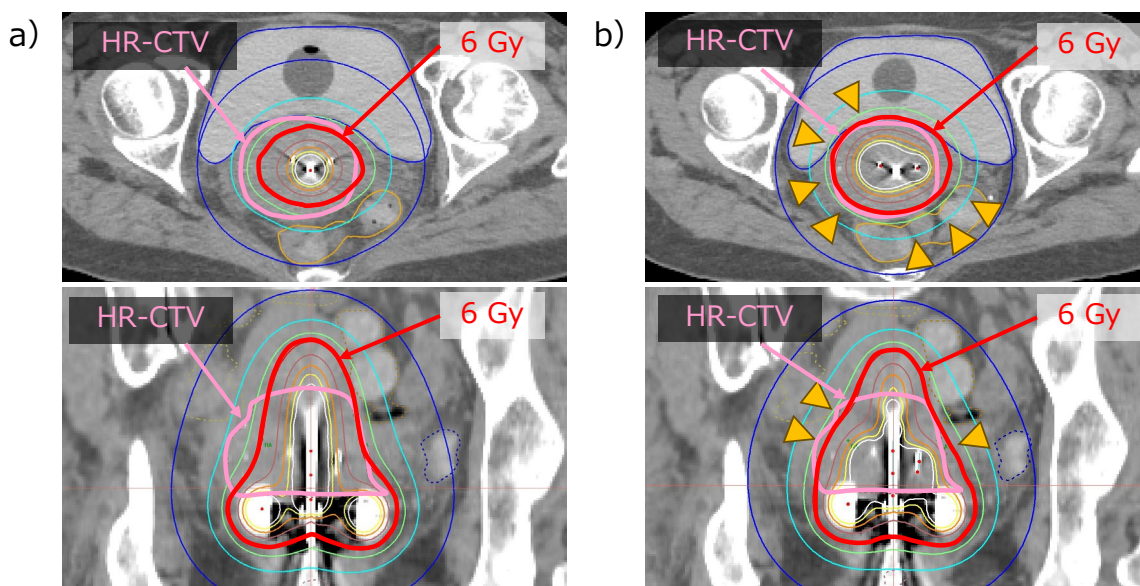


Fig. 8 最適化前後の線量分布図 (a: 最適化実施前, b: 医師による最適化実施後)

源配置で正規化したのちに、ニードルに線源を追加して最適化を行うとカバーが不十分であった HR-CTV に対しても線量が投与され、線量分布が改善されている (Fig. 8b)。線量分布の最適化は、リスク臓器の線量は抑えつつ、HR-CTV にはできる限り線量を投与できるようにバランスを考慮しながら実施することが重要である。線量目標値の一例として、本邦で行われた前向き臨床試験と当院の線量目標を Table 1 に示す<sup>5)</sup>。このほかに海外からも推奨線量が示されているが、中央遮蔽を用いた治療スケジュールでは HR-CTV の  $D_{90\%}$  を単純に比較することができないため、参照する際には注意が必要である<sup>6,7)</sup>。

Table 1 治療毎の線量目標値 (全骨盤照射 30 Gy, 中央遮蔽 20 Gy の場合)

各臓器の線量指標	臨床試験 <sup>5)</sup> [Gy]	当院[Gy]
HR-CTV $D_{90\%}$	$\geq 6.0$	$\geq 6.0$
直腸 $D_{2cc}$	$6.0 <$	$5.5 <$
S 状結腸 $D_{2cc}$	$6.0 <$	$5.5 <$
膀胱 $D_{2cc}$	$7.6 <$	$6.5 <$

#### 4.5. IC/IS-BT に特化したアプリケータとアプリケータモデリングの活用例

現在、各メーカーから IC/IS-BT に特化したアプリケータが販売されている。主な特徴は、アプリケータに施された数カ所の空洞が、決まった出口と対になっており、線量を投与したい部位を目掛けてニードルを刺入できることである。加えて、一定の角度を付け、指向性を持たせた刺入も可能である。このアプリケータを使用することで、術者の経験や技量に左右されず、一定の品質を担保して治療を実施することができる。本アプリケータを先行して利用している施設からは、独自の工夫を施して再現性の向上を試みた報告がある<sup>8)</sup>。この報告では、アプリケータモデリングに登録されたアプリケータに、ニードルの ROI (region of interest) を追加し、治療計画を行う画像上でニードルがどこに位置するかを確認できるようにしている。ニードルの刺入が IC/IS-BT 導入の足かせの一部であろう状況で、このようなアプリケータの登場にかかる期待は大きい。

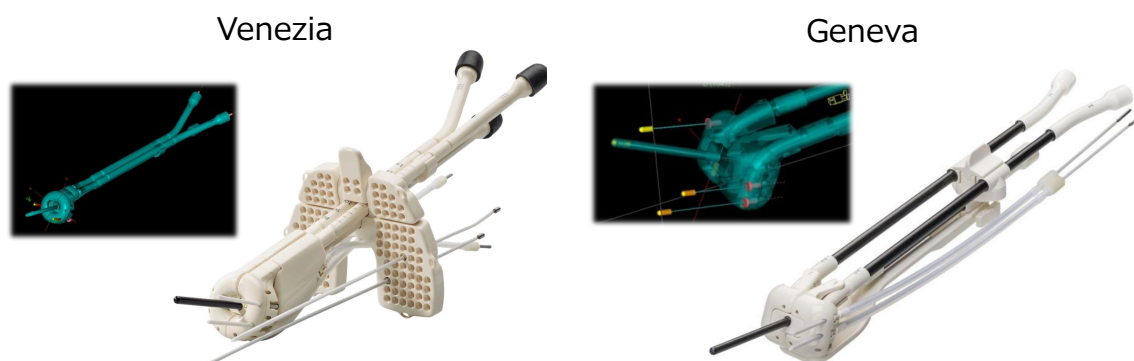


Fig. 9 IC/IS-BT に特化したアプリケータ (千代田テクノ株式会社ご提供)

## 5. プランチェック

### 5-1. プランチェック

治療計画を終え、照射に移る際には、複数名によるプランのチェックを実施する。当院では、治療計画を担当した技師又は物理士と第三者の技師又は物理士によるダブルチェックを実施している。Fig. 10 に当院で使用しているプランチェックシートを示す。本シートは、患者 1 人に対して複数回の治療であっても 1 枚のシートで完結するような構成にしてある。1 枚で完結することにより、前回までの治療

の内容を確認しながらプランをチェックできる。数カ所手書きで記載する項目もあるが、腔内照射も IC/IS-BT も共通のシートでプランチェックを実施している。線量に関しては、シートには記載せずに HR-CTV の  $D_{90\%}$ 並びに直腸、S 状結腸および膀胱の  $D_{2cc}$  を電子カルテに記録している。

RALS Patient QA シート (腔内用)		ID : _____ Name : _____							
	No.1 /	No.2 /	No.3 /	No.4 /	No.5 /	No.6 /	No.7 /	No.8 /	No.9 /
患者情報があるか。									
PlanがSaveされているか。									
Approvedされているか。									
<b>Catheter Reconstruction</b>									
Number of catheters : ( )									
Source Step : 5mm / Start at : Tip End									
使用したアプリータ R.D. Off set									
① ( ) ( ) ( )									
② ( ) ( ) ( )									
③ ( ) ( ) ( )									
④ ( ) ( ) ( )									
⑤ ( ) ( ) ( )									
先端まで読んでいるか。									
<b>Activation</b>									
Dwell Position (線源停留点)									
① ( ) (ポイント)									
② ( ) (ポイント)									
③ ( ) (ポイント)									
④ ( ) (ポイント)									
⑤ ( ) (ポイント)									
線量評価点 A点 or 粘膜下 or CTV									
各断面、3Dでアプリータ・基準点・評価点を確認									
<b>Optimization</b>									
Optimization : Yes or No									
<b>Prescription</b>									
Prescription : 600 cGyか? (変更する可能性あり)									
処方線量をDrに確認したか?									
<b>確認者サイン</b>									
会計処理 (RIS・CT)									
照射録録入・分布図の転送、印刷									
患者リスト入力・入室記録のチェック									

Fig. 10 当院のプランチェックシート

## 5-2. 独立検証

プランチェックと並行して、当院では線源停留時間を独立計算により確認している。小線源治療の独立検証方法はいくつかあり、TRAK (total reference air kerma: 基準空気カーマ率×照射時間) を比較する方法<sup>9)</sup>、 $V_{100\%}$ から線源総停留時間を算出する方法<sup>10)</sup>、アプリータ配置ごとにベンチマークプランと総停留時間および線量分布の長さを比較する方法<sup>11)</sup>などが挙げられる。しかし、これらの方法はいずれも IC/IS-BT に対応した検証方法ではない。当院では、腔内照射の独立検証を  $V_{100\%}$ から線源総停留時間を算出する Das らの式を用いて実施していたことと、IC/IS-BT も定型的な腔内照射の線量分布を原則としていることなどから、IC/IS-BT の独立検証においても Das らの式を用いている。Das らの式は、実際に治療を実施した 27 例 125 プランから係数を算出しており、線量分布の最適化の度合いによっては腔内照射の独立検証においても誤差が大きくなる傾向にある。当院で実施した直近 10 例を Das らの式で計算すると、腔内照射では約 5%、IC/IS-BT では約 10%の誤差が認められた。精度良く検証するためには課題が残るが、ほかに取り入れやすい手段がないのが現状である。これらの方法のほかに、市販のソフトを利用する方法があるが、高額かつ IC/IS-BT に対応しているソフトは限られる。

## 6. まとめ

本シンポジウムのテーマである「組織内照射併用腔内照射の導入を考える」の観点から、IC/IS-BT を

先行して実施している当院の運用方法を紹介するのが最も参考になると考え、治療計画のポイントに加えて、当院における IC/IS-BT の手順、プランチェックなどについて解説した。IC/IS-BT の治療計画において、線量分布の調整は、医師が挿入したアプリータやニードル中を通る線源の停留位置と時間を変更することでしか対応できない。そのため、本治療の限界と取扱う装置・器具の特性を理解したうえで、治療計画に臨むことが重要である。本稿が、IC/IS-BT 導入のきっかけになれば幸いである。

## 謝 辞

本稿の作成にあたり、ご助言いただいた茨城県立中央病院の古山良延先生、鹿児島大学病院の奥好史先生、杏林大学医学部附属病院の水野将人先生、千代田テクノ株式会社山口義樹様、並びに筑波大学附属病院放射線腫瘍科および放射線部の皆様に感謝申し上げます。

## 参考文献

1. 日本放射線腫瘍学会. 婦人科腫瘍に対する組織内照射併用腔内照射ガイドライン. 2021.
2. Pötter R, Tanderup K, Schmid MP, et al. MRI-guided adaptive brachytherapy in locally advanced cervical cancer (EMBRACE-I): a multicentre prospective cohort study. *Lancet Oncol.* 2021; 22(4): 538-547.
3. Murofushi K, Yoshioka Y, Sumi M, et al. Outcomes analysis of pre-brachytherapy MRI in patients with locally advanced cervical cancer. *Int J Gynecol Cancer.* 2020; 30(4): 473-479.
4. Murofushi KN, Ishida T, Baba K, et al. Impact of pre-brachytherapy magnetic resonance imaging on dose-volume histogram of locally advanced cervical cancer patients treated with radiotherapy including high-dose-rate brachytherapy. *J Contemp Brachytherapy.* 2021; 13(1): 32-38.
5. Otani Y, Ohno T, Ando K, et al. Dosimetric feasibility of computed tomography-based image-guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer: a Japanese prospective multi-institutional study. *J Radiat Res.* 2021; 62(3): 502-510.
6. Tanderup K, Nesvacil N, Kirchheiner K, et al. Evidence-based dose planning aims and dose prescription in image-guided brachytherapy combined with radiochemotherapy in locally advanced cervical cancer. *Semin Radiat Oncol.* 2020; 30(4): 311-327.
7. Viswanathan AN, Beriwal S, De Los Santos JF, American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy.* 2012; 11(1): 47-52.
8. Takagawa Y, Tsuchiya K, Izumi S, et al. A novel intra pre-plan method of interstitial needle optimization for cervical cancer patients treated with Venezia applicator brachytherapy: a technical note. *J Contemp Brachytherapy.* 2022; 14(3): 260-267.
9. Cohen GN, Amols HI, Zaider M. An independent dose-to-point calculation program for the verification of high-dose-rate brachytherapy treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000; 48(4): 1251-1258.
10. Das RK, Bradley KA, Nelson IA, et al. Quality assurance of treatment plans for interstitial and intracavitary high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy.* 2006; 5(1): 56-60.
11. Takahashi Y, Koizumi M, Sumida I, et al. The usefulness of an independent patient-specific treatment planning verification method using a benchmark plan in high-dose-rate intracavitary brachytherapy for carcinoma of the uterine cervix. *J Radiat Res.* 2012; 53(6): 936-944.



## IGBT 導入に必要な QA/QC

京都大学医学部附属病院 藤本 隆広

### 1. 当院における密封小線源治療の現状

当院では、2022 年 4 月に密封小線源治療システムの更新を行い、VARIAN 社製の治療装置 BRAVOS (Fig.1) と治療計画装置 BrachyVision を稼働させた。BRAVOS と BrachyVision は、VARIAN 社製の記録検証システム (R&V system: Record and Verification System) の ARIA と連携しており、VARIAN 社製の他の治療装置と統合して管理することが可能である (Fig.2)。当院での治療計画は、時間短縮のために 2-3 台の治療計画装置を並列で使用し、ターゲットおよびリスク臓器コントロール作業、アプリケーションモデリングと線源留置を多職種で分担して実施している。(Fig.3)。稼働初年度は、子宮頸癌と子宮体癌に対する腔内照射で延べ 77 件の治療を実施した。また、2023 年の 4 月より、婦人科腫瘍に対する組織内照射併用腔内照射を開始し、2023 年 12 月時点で延べ 8 件の治療を実施した。

近年の小線源治療は、画像誘導小線源治療 (IGBT: Image-guided brachytherapy) や組織内照射併用腔内照射などの導入によって高精度化が進んでいる。小線源治療を安全に実施するためには、治療装置だけでなく治療計画装置、画像診断装置やアプリケーションの品質保証/品質管理 (QA/QC) が不可欠であり、リニアックの精度管理とは異なった知識や技術も必要となる。本講演では、当院の装置立ち上げ経験を紹介すると共に、各種ガイドラインで示される QA/QC から特に IGBT と組織内照射併用腔内照射に関わる内容を取り上げて説明した。



Fig.1

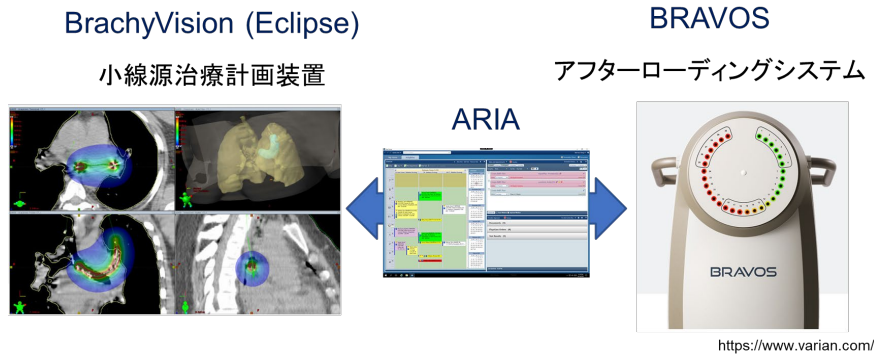


Fig.2



Fig.3

## 2. 小線源治療 QA/QC の概要

### 2.1. 放射線取扱に関する事故事例

放射線取扱に関する事故について、特に1回線量が高線量となる密封小線源治療では医療ミスの影響は大きくなる可能性が高い。特に近年では、IGBT や組織内照射併用密封小線源治療などの導入により、画像撮影装置や複雑な構造のアプリケーション、3次元治療計画に用いる治療計画装置等の精度評価や管理が必要となり、密封小線源治療の品質保証(QA)が複雑化している。密封小線源治療の医療事故はいくつか報告があるが、2006年に日本放射線腫瘍学会小線源治療部会より報告された「わが国における小線源治療に関する事故調査報告」<sup>1)</sup>や(Fig.4)、公益財団法人日本医療機能評価機構の医療事故情報収集等事業などが参考になる。医療事故情報収集等事業の第40回報告書<sup>2)</sup>では、2013年に報告された事故についてまとめられており、その内容は2007年7月～2013年11月の期間中にオボイドアプリケーションを使用した婦人科悪性腫瘍患者100名に対して、線源停留位置が治療計画とは、ずれた状態で治療が実施されたというものであった。問題点は、治療経験の浅い技術者への担当変更と脆弱な品質管理体制とされている。治療計画装置の性能向上やIGBT導入で詳細な線量評価が可能となり治療の高精度化が進んだ一方で、それら操作や情報の増加に伴うリスクの理解が必要である。事故事例では治療計画、操作や作業手順のヒューマンエラーが多い。医療機器の精度管理だけでなく医療従事者間の連携や運用方法など、一連の診療を通したQA/QCによって、患者の要望に合っ

た満足のいく医療を保証しなければならない。

Table 3 List of reported accidents

番号	報告基準	線源	部位	治療方法	内容	発生の状況 (アンケート記載)	事故の発生要因 (アンケート記載)	発生原因 (著者追記)
1	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	食道	腔内	投与線量の間違い	ステップサイズ 5mmで計画しカードに読み込ませたが、治療装置は2.5mmステップと認識し過線量となる	カードにステップサイズの情報が入らないため	機器の不具合と確認エラー
2	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	投与線量の間違い	粘膜下 5mmで 8Gyの指示を粘膜面(0mm)で計画し照射	医師と技師の確認不足	治療計画のエラー
3	回答者の判断	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	誤った操作	使用中にシステム電源を落とした。照射終了直後のため投与線量には影響なし	誤った操作。メーカーに依頼して配線の引き直しを行った	操作のエラー
4	予期せぬ被曝	HDR <sup>60</sup> Co	その他	その他	職員の被曝	線量測定中に担当外の技師が入室し線源収納までの18秒間被曝。被曝線量は検出値以下	線量測定担当の技師が操作室から離れたため。技師間の連絡が不十分	作業手順のエラー
5	回答者の判断	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	治療開始不能	患者にタンデム・オポイドを挿入後、線源が出なかった	定期点検の直後であったがマルチ・ブライヤのゴムが老朽化のため切れていた	機器の不具合
6	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	投与線量の間違い	A点に5Gyを投与のところ8Gyを照射	座標入力用のデジタイザーが不調でCR像をコンピュータに転送して座標を取得したが、この際拡大率を誤入力した	治療計画のエラー
7	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	投与線量の間違い	アプリケーションの変更と線量評価点の設定に誤り	アプリケーションの変更と再変更(もとに戻す)。担当技師の交代に伴う申し送りの不徹底。医師から技師への指示が「何時もの通り」と具体的にでなかった	治療計画のエラー
8	回答者の判断	HDR <sup>192</sup> Ir	胆道	腔内	線源体内遺残	胆管癌の腔内照射でPTCDチューブを切断し体内に線源が残る。線源は後で取り出した	鉗子とはさみを間違え切断	操作のエラー
9	回答者の判断	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	治療開始不能	アプリケーション装着後プランを立てたが、コントローラーが作動しなかった	治療計画装置が古いことによるバグのため	機器の不具合
10	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	投与線量の間違い	腔断端の照射で、線量評価点の設定の誤りがあり過剰照射となった	線量評価点を1年前に変更していた。担当医は若年医に指示して出張したが、たまたま別のベテラン技師が担当し以前の設定で治療	治療計画のエラー
11	1回線量の過剰過少	HDR <sup>192</sup> Ir	婦人科	腔内	投与線量の間違い	6Gy×4回の治療予定のところ、1回目に線量投与点の設定の誤りで2Gyを照射したことが判明。その後は5.5Gy×4回を追加した	治療の頻度が少なく、技師のローテーション、治療時の時間的余裕が少ないなどが要因	治療計画のエラー
12	回答者の判断	HDR <sup>60</sup> Co	婦人科	腔内	線源移送中のトラブル	タンデムチューブが外れ、線源が引き戻し不能となる。医師が治療室に入り接続の外れを解除。被曝は5mSV	その後のメーカーの点検でも原因は不明	機器の不具合
13	回答者の判断	HDR <sup>192</sup> Ir	前立腺	組織内	治療開始不能	治療装置を準備中に倒し使用できなくなり患者を他院で治療	装置の重心が高くなる際に転倒	機器の不具合と操作エラー
14	回答者の判断	HDR <sup>60</sup> Co	婦人科	腔内	線源移送中のトラブル	治療開始後にカルテを取りに離席した間に、線源が目的部位の1m手前で約20秒間停止していた	治療中の席を離れ確認を怠った	機器の不具合と操作ミス

Fig.4

## 2.2. 小線源治療における不確かさ

小線源治療においては、以下に示すようなさまざまな不確かさが存在する<sup>3)</sup>。QA/QCの実践は、これらの不確かさを事前に明確にし、それらを維持および管理することを意味する。特に、線量投与の不確かさとIGBTに伴う画像由来の不確かさは、使用される装置に依存するため、その精度評価を事前に必ず行う必要がある。さらに、定期的な精度管理を通じて機械的な劣化や時間の経過による変化を確認することが重要である。

- 線源強度の不確かさ

ユーザー線量計による空気カーマ強度。AAPM TG-138では、不確かさ(包含係数  $k=2$ )は2.2%程度と報告されている<sup>4)</sup>。

- 線量計算の不確かさ

AAPM TG-43U1に従った媒質を水とした計算。AAPM TG-138では、線量計算の不確かさはlow energyで4.4%、high energyで3.4%と報告されている<sup>4)</sup>。

- 線量投与の不確かさ

線源の停止位置精度、停留時間の精度など。

- IGBTにおける画像由来の不確かさ

治療計画装置上での輪郭抽出やアプリケーション再構成、画像取得から照射終了までのアプリケーション位置の変動など。

### 3. IGBT 導入に必要な QA/QC

2018年に公表された『IGBT 導入における品質保証および品質管理に関するガイドライン』第二版<sup>5)</sup> (IGBT 導入ガイドライン) は、IGBT の正確な実施に必要な要素を明示している。以下に IGBT の品質保証に必要とされる項目を挙げる。具体的な品質管理手法については、『密封小線源治療 診療・物理 QA マニュアル』<sup>3)</sup>に詳細が掲載されており、当院の品質管理にも取り入れた。本講演では、これらの指針に基づき、臨床での実践例を紹介した。

- 受け入れ試験

アプリケーターの取り扱い方法、材質、寸法、線源停留位置 (特にオフセット値) の確認。治療装置、計画装置に加えて画像撮影装置も対象とする。

- 治療計画装置のコミショニング

アプリケータリコンストラクションの方法とその精度確認、実測による線源停留位置の確認。不均質補正治療計画のコミショニングも含む。

- 日常点検・定期的品質管理

治療装置、計画装置に加えて画像撮影装置も含む定期的な品質管理を行う。

- 患者治療ごとの品質保証

患者ごとに行われる品質保証活動。

#### 3.1. 治療計画装置のコミショニング

治療計画装置のコミショニングにおける評価項目は、治療計画装置各種パラメータ、点線量の計算精度、等線量曲線の表示精度、線量分布評価、計算グリッドサイズの評価、および X 線マーカ位置の検出確認などが含まれる。

##### 3.1.1. 線源データの確認

治療計画装置に登録される線源データの正確性を確認する。外部サイト (Brachytherapy Dosimetric Parameter, <https://www.uv.es/brachyqs/>) に公称値が公開されており (Fig.5), これを用いて比較が可能である。

Manufacturer: Varian Medical Systems Inc. USA

Source: GammaMed HDR, Model: Plus

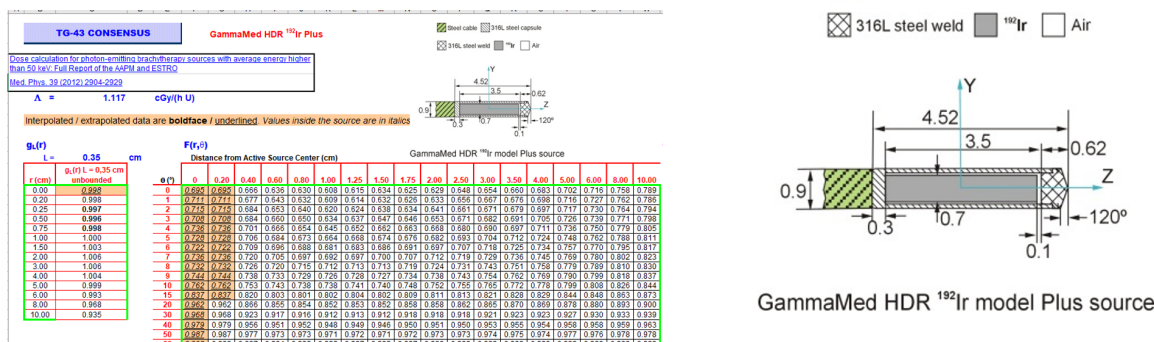


Fig.5

##### 3.1.2. 点線量計算の精度と等線量曲線の表示精度

点線量計算の精度および等線量曲線の表示精度は、治療計画装置において線量計算を実施し、線源からの距離に応じた線量を検証することで評価できる。(Fig.6)。治療計画装置の線量計算グリッドは 0.05 cm とし、比較対象は 3.1.1 で紹介した公称値とした。0.5 cm 間隔で計算を行い、評価点 ( Y:1 cm,

Z:0 cm) で正規化した結果を Fig.7 に示す. 線源から 0.5 cm の位置で公称値との誤差が大きい, それ以外の点では 2% 以内で一致していた.

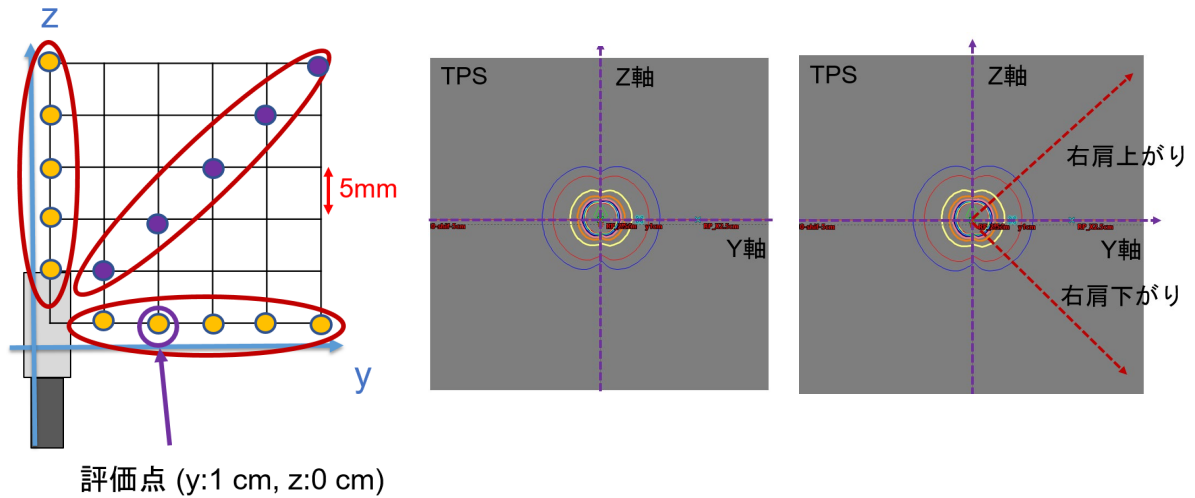


Fig.6

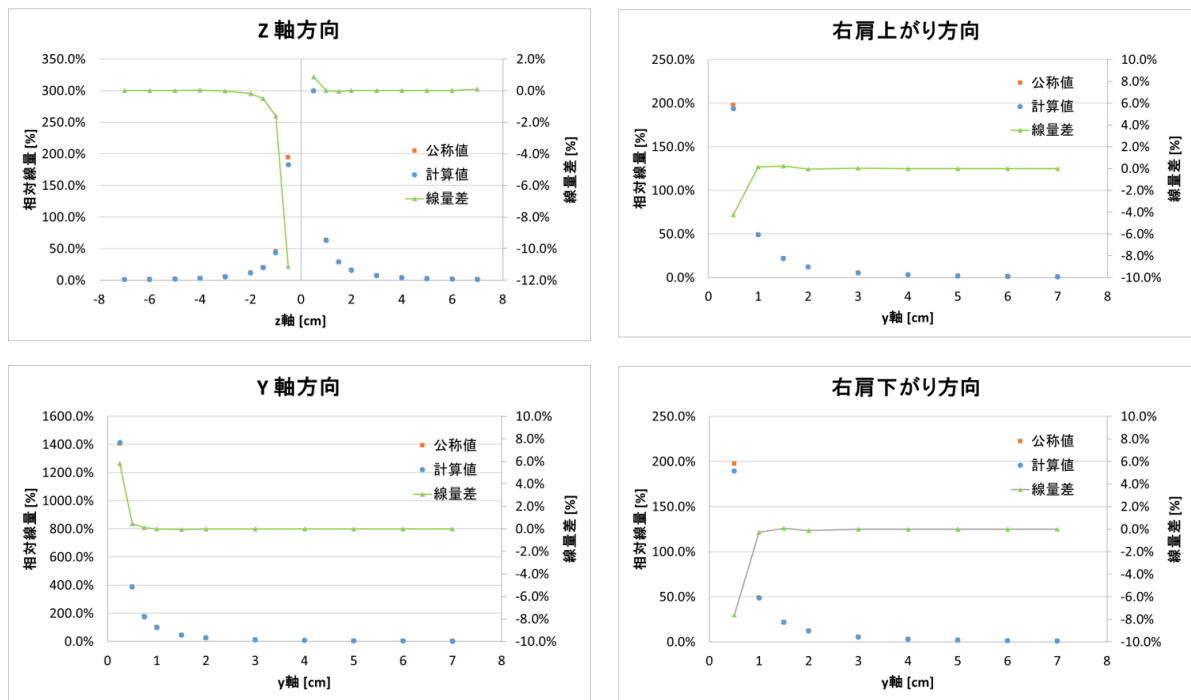


Fig.7

### 3.1.3. 線量分布評価と計算グリッドサイズの評価

線量分布の評価は, 治療計画上の線量分布と実際の線量分布を比較し, 計画通りの線量が患者に届けられていることを確認することを指す. この評価には点線量の測定やフィルムを用いた 3D 線量測定などが一般的に利用される. しかし, 密封小線源治療では線源の固定や位置の同定, 適切なファントムの確保など, 正確に測定を行う環境を整えることが難しい. 最近では, ポリマーゲル線量計を用いた線量分布測定なども報告されており<sup>6)</sup>, 第三者機関による画像誘導高線量率密封小線源治療の郵

送調査も開始されている<sup>7)</sup>。

当院ではこれまで、密封小線源治療装置として Nucletron 社製の microSelectron mHDR および Elekta 社製の密封小線源治療計画システムである Oncentra® Brachy を使用してきた。VARIAN 社製の装置への更新にあたり、従来の治療計画が再現できるかを確認するためにプランニングスタディによる比較を行った。従来の装置で治療を受けた患者 10 名に対し、治療計画を VARIAN 社製 Eclipse の BrachyVision で再現し、HR-CTV の線量指標、グリッドサイズ、および線量計算時間の影響を評価した (Fig.8)。

線量指標の比較では、システム間および使用するアプリケーターで大きな差は見られなかった。BrachyVision において、各線量指標に対する計算グリッドサイズの影響を評価した結果、大きな差はなかったが、グリッドサイズ 0.5 mm<sup>3</sup> では最大線量が高値となる傾向が見られた。これは線源中央部の線量が計算されることが原因と考えられる。

BrachyVision のグリッドサイズ毎の 3D 線量計算から DVH 計算までの計算時間は、それぞれ 2.5 mm<sup>3</sup> で 0.5 秒程度、1.25 mm<sup>3</sup> で 3.5 ± 0.6 秒、および 0.5 mm<sup>3</sup> で 19.1 ± 2.9 秒であった。線量指標に大きな差は見られなかったが、計算時間への影響は大きいため、当院では 2.5 mm<sup>3</sup> を採用した。

		Oncentra (Gy)			Eclipse (Gy)			Difference : Bra. - Onc.(Gy)		
Applicator	Patient #	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc
Tandem & Ovoid	1	7.17	5.27	5.58	7.77	5.71	6.02	0.59	0.44	0.44
	2	7.03	4.11	7.72	7.22	4.01	8.35	0.19	-0.10	0.63
	3	4.05	8.40	5.38	4.19	7.60	5.77	0.13	-0.80	0.39
	4	4.45	6.43	6.02	4.59	6.19	6.70	0.14	-0.24	0.68
	5	4.53	5.59	4.97	4.53	5.47	4.94	0.00	-0.12	-0.04
Cylinder	6	6.55	6.08	4.20	6.16	6.18	4.11	-0.39	0.10	-0.09
	7	6.40	6.07	2.85	6.02	5.29	2.73	-0.38	-0.77	-0.12
	8	6.23	6.75	6.45	6.17	6.81	6.69	-0.06	0.06	0.24
Tandem cylinder	9	8.43	6.15	6.19	8.78	5.95	6.45	0.35	-0.19	0.26
	10	6.44	5.25	6.71	5.54	4.61	5.61	-0.90	-0.64	-1.10

		グリッドサイズ: 2.5 mm <sup>3</sup> (Gy)			グリッドサイズ: 1.25 mm <sup>3</sup> (Gy)			グリッドサイズ: 0.5 mm <sup>3</sup> (Gy)		
Applicator	Patient #	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc	HR-CTV D90	Rectum D2cc	Bladder D2cc
Tandem & Ovoid	1	7.77	6.18	5.61	7.76	6.18	5.60	7.76	6.18	5.60
	2	7.22	4.01	8.35	7.22	4.01	8.36	7.23	4.01	8.34
	3	4.19	7.37	6.47	4.18	7.37	6.46	4.19	7.35	6.46
	4	4.59	6.19	6.70	4.59	6.18	6.70	4.59	6.18	6.69
	5	4.53	6.52	4.57	4.53	6.52	4.56	4.57	6.51	4.56
Cylinder	6	6.39	6.30	3.09	6.37	6.28	3.08	6.36	6.30	3.08
	7	6.02	5.29	2.73	5.99	5.28	2.72	5.98	5.29	2.73
	8	6.17	6.81	6.69	6.19	6.80	6.68	6.17	6.80	6.65
Tandem cylinder	9	8.78	5.95	6.45	8.79	5.94	6.43	8.80	5.94	6.44
	10	5.54	5.07	5.23	5.53	5.07	5.22	5.55	5.07	5.22

Fig.8

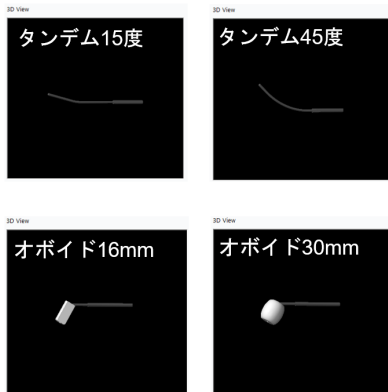
### 3.1.4. アプリケーター再構成と X 線マーカー位置確認

アプリケーターの再構成は、画像上で位置を一点ずつ手動で描画する Direct reconstruction (DR) と、治療計画装置上に登録されているアプリケーターモデリングを利用する Library plan (LIB) の 2 つの方法がある。LIB を使用する利点は、アプリケーターの手動描画が不要で時間の短縮に寄与し、常に同一形状のアプリケーターとして線源配置が可能となることである。BrachyVision のアプリケーターモデルである Solid Applicator model の例を Fig.9 に示す。

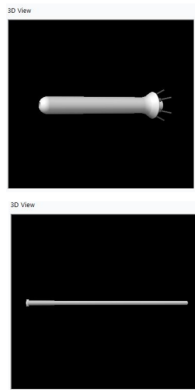
LIB 使用時の注意点として、類似するアプリケーターモデルが複数登録されている場合があり (Fig.10)、使用するアプリケーターとの整合性を必ず確認しておかなければならない。実際に使用するアプリケーターとアプリケーターモデルが一致するかも画像上で確認しておく必要がある。また、アプリケーター先端の線源停留位置については、使用するアプリケーターの種類毎に異なるため、事前にメーカーやマニュアルを確認を取り情報を得ておく。Fig.11 に VARIAN 社製アプリケーターとニードルの先端位置の設定例を示す。

実際の線源停留位置は X 線マーカー（模擬線源）を用いて確認する。この際、撮影装置の撮影条件を調整し、スライス厚を薄くする、FOV を縮小することでマーカーの視認性を向上させ、より正確に位置を確認することができる (Fig.12)。FOV の縮小により Axial 画像の分解能が向上するため、組織内照射併用腔内照射で複数のニードルの特定に有用である。

### タンデム-オボイドタイプ



### マルチチャンネルシリンダー



製品番号	材質
GM11011410	PEEK/チタン
GM11011420	PEEK/チタン
GM11011430	PEEK/チタン
GM11011440	PEEK/チタン
GM11011180	PEEK/チタン



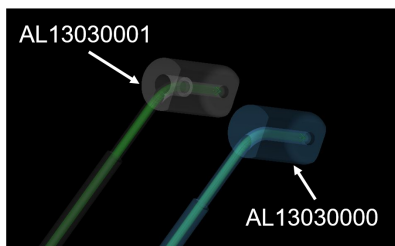
Name	Note	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Element	Weight Fraction
PEEK	Polyetheretherketone	1.31	H	0.041954
			C	0.791557
			O	0.166489

線源・アプリケータの材質を考慮

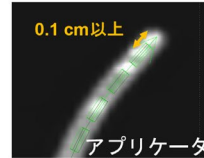
形状変化可能性のあるニードルタイプは適用なし

不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムへの適用

Fig.9



線源停留位置が正しくなるよう設置されているか



First source positionを0.1 cm以上に設定  
ニードルの場合、Dead space: 0.4 cmに設定

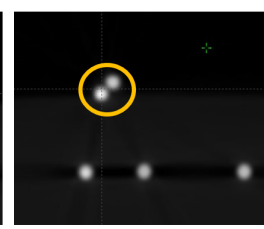
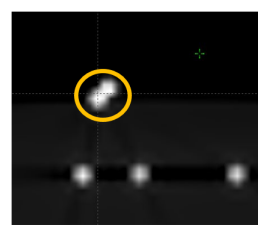
CT画像上と描出したアプリケータの位置は合っているか?

Using the DR method the applicator is reconstructed by digitizing the track of the source directly in the acquired images. With this method it is important to correctly identify the first dwell position, either by specifying this position relative to a reference point in the applicator (e.g. tip of the applicator) or by identifying the first marker on the marker string. When transversal (or para-

GEC-ESTRO, Radiother Oncol, 2010

Fig.10

Fig.11



FOV: 500 mm

FOV: 150 mm

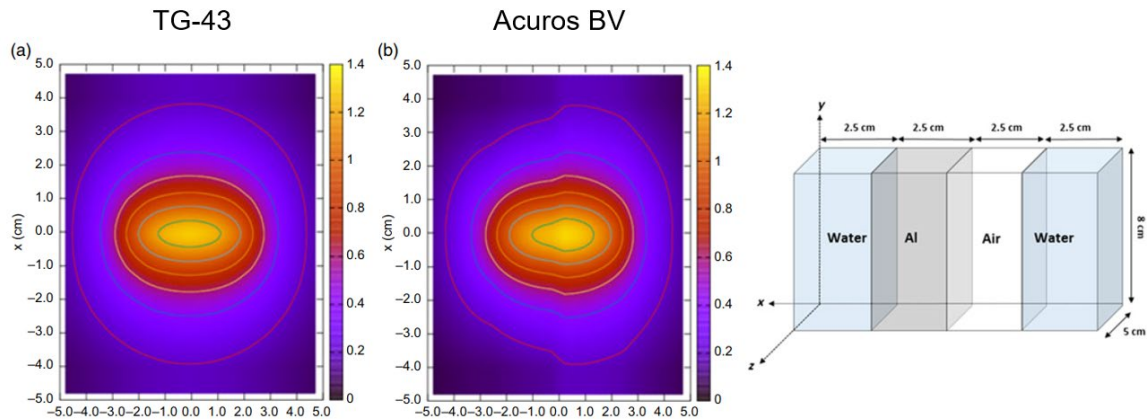
Fig.12

### 3.1.5. 不均質補正を考慮した治療計画

IGBT 導入ガイドラインにおいて、不均質補正を考慮した治療計画に関する臨床結果の報告は限られており、推奨されていない状況である。しかしながら、今後のコンセンサス形成が進むことにより、

このアプローチが許容される可能性が示唆されている。BrachyVision は、ボルツマン輸送方程式 (GBBS: Grid-Based Boltzmann Solver)を用いた不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズム<sup>8)</sup>である Acuros BV (ABV) を使用できる (Fig.13)。

当院の臨床では、現行の AAPM TG-43U1 に基づく媒質を水とした計算アルゴリズムを用いているが、将来的な検討の一環として、不均質補正を考慮した治療計画のコミッショニングを実施した。岸上らは<sup>9)</sup>、ABV が TG-43 よりも線量が小さくなる傾向があることを線量分布および線量指標の評価において報告した (Fig.14)。



### AAPM TG-43U1と比較し、アプリケーションの材質患者の組織及び境界組織-空気界面の影響(不均質補正)を考慮

Dagli A et al., Journal of Radiotherapy in Practice, 2019

Fig.13

#### • ABVはTG-43より線量が低くなる傾向にあった

– 線量差:-4.0~-5.7%(-0.1~-0.3 Gy)

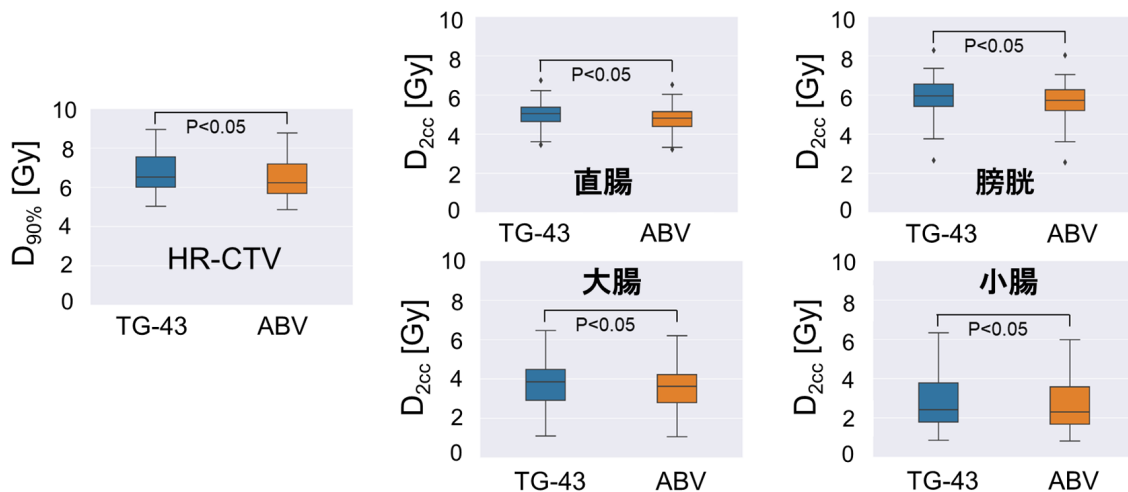


Fig.14

### 3.2. 治療装置のコミッショニング

治療装置のコミッショニングにおける評価項目には、出力測定各種係数の確認、線源位置確認定規の精度確認、線源留置時間の測定、線源停止位置精度の確認、および End to End 試験などが含まれる。

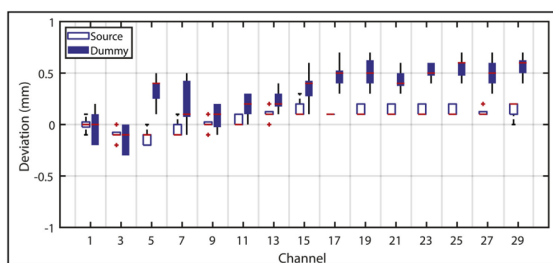


これらの評価は基本的には『密封小線源治療—診療・物理 QA ガイドライン—』<sup>10)</sup>や診療・物理 QA マニュアル<sup>3)</sup>に基づいて実施される。本講演では BRAVOS 特有の線源停止位置精度の検証用装置である CamScal に焦点を当て、その機能について紹介した。

CamScal は、検証専用機器を BRAVOS 本体に接続するだけで、自動的に線源停止位置を認識し、短時間で計測を行うことができるシステムである。位置ずれが生じた場合には、停止位置の校正も容易である。Bellezzo らによると、BRAVOS の線源停止位置と停留時間の CamScale による評価 (Fig.15) では、線源位置の誤差は最大で 0.4 mm、停留時間の実測と計画の誤差は最大で 0.07 秒であったと報告されている<sup>11)</sup>。

End to End 試験では、計画された線量が正確に照射できているかを臨床における一連の手順を通して確認する。特に新規導入施設や測定機器等が不足している施設などは、線量測定やその比較が難しいと考えられる。そのため、前述の画像誘導高線量率密封小線源治療の郵送調査などを利用するのも一つの方法である。

• 各チャンネルのCamScale結果



キャリブレーションに使用しているCh.1で最も誤差が小さい  
線源位置の誤差は最大で0.4 mm

• 停留時間：ハイスピードカメラで評価

IDD (mm)	Min. dwell time allowed (sec)	Transit time for the 1st dwell mean (range) (sec)	Transit time remaining dwells mean (range) (sec)
1	0.10	0.12 (0.11: 0.12)	0.03 (0.02: 0.04)
3	0.15	0.15 (0.14: 0.17)	0.08 (0.07: 0.10)
5	0.20	0.17 (0.17: 0.19)	0.11 (0.10: 0.13)
10	0.25	0.22 (0.21: 0.24)	0.19 (0.17: 0.20)
20	0.30	0.29 (0.28: 0.30)	0.27 (0.25: 0.30)
25	0.35	0.32 (0.31: 0.33)	0.32 (0.31: 0.33)
30	0.40	0.34 (0.33: 0.35)	0.34 (0.31: 0.36)
100	0.40	0.34 (0.33: 0.35)	0.34 (0.30: 0.40)

IDD = interdwel distance.

1st dwell positionでは実測と計画の誤差は最大で0.07秒

M. Bellezzo et al. Brachytherapy, 2019

Fig.15

3.3. 独立検証システム

当院では、AAPM-TG-43U1 の線量計算に基づく独立検証システムを Excel で構築していたが、アプリケーションの種類によっては使用できなかつたり、入力間違いが発生したりするなどの問題があった。また、組織内照射併用腔内照射で使用できる独立検証システムがないことも課題であった。これらの課題の解決のため、装置の更新に伴い治療計画装置のスクリプティング機能を活用した独立検証システムへと移行した。Zhou らは<sup>12)</sup>、この検証システムは AAPM-TG43U1 で報告された一般的な 2D 形式に基づいており、GammaMed Plus HDR 192Ir ソースに対する適合  $g(r)$  および  $F(r, \theta)$  の相対偏差はそれぞれ 0.5% および 0.9% であると報告した。また、相対線量差の許容範囲はそれらの結果に基づいて  $\pm 1.03\%$  に設定され、16 つの計画から 64 の検証ポイントに対する評価の結果、相対線量差の絶対値の平均値および標準偏差はそれぞれ  $0.19 \pm 0.17\%$  であった。

3.4. 画像撮影装置

画像撮影装置のコミッショニングにおける評価項目には、レーザ投光位置と CT 撮影位置の整合性、寝台の傾き、寝台移動時の位置精度・再現性、ガントリチルト角度の精度・再現性、画像ノイズおよ

びCT値の均一性、高・低コントラスト分解能、再構成画像のスライス厚・距離、スキャンモードの違いによる画像回転・歪みの有無、線量評価、およびCT値と相対電子密度テーブルの確認などが含まれる。具体的な手順としては、日本医学物理学会 QA/QC 委員会監修の『X線治療計画システムに関するQAガイドライン』<sup>13)</sup>などが参考となる。密封小線源治療においては、特に再構成画像のスライス厚や距離、画像回転や歪みは、アプリケーションの再構成においてその正確性に対して影響を与える可能性があるため、本講演ではその精度評価方法を紹介した (Fig.16)。また、金属アーチファクト低減処理を用いる場合は、処理に伴うアプリケーションの形状変化についても確認しておくが良い。

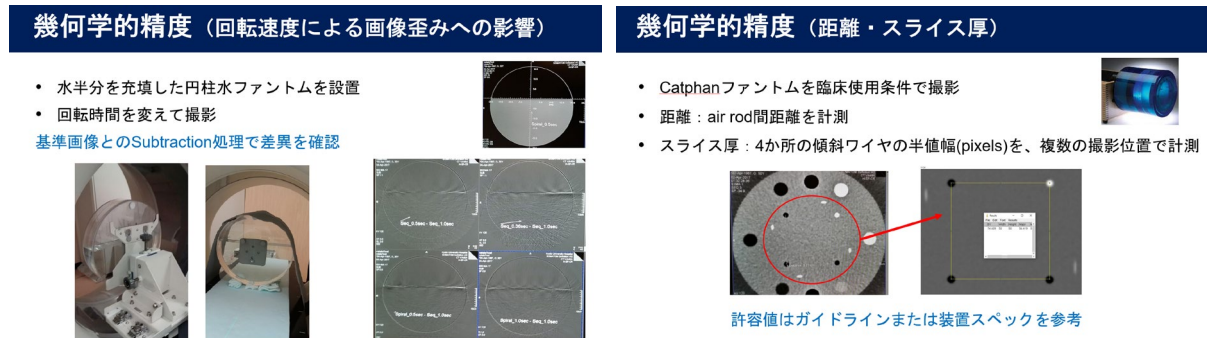


Fig.16

### 3.5. まとめ

品質管理に関わる格言として次のような言葉がある、「品質は、決して偶然の産物ではなく、高い意識と誠実な努力、洗練された管理、そして、高度な技術から生まれる」。正確な治療を提供するために必要な事を考え、また改善し続ける文化を確立し、進化し続けることが品質管理の鍵である。

### 参考文献

1. 西村 哲夫, 山下 孝, 広川 裕 他. わが国における小線源治療に関する事故調査報告, 日放腫会誌 18: 35-38. 2006.
2. 公益財団法人日本医療機能評価機構 医療事故情報収集等事業 第40回報告書(平成26年10月～12月). [https://www.med-safe.jp/pdf/report\\_40.pdf](https://www.med-safe.jp/pdf/report_40.pdf).
3. 日本放射線腫瘍学会 小線源治療部会 (編). 密封小線源治療 診療・物理 QA マニュアル 第2版. 金原出版. 2022.
4. Larry A. DeWerd, Geoffrey S. Ibbott, Ali S. Meigooni, et al. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO, Med. Phys. 38. 2011.
5. 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. IGBT 導入における品質保証および品質管理に関するガイドライン 第二版. 2018.
6. Hidenobu Tachibana, Yusuke Watanabe, Shinya Mizukami, et al. End-to-end delivery quality assurance of computed tomography-based high-dose-rate brachytherapy using a gel dosimeter. Brachytherapy 19(3) 362-371. 2020.
7. 橘英伸. 画像誘導高線量率密封小線源治療の郵送調査について, 千代田テクノル FBNews No.546. 2022. [https://www.c-technol.co.jp/wp/wp-content/uploads/2022/06/FBN546\\_202206web-1.pdf](https://www.c-technol.co.jp/wp/wp-content/uploads/2022/06/FBN546_202206web-1.pdf)
8. A Dagli, F Yurt, G Yegin. Evaluation of BrachyDose Monte Carlo code for HDR brachytherapy: dose comparison against Acuros®BV and TG-43 algorithms, Journal of Radiotherapy in Practice 19(1)76-83.

2020.

9. 岸上祐加子, 小野智博, 松下矩正 他. 子宮頸がんに対する RALS における不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムの臨床評価, 日本放射線腫瘍学会 小線源治療部会第 25 回学術大会. 2023.
10. 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.
11. M Bellezzo, J Baeza, R Voncken et al. Mechanical evaluation of the Bravos afterloader system for HDR brachytherapy, *Brachytherapy* 18(6):852-862. 2019.
12. D Zhou, M Nakamura, Y Sawada, et al. Development of independent dose verification plugin using Eclipse scripting API for brachytherapy, *Journal of Radiation Research* 64(1) 180-18. 2023.
13. 日本医学物理学会 タスクグループ 01. X 線治療計画システムに関する QA ガイドライン Quality Assurance of Treatment Planning Systems for X-ray Beams, 日本医学物理学会 QA/QC 委員会. 2007.

## IGBT における別室 CT，別室 MRI での運用例

京都府立医科大学 武中 正

### 1. 当院の概要と人員配置

京都府立医科大学附属病院は京都市上京区にあり，特定機能病院として高度医療を担うだけでなく，都道府県がん診療連携拠点病院に指定されている．標榜科は 34 の診療科，病床数は 1065 床が許可されている．

2014 年 7 月から RALS の診療が開始され，1 名の診療放射線技師が照射と品質管理を兼任していたが，2016 年 4 月から医学物理士が教員として採用され RALS の品質管理を行っている．看護師の配置は RALS 治療がある時のみ 1 名配置される．治療時は放射線治療専門医 1 名，診療放射線技師 1 名，看護師 1 名，医学物理士 1 名のチーム体制で運用している．

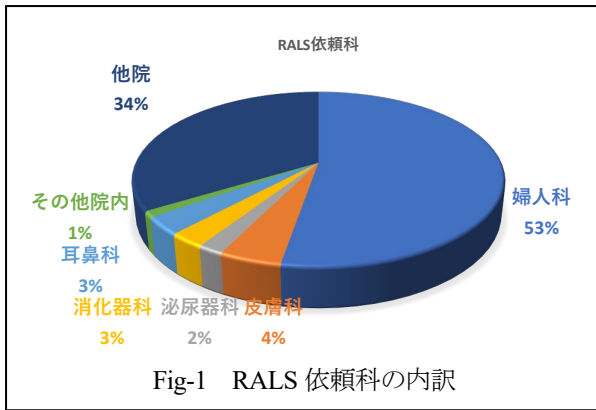
本シンポジウムでは，当院で行っている画像誘導小線源治療における別室 CT，別室 MRI の運用例について紹介した．組織内照射併用腔内照射（Intracavitary and Interstitial brachytherapy; ICISBT）の導入促進あるいは運用改善の参考になることが目的である．

### 2. 当院の小線源治療のモットー

- 2.1. 京都府立医科大学附属病院では，2014 年 7 月より高線量率 RALS の診療を開始した．初期から CT 画像と MRI 画像を利用した IGBT による腔内照射（Intracavitary brachytherapy; ICBT），組織内照射（Interstitial brachytherapy; ISBT），モールド照射，そして 2017 年から ICISBT を開始し，全ての照射法で治療を行う．
- 2.2. 基本的に毎回全例 CT と MR 撮像時にアプリケータを挿入した状態で撮像する．過去子宮頸がんの根治照射で MR 撮像しなかったのは MRI 禁忌例の 2 例のみであった．
- 2.3. 画像誘導穿刺（US ガイド下・CT ガイド下）を行う．子宮・前立腺・頭頸部にとらわれず，小線源治療可能な部位であれば全てにおいて小線源治療を検討する．必要があれば IVR チームの協力を要請する．
- 2.4. 根治のみでなく緩和であっても小線源治療を検討する．止血や腫瘍体積の縮小目的での単回照射，PS 不良例への単回照射なども検討，実施する．

### 3. 件数

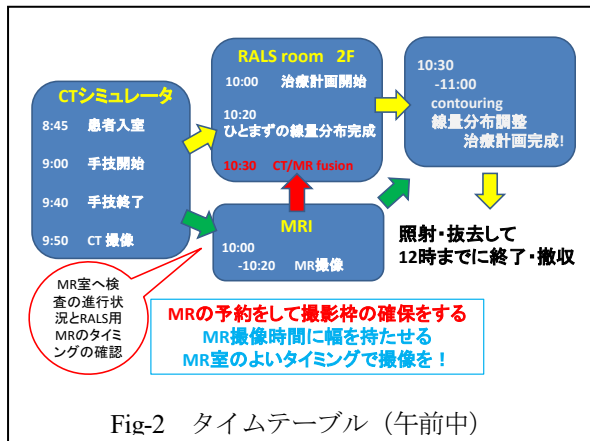
2014 年 7 月～2023 年 7 月の間に行った RALS の新患件数は，369 人，年齢の中央値は 66 歳であった．依頼科（Fig-1）に示す．



Variables	Strata	腔内		組織内併用腔内		組織内	
		n = 135		n = 36		n = 75	
		No. or Median (range)		No. or Median (range)		No. or Median (range)	
年齢		64 (27-96)		62 (32-87)		60 (24-95)	
Histology	扁平上皮癌	129	96%	34	94%	65	87%
	その他	6	4%	2	6%	10	13%
FIGO-stage	I	13	10%	1	3%	3	4%
	II	50	37%	7	19%	12	16%
	III	57	42%	21	58%	37	49%
	IV	15	11%	7	19%	23	31%

上記のうち子宮頸癌の RALS 照射は 246 人だった。ICBT が 135 人 ISBT は 75 人、ICISBT は 36 人だった。組織学的な分類では扁平上皮がんが 96% を占めていた (Table-1)。腔内照射では FIGO-stage I が 10%、II が 37%、III が 42%、IV が 11% であった、組織内照射では FIGO-stage I が 4%、II が 16%、III が 49%、IV が 31% であった。組織内併用腔内照射では FIGO-stage I が 3%、II が 19%、III が 58%、IV が 19% であった。

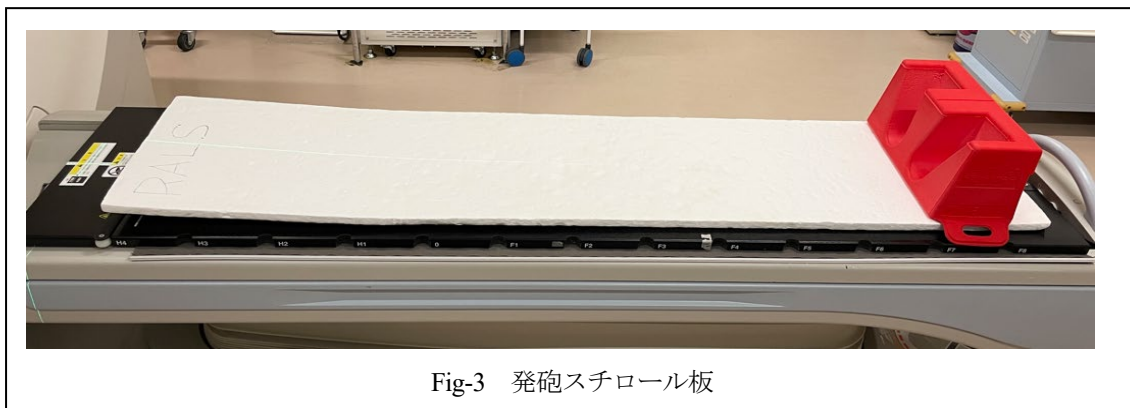
#### 4. 別室 CT, 別室 MRI での運用例



午前中のタイムテーブル例を (Fig-2) に示す。8 時 45 分に CT シミュレータ室に患者が入室し担当医師、看護師、診療放射線技師でタイムアウトを行う。血管確保などの後にアプリケーション挿入術を行う。ICISBT の場合タンデム・オボイドを挿入した後、経直腸エコーを使用して組織内にニードルを刺入する。

手技終了するタイミングで RALS 担当技師が MR 担当技師へ RALS 用 MRI 撮影の可否を問い合わせる。MRI 撮影可能であれば、膀胱充満の後に治療計画用 CT を撮影し MR 室へ移動を開始する。

CT と MRI 撮影時に発砲スチロール板と踵固定の固定具を使用して移動している。CT 撮影と同じ姿勢で MRI 撮影するのが目的である。サイズは 450 mm × 1790 mm × 20 mm の大きさで、移動介助者の負担軽減につながる。



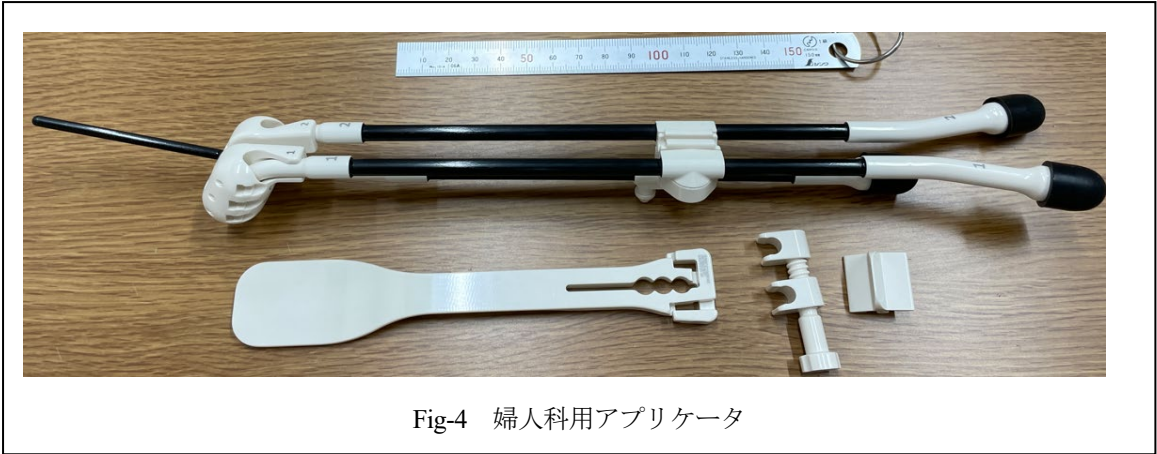


Fig-4 婦人科用アプリケータ

使用している婦人科用アプリケータはCT・MRIに対応した樹脂製のアプリケータを使用している (Fig-4).

CT室からMR室へはストレッチャーで移動する (Fig-5). 移動時は看護師, 担当医師が介助を行う. MR室到着後はMRI担当技師が介助に加わる. 担当医師はMR画像の確認を行う.

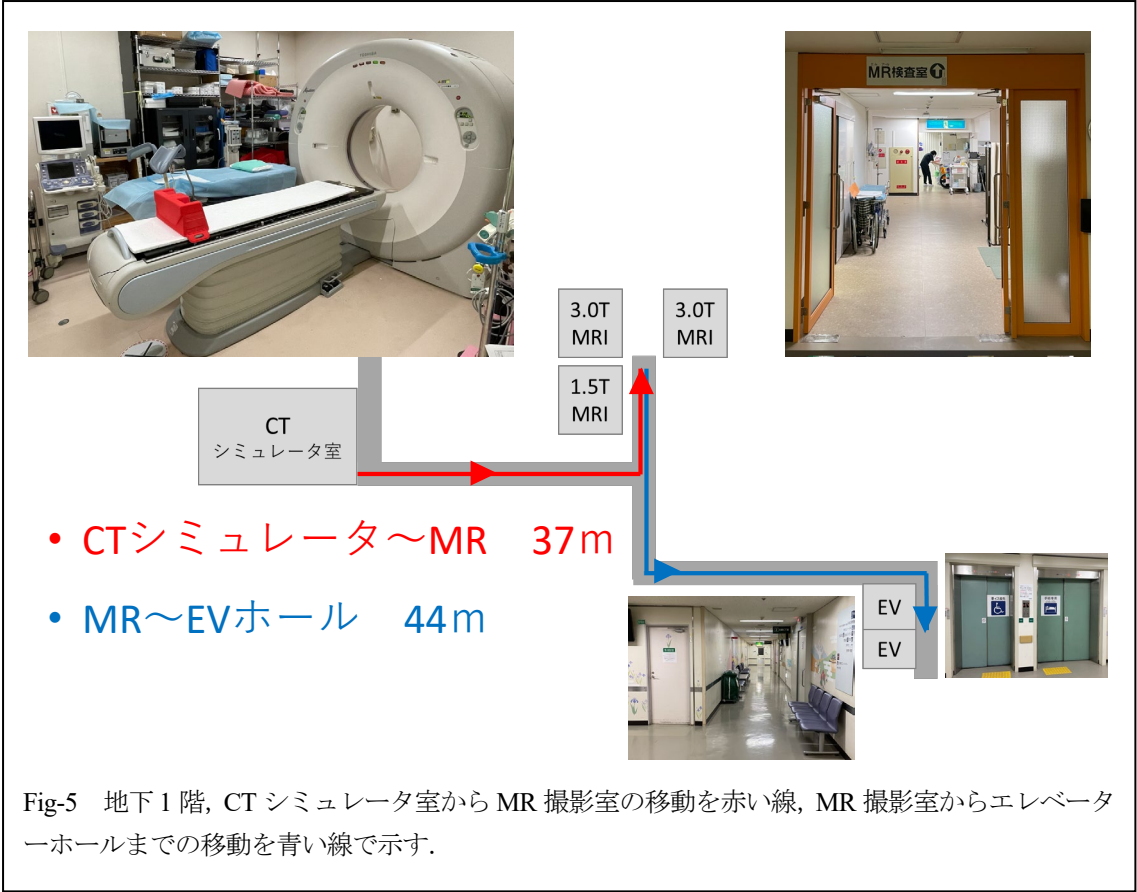
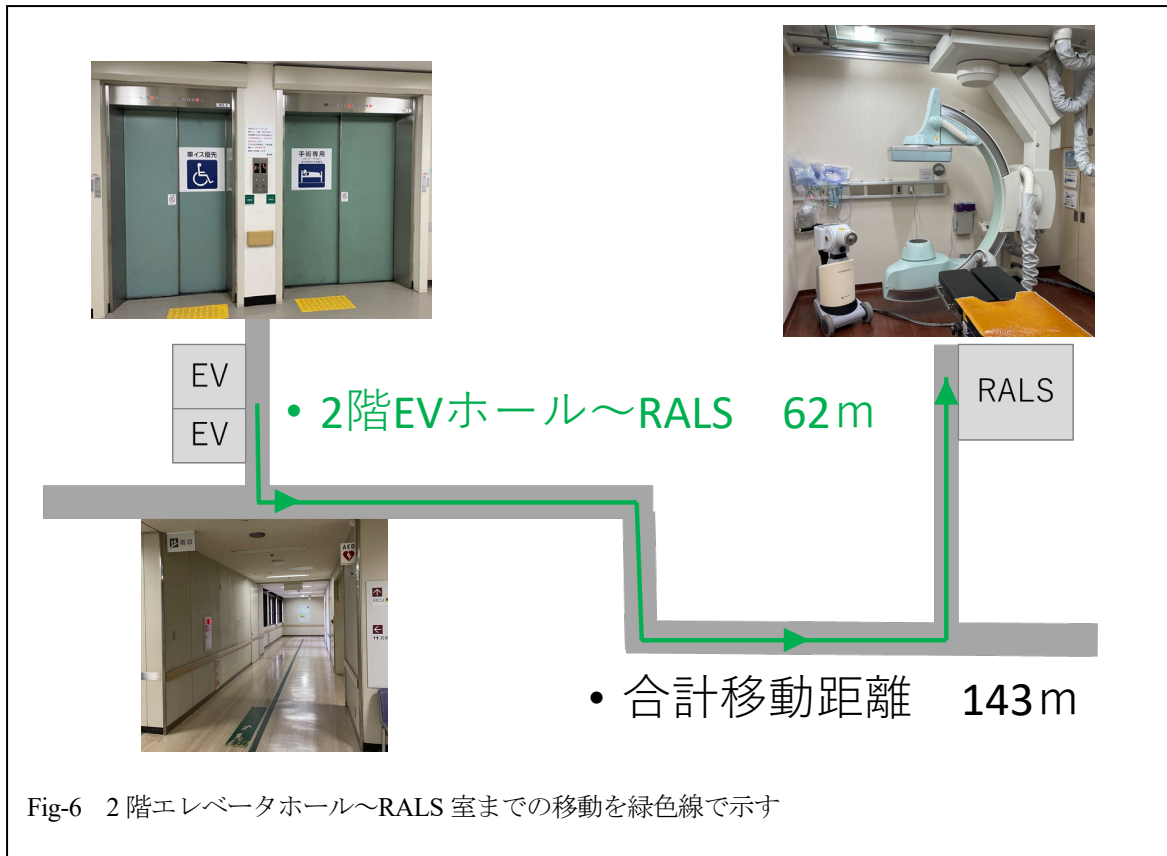


Fig-5 地下1階, CTシミュレータ室からMR撮影室の移動を赤い線, MR撮影室からエレベーターホールまでの移動を青い線で示す.



MR 撮影後，ストレッチャーで地下一階の青い線（Fig-5）に沿ってエレベーターまで移動し，2階に上がる．2階のエレベーターホールから緑の線（Fig-6）に沿って RALS 室まで移動する．

Siemens 3.0T	Philips 3.0T	Philips 1.5T
DWI b1000	DWI b1000	DWI b1000
T2W Sag BLADE	T2W SAG MV	T2W SAG MV
T2W Cor SPACE	3D T2W COR	3D T2W COR
T2W Tra 2mm BLADE	T2W TRA MV 2mm	T2W TRA MV 2mm

Table-2 MRI 撮影装置ごとのシーケンス

MRI 撮影装置ごとのシーケンスを (Table-2) に示す. MR 装置の選択は当日の診断 MRI の検査状況によって変わる.

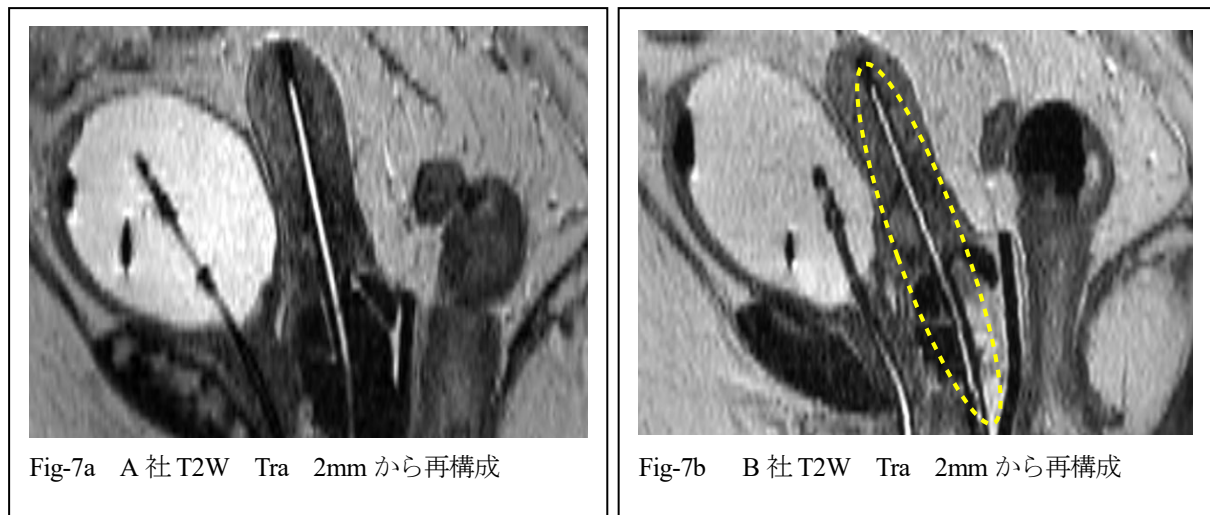


Fig-7a, Fig-7b は同じ患者の T2アキシャル画像からサジタル画像へ再構成した画像である. 撮影シーケンスはほぼ同等と言われているが, アプリケータ内に入れた CT/MR アプリケータ用マーカーの見え方に差がでている. レジストレーション時にサジタル, コロナールの再構成画像を利用するため (Fig-7b) より画像が悪いとレジストレーションが難しくなるので注意が必要である.

### 5. 治療計画

医学物理士は MRI 撮影時の間に治療計画を始める. 治療計画に必要な入力項目の確認のために, ICBT・ICISBT Applicator 構成シートを使用している. モザイク登録時に必要な case名, Field ID, 患者 ID と氏名, 1 回線量と回数, 使用アプリケータ, ニードルの位置と長さの確認を行う. このシートを使用する事によって誤入力, 誤接続が減った.

治療計画装置 (RTPS) は Oncentra® Brachy (Nucletron-Elekta, Stockholm, Sweden)を使用している. 先に転送されている CT 画像をインポートし大きな体動がないか確認後にアプリケータモデリングを使用してマンチェスター法に準拠した A 点処方プランを作成する. その後に組織内ニードルを再構成しておく.

治療計画支援装置を用いて CT 画像と MR 画像の画像フュージョンを得る. 両方の画像にアプリケータが挿入されているため, 剛体レジストレーションを使用している. 画像フュージョンが得られれば MR 画像とフュージョン情報である reg データを治療計画装置に転送する.

RTPS で CTV-HR, OAR のコンツールリングと線量分布の調整は医師が行う. 完成した ICISBT の線量

**ICBT・ICISBT Applicator 構成シート** Ver1.2

治療日: 2023/10/29 (日) Planlevel: \_\_\_\_\_  
 患者ID: 4444444 Field ID: 01a1  
 患者氏名: \*\*\* \*\*

1回線量: 6.5 Gy 回数: 2 回目 / 4 Fr

Geneva Applicator の構成			
Tandem3 15"	<input type="checkbox"/> 40mm	<input type="checkbox"/> 50mm	<input checked="" type="checkbox"/> 60mm
Ovoid1 ( Rt ) mm	<input type="checkbox"/> 13mmチューブ付	<input checked="" type="checkbox"/> 15mm	<input type="checkbox"/> 20mm
Ovoid2 ( Lt ) mm	<input type="checkbox"/> 13mmチューブ付	<input checked="" type="checkbox"/> 15mm	<input type="checkbox"/> 20mm

リトラクター幅: (20) 30  
 リトラクターポジジョン: 1 2 (3)

※ 開封したApplicator類の袋は看護師さんに渡す。

Applicator and Needle 配置図

case  
ICISBT01a\_20231029

ICISBTの際のSharp Needleの刺入位置, インデックスレンジ(mm), Channel No., 色分けしたならカラー等々, あらゆる情報をフリーで書き込み, 物理士さんに渡す。

Fig-8 治療計画時に使用する ICBT・ICISBT Applicator 構成シート



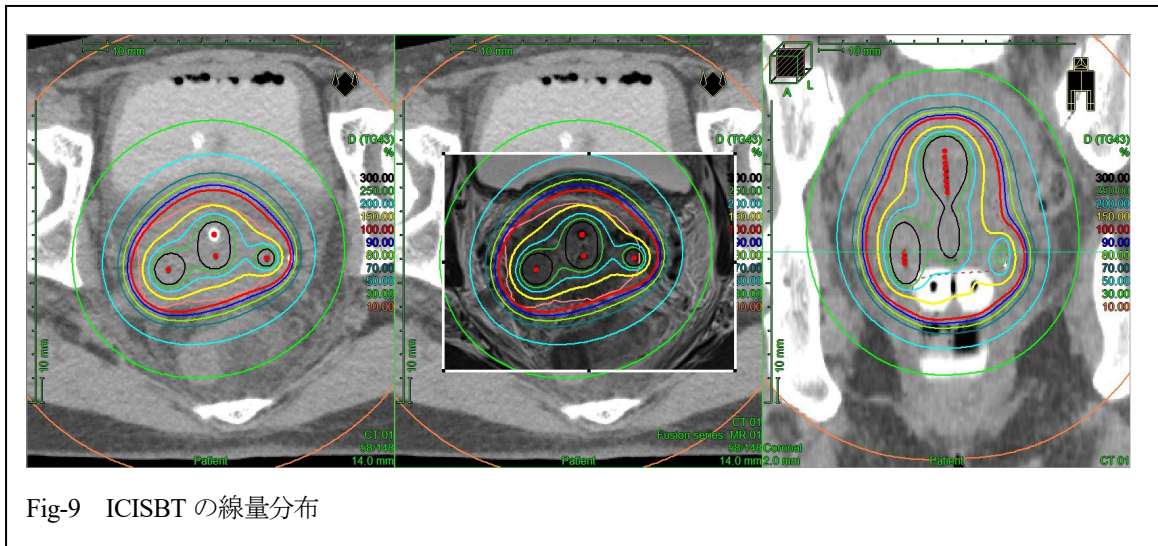


Fig-9 ICISBT の線量分布

分布の一例を Fig-9 に示す。タンデム・オボイドアプリーケータに組織内用のニードル3本を追加した組織内併用腔内照射の1例である。

#### 6. 転送・確認・照射・抜去

治療計画が完成するとモザイクと独立計算ソフト（商用ソフト）に DICOM RT Plan, Dose, Structure set, CT image を転送し、診療放射線技師と医学物理士が転送確認と独立計算を行う。この間に医師、看護師は患者の照射準備を行う。全ての準備と確認が完了すると治療を開始する。治療中は X 線透視を使用して線源位置確認を行っている。

抜去は RALS 室で行っている。最初にタンデム・オボイドアプリーケータを抜去の後に組織内ニードルは一本ずつ抜去して止血を行う。一度に全てを抜去すると出血があった場合、出血点を見つけにくくなり止血が難しくなる。

抜去したアプリーケータは品質管理の必要性がある（アプリーケータが樹脂製であり、過去に破損経験がある）ため医学物理士が緩みや破損、欠品が無いことを確認し、看護師が滅菌に出す。

#### 7. 考察

移動時のアプリーケータ抜け対策は、アプリーケータを基本的なカーゼパッキングと直腸リトラクタで固定している。この方法により、治療計画 CT とその後に撮影する MR で Fusion ができているため、アプリーケータの抜けは認められない。治療計画 CT と MR の撮影時間差は 30 分～60 分程度あるため、十分に固定できていると考える。アプリーケータの抜けを確認する方法は CT, X 線透視が使える。

当院は恵まれた環境というわけではないが RALS をしようした全ての治療が可能である。RALS 室でしなければならないのは照射だけである。他の事は他の部屋（CT・MR・アンギオ・手術室）を使う事で他の部屋も効率的な運用が可能である。

#### 8. 謝辞

本稿の作成にあたり多大なるご指導、ご協力をいただきました増井浩二先生、放射線技術部の診療放射線技師の皆様、放射線部/救急医療部看護師の皆様、永守記念最先端がん治療研究センター看護師の皆様、多くの方々にご支援いただきましたことを心より感謝いたします。

本研究は JSPS 科研費 JP22K07307 の助成を受けたものです。

# 放射線治療 座長集約

## 放射線治療 光子・電子線治療 (QA・QC 3)

### 74 放射線治療用 CT シミュレータの品質管理における長期的解析

治療計画用 CT シミュレータの長期的な品質管理結果を報告する内容であった。品質管理と言うとリニアックの品質管理に思考が向きがちになるが、正確な照射の為には適切な治療計画が必要であり、その治療計画の元には CT シミュレータによる計画画像の定常性が重要になる。この点において、改めて注意を喚起させられた演題であった。演者の報告では幾何学検証として、レーザーと画像中心の一致制・寝台のたわみ (2 か月に一度)、画質評価としてノイズ・均一性・空間分解能・CT 値 (毎月) の実施データが示された。全ての項目において概ね施設許容値を満たしていたが、画質検証の際に一部ノイズが増大する期間があり CTDI の傾向から X 線出力の低下の関連性が疑われたとの報告もあった。恒常的な CT の品質管理とその検証結果の把握は、突発的なトラブルの防止までには至らないとするものの、品質管理プログラムの改善などに必要な情報であろうと演者は纏めている。この座長集約を読まれている施設の皆さまにおかれても、今一度、CT シミュレータの品質管理の重要性に目を向けて頂けたらと感じた。

### 75 深層学習を用いた頭頸部 CT 画像の金属アーチファクトからの歯科金属の原子番号の推定

治療計画における計算精度の向上を目指して、歯科金属の組成を把握するための深層学習モデルを構築する報告であった。治療計画での輪郭作成時には物質組成を指定しなければ正確な計算が難しくなるため、その組成を把握できるようにすることは計算精度をより高めることにつながる。アーチファクトの状態から組成を推定するという方法は、とても興味深いものと思われた。検討手法は MATLAB の金属アーチファクト生成モデルを使って、仮想的に鉄とチタンによる金属アーチファクトを画像に付与し、この画像の特徴を学習させることで金属組成を推定できるようにする方法であった。微小金属によるアーチファクト画像の推定結果は劣るものの、90%以上の精度で組成把握が出来ており深層学習モデルの精度は良好であったと報告している。しかし、歯科材料にはチタンの他にも、金や銀、合金などが用いられる。複数個所の歯科金属によるアーチファクトへの影響についても未知であり更なる検討が求められる。この辺りは演者も今後の課題として検討中との事であり、引き続いての報告に期待したいと思われた。

### 76 【研究班報告】統計手法を用いた治療計画 CT の情報共有に関する検討

放射線治療計画時のスタッフ間で患者個別情報を共有するため、患者情報と 4DCT、複数回の CT や計画情報を使用した統計解析が行われた研究であった。この研究では、CT 撮影者、治療計画者、および照射担当者との間で情報共有を促進することを目的としていた。研究の対象部位は肺と前立腺であり、肺の場合、基準マーカ位置と腫瘍の位置の違い、基準マーカによる治療結果の変動、体積との相関、および腫瘍の具体的な位置による影響などが詳細に調査されていた。前立腺に関しては、膀胱や直腸の日々の変動が治療に与える影響をどのように予測するかについても非常に詳細な情報が提供された。今後の展望として、画像情報データと医療情報の自動解析結果に基づき、個別に最適化された放射線治療装置を開発することは非常に興味深かった。

## 光子・電子線治療（照射技術 1）（演題 92-96）

### 92 金属フィルタを用いた IGRT 被ばく線量低減への取り組み

2D kV 撮影において、CBCT 撮影時に用いる金属フィルタ（チタン:0.89 mm）を使用して被ばく線量がどの程度まで低減できるか検討した報告であった。本研究では画質（CNR）を担保した状態で被ばく線量低減の検討がされており、金属フィルタを使用した場合、60kV で 31%、80kV で 28%、100kV で 28%、120kV で 25% の低減となり、有用な方法であることが示唆された。医療法施行規則の改正に伴い、CT や循環器用透視装置の被ばく線量の管理と記録が求められるようになった。IGRT に関して今のところ適用外であるが、昨今、IGRT における被ばく線量管理は治療分野において注目されるトピックスである。今後も IGRT 被ばく線量低減に向けた取り組みを続けていただき、有益な情報を発信していただきたい。

### 93 患者および腫瘍の性質がマーカレス動体追尾照射の治療時間延長に及ぼす影響

肺腫瘍におけるマーカレス動体追尾照射において、治療時間遅延に影響を及ぼす因子について検討を行った報告であった。検討項目は患者の BMI、腫瘍の呼吸性移動（左右、腹背、頭尾）、Tracking Target Volume の体積、腫瘍の平均 CT 値と標準偏差について有意な相関があるか検討を行った。検討項目の中で頭尾方向の呼吸性移動が治療時間延長に最も影響する因子であることが示唆され、今後の課題として呼吸安定性や腫瘍の位置関係や周囲構造物との関係性について挙げられた。マーカレス動体追尾照射の更なる普及のため、引き続き検討を行い、治療時間延長の因子についての解明を期待したい。

### 94 放射線治療画像照合システムのダレ補正の画像位置座標登録誤差に対する基礎検討

ガントリの自重等によるダレの影響を補正するフレックスマップ（FM）の登録誤差が画像照合結果に及ぼす影響について検討した報告であった。照射野サイズを変更し、支持棒有無、解析ソフトの違いでの Winston Lutz test の結果は支持棒がある場合、GT 方向で統計学的に有意差を認め、支持棒が位置照合に影響を及ぼす結果となった。解析ソフトの照合結果は、照射野の違いで最大 0.23 mm、解析ソフト間で最大 0.15 mm と 1 mm 以下の結果となった。次にボールベアリング（BB）の位置を 3 方向に最大 0.6 mm 移動させ、10 種類の FM を作成し、Lucy ファントムで位置誤差を確認した。既知の移動量からの誤差は最大 0.2 mm であったが、多くの場合、移動量分の照合誤差が生じていた。各 FM において幾何学的な距離のわずかな相違がみられ、FM 取得時の BB の設置ずれは系統的な照合誤差を含む可能性があることが示唆された。FM の誤差は、そのまま位置照合時の誤差に繋がるため、自施設における画像照合システムの系統的誤差について把握しておくことが重要である。今回の検討は、IGRT の位置誤差に影響を及ぼす因子を検討したが、誤差を生じたキャリブレーションはそのまま位置照合時に位置誤差として生じるので、注意が必要であるという問題提起になり、大変有意義な検討であった。

### 95 非剛体照合手法を用いた放射線治療画像照合システムのダレ補正時の登録誤差が照合結果に及ぼす影響の評価

画像照合システムにおいてダレ補正のフレックスマップ（FM）や解析装置が画像照合結果に及ぼす影響について検討した報告であった。ボールベアリング（BB）を左右、腹背、頭尾方向に意図的に最大 0.6 mm ずらして 12 種類の FM を取得し、各 FM を用いて頭部および骨盤部ファントムの CBCT 画像から変形ベクトル量

と移動量について解析した。また、2種類のファントムで CBCT 画像と自動照合のずれを評価した。ズレ量が大きい FM ほど、変形ベクトル量は増加した。CBCT 画像の自動照合の結果は、左右、背腹方向は FM の移動量に比例したズレ量となったが、頭尾方向はスライス厚以下の移動量であったためか、移動量にズレ量が比例しなかった。FM 取得時に画像照合システムの系統的な照合誤差を含む可能性が示唆され、自施設における画像照合システムの系統的誤差について把握しておくことが重要である。

## 96 転移性脊椎腫瘍に対する体幹部定位放射線治療における Intra-fractional Motion の評価

転移性脊椎腫瘍に対する体幹部定位放射線治療 (SBRT) の intra-fractional motion (IFM) について評価を行った報告であった。照射部位を頸椎 - 上位胸椎, 下位胸椎, 腰椎 - 仙椎の 3 群に分類し、各固定方法は吸引固定具 + 熱可塑性シェル, 頭部から腰部の吸引固定具, 胸部から下肢の吸引固定具であった。照射部位ごとに分けられた 3 群において、治療前後に撮影した画像照合値から IFM の平均値 + 2SD を算出し、95%以上が PTV 内マージン 2 mm 以内であり、十分な固定精度であることが示唆された。照射部位による固定具の違いから IFM も傾向が異なっていた。2020 年より転移性脊椎腫瘍の SBRT が保険適応になり、今後さらに実施する施設が増えると予想される。今回検討された治療中の IFM を評価することは大変重要であり、本研究報告がその一助になることを期待している。

宮崎 正義 (大阪国際がんセンター)

白崎 展行 (富山大学附属病院)

## 光子・電子線治療 (照射技術 2) (演題 97-101)

### 97 堅固性の高い放射線治療のための前立腺の動きの多軸解析と治療期間中の移動量予測に関する検討

治療前後の照合画像から治療中の前立腺の動きについて詳細な解析を行なった研究であった。治療開始 1 日目から 6 日目までの情報から治療期間全体にわたる治療中の前立腺の移動量を相関解析により予測し、SI 方向および AP 方向の移動量との相関が示された。患者個別のマージン設定に向け、さらなるデータ解析が期待される。

### 98 前立腺強度変調回転放射線治療における経時的なセットアップエラーの傾向評価と観察方法の検討

前立腺がんの放射線治療における治療期間中のセットアップエラーを解析した研究であった。全治療期間を 4 分割したそれぞれの期間のセットアップエラーの傾向が評価された。期間によっては 1 mm 以上の差がみられ、定期的な観察の必要性が示された。得られたデータを臨床にどのようにフィードバックできるのか引き続き検討いただきたい。

### 99 強度変調放射線回転照射法を適用した全身照射における位置誤差に関する検討

全身照射に汎用機による VMAT を適用した際の位置誤差を治療前の位置照合画像および治療中のモニタリング結果から評価した研究であった。CBCT 画像による照合の結果、腹背方向で最大 6.1 mm の変位がみられた。また、治療中の SGRT によるモニタリングと組み合わせることで治療中の体動を評価した有益な報告であった。

### 100 強度変調回転照射法における骨盤内脂肪量および骨盤骨サイズを利用した前立腺移動量の評価

本報告では、前立腺 VMAT 治療患者のデータから、前立腺の動きの大きさと骨盤腔内の前立腺周辺の体積、膀胱容量、直腸体積、および骨盤骨サイズ等の構造物間の 3D 距離との関係性を評価していた。その結果、前

立腺周辺の骨盤体積は照射期間中の LR 方向、および照射中の AP 方向、LR 方向のばらつきとの相関が、また、前立腺周辺の脂肪体積も照射中の LR 方向の位置のばらつきとの相関が見出された。照射前または照射開始初期に前立腺の移動量の予測ができることは有用であり、今回の検討のデータと他の研究で行われていた他のパラメータとを組み合わせる等、相関を求める際の信頼性が向上すれば臨床的に有用であると考えられた。さらなる検討を期待したい。

### 101 乳房接線照射における Short-arc CBCT を用いた位置照合精度の評価

本報告は、乳房接線照射時に CBCT を IGRT に用いる際の、CT 撮影データ収集角度を検討している。通常 CBCT でのデータ収集に使われる 200°から 120°まで収集角度を減少させたときには被ばく線量低減が期待できるが、その際の位置照合精度の変化を 3D 移動距離の差分から評価していた。200°収集との補正量の差分が 1 mm 以内であることを目指した場合 3 軸照合では収集角度 160°、6 軸照合では 200°が必要であることが示された。また、画像の解析が追加され、アーチファクトの増加等による内部構造の変化が 6 軸照合精度に影響を与えていることが考察されていた。収集方向が前方からか後方からいずれが最適かとの質問があり、これまでのファントム実験から今回用いた最適な方向が得られているとのことであった。被ばく低減とのトレードオフにはなるが、さらに最適な収集角度の検討を進めていただければと考える

佐々木 浩二 (群馬県立県民健康科学大学)

廣瀬 貴章 (九州大学病院)

## 光子・電子線治療 QA/QC1 (演題 102-104)

### 102 ガラス球体ファントムによる横断的中心精度管理手法の検討

金属球体を用いたファントムは、Winston Lutz test をはじめとして、様々な装置の精度管理(QA)に利用されている。ファントムの中心の素材によっては、金属アーチファクトが問題となり、特に kV での照合系中心の評価に影響を及ぼすことから、この研究発表では、ガラス球体ファントムを作成し、検討・評価を行うことを目的としていた。ガラス球体ファントムは、セットアップが容易で、ファントムを透過した後のレーザーを確認することで、セットアップ精度も確保できるとのことであった。結論としては、CT から照合・リニアック QA に至る横断的な中心精度管理に利用可能な素材であったが、MV での評価では、商用のソフトウェアでの解析が困難であり、課題があるとのことであった。安定した結果を得るための最適な処理パラメータを含めた続報を期待したい。

### 103 簡易型平面検出器を用いたビームプロファイル不変性の評価

放射線治療におけるビームプロファイルの平坦度・対称性の確認は、重要な装置管理項目の 1 つであり、IEC 規格に基づく方法と TG-142 に示される Beam Profile Constancy(BPC)での評価が行われている。発表施設では、平坦度・対称性の評価について、二次元検出器 (Matrixx, IBA 社) を用いて IEC 規格に従って行っていた。しかし、BPC への評価へ移行する過程で、簡易型平面検出器 (DailyQA3, Sun Nuclear 社) での評価が可能かどうかの基礎検討を行ったとのことだった。TG-142 に基づく計測結果を DailyQA3 と Matrixx で比較し、結論として、DailyQA3 で BPC の評価が可能であることが確認された。評価項目の変更と使用するデバイスの変更、この 2 つの課題をクリアするための詳細な基礎検証であり、評価できる内容であった。

### 104 照射野の変化による深部量分布最大深の変化とフルエンス量の関係

X 線の深部量分布の最大深度は、照射野のサイズによって変化し、一般的に照射野が大きくなると最大深度

が浅くなることが知られている。本研究は、最大深に影響する因子をモンテカルロを用いた累積フルエンス分布解析により検討したものであった。結果として、照射野のサイズによって、1.0 MeV 以下の低エネルギーの累積フルエンス量と 2.0 MeV 以上の累積フルエンス量の関係が変化していることが明らかとなった。この関係は照射野 5 cm を境に傾向が変化し、さらに 5 cm 以下の照射野では Jaw からの散乱線も最大深の変化に影響を与えているという報告であった。現状の問題点として、IAEA から報告されている最大深の変化の要因に関する記述とは乖離する部分があるとのことだが、普段我々がよく目にする深部量分布の形状に寄与する因子の解明は非常に興味深い内容であり、論文化に向けて研究を進めて頂きたい。

### 105 商用線量検証システムを用いた独立計算による強度変調放射線治療の線量検証の妥当性の検討

本研究の目的は、IMRT（強度変調放射線療法）治療計画における線量検証の効率化を検討し、商用の線量検証システムの妥当性を評価することであった。86 例の回転型 IMRT 治療計画を対象に、実測と独立計算による線量検証を行い、その結果をガンマ解析のパス率を用いて比較した。結果として、ScandiDos 社製の Delta4 Phantom+ を用いた実測による線量検証の方が Varian 社製の Mobius3D Version3.1 を用いた独立計算による線量検証よりも高いパス率を示した。特に、Delta4 のパス率は 95% 以上であり、一方、Mobius3D の独立計算では一部の症例でこの基準を下回ったものとなった。その対応として演者は治療計画装置の MLC の物理パラメータの値の修正を試みたとのことであったが、治療計画装置のパラメータ調整は再コミッショニングが必要な行為であるため慎重な判断が必要といえる。IMRT の独立計算による線量検証システムは、検証作業の効率化において非常に有用なツールであり、臨床使用に向けてのさらなる検討と報告を期待したい。

太田 誠一（京都府立医科大学附属病院）

奥平 訓康（名古屋大学医学部附属病院）

### 光子線・電子線治療（QA・QC 2）（演題 106-110）※107 は演題取り下げ

#### 106 1.5T MR-Linac における深層学習を使用した新たな患者 QA システムの開発

患者の日々の解剖学的変化に応じて治療計画を適応させることができる MR-Linac の新たな患者 QA システムに関する報告であった。MR-Linac では患者が治療中を通して寝台に留まるため測定器を用いた実測検証が困難であること、さらに独立検証において磁場の影響を無視するためには低速のモンテカルロ法を用いるしかないという状況から、本研究では深層学習を用いて online adaptive plan のガンマパス率(GPR)を予測するシステムの開発を行い、患者 QA の効率を高めることができるとの報告であり意義深かった。adapted plan では mGPR と pGPR の MAE が若干大きくなる傾向であったが、その原因と対策についての更なる考察や、前立腺以外への適応に関して続報が期待される。

#### 108 EPID を使用した QA システムの MLC 位置誤差検知能の評価

EPID 画像を用いてファントムレスで線量分布検証を行うことができる EPIbeam が近年の強度変調放射線治療において普及してきているが、Delta4 と EPIbeam で収集機序が異なることを理解し、その特性を把握することが QA 合理化のために重要である。本研究では VMAT プランで MLC 位置誤差を数通り付与したプランにおいて、Delta4 と EPIbeam の検出能を比較した演題であった。結果として EPIbeam が Delta4 よりも MLC 位置誤差の検出能が低いという結果であったが、その根拠についてはまだ考察する余地があると感じられた。また Delta4 との使い分けについても具体的な例は示されなかったため、その点についても今後の研究発展に期待したい。

## 109 非剛体レジストレーションを利用した色素ゲルボーラス変形の初期検討

この演題の背景には色素ゲル線量計を利用したボーラスの開発という目標がある。色素ゲル線量計の線量を評価するためにはフラットベッドスキャナでの読み取りが必要であるため、治療計画時に体表面に置いたゲルボーラスの線量分布を DIR により読み取りのために平らにされたゲルボーラスの形状に変形させ一致させる必要がある。そのための初期検討として 2 種類の市販されているボーラスについて、体表面に近い形状からフラットな状態へ DIR ソフトにて変形させた際の一致度を DSC で評価した発表である。結果については変形量が少ないほど精度は良くなることが報告された。色素ゲルボーラスの開発という非常に興味深い研究のため、引き続き研究を進め最終的な開発という目標につながることを期待する。

## 110 全身照射 (TBI) における体内線量推定のための半導体検出器の基礎的検討

長時間同じ体勢を維持しなければならない全身照射においてリアルタイムに患者線量をモニタリングすることはとても重要である。この演題は患者線量モニタリングシステム IVD2 と専用半導体検出器 QED を用い、簡易的に体内線量を推定する方法の考案とシステムの測定精度について基礎的検討を行った報告である。体内線量の評価法としては、入射線量と射出線量の間線量を体内線量として定義し、水等価ファントム内に挿入した電離箱線量計や TPS と比較評価している。電離箱線量計や TPS の線量と比較した結果は、最大で 10%以上の乖離が見られ、いずれもファントム厚が薄い方がその傾向が大きかった。この結果を踏まえ体内線量の推定方法や電離箱線量計との感度補正についてもさらなる検討が必要と思われる。また、ビーム中心軸からオフセットされた位置での評価や、不均質部分の線量評価についても今後さらに検討を進めていただきたい。

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

松尾 勇斗 (北海道大学病院)

## 粒子線治療 (QA・QC) (演題 111-115)

### 111 陽子線に対するファーマ形電離箱の擾乱補正係数の検討

電離箱線量計を用いた水吸収線量計測において必要とされる線質変換係数には擾乱補正係数 (PQ) が含まれるが、陽子線においては十分な検討が進んでいない状況にある。本研究では汎用モンテカルロコードの一つである PHITS を用いてファーマ形電離箱線量計 (PTW 社製 30013) における陽子線の PQ 導出を試みている。4 エネルギーの単色陽子線ビームを用いてシミュレーションした結果、現行の標準計測法 12 の値 (PQ = 1.0) に対して最大で 0.8%の差異があることを明らかにしている。コード間の核反応モデルの違いに起因すると推測される影響も見受けられたが、その結果は先行研究 (Baumann et al., Phys Med, 2023) と比べて不確かさの範囲内で一致していたとのことであった。国内で開発、普及が進んでいる PHITS を用いた初めての詳細な報告であり、さらに対象とする線量計の種類を増やすなど、詳細な検証を積み重ねていただくことを期待したい。

### 112 小児・AYA 世代の全脳全脊髄照射における妊孕性温存を目的とした VMAT と IMPT の線量分布比較

髄芽腫などに対する全脳全脊髄照射法 (CSI) は、小児に対して用いられることが多く、検討課題の多い照射技術の一つである。本研究では小児・AYA 世代症例 CSI における妊孕性温存の可能性について、X 線 (VMAT) と陽子線 (PBS) を用いた場合の子宮および卵巣線量を比較することで検証している。9~15 歳の 10 例を対象として検証した結果、PBS では VMAT と比べて子宮、卵巣の最大線量がそれぞれ 74%、61%減少したとのことであった。発表時に供覧された 9 歳児と 15 歳児の線量分布から、個体差以外にも日々の生理的変化によ

っても子宮，卵巣線量は大きく変化し得る可能性が示唆され，妊孕性温存の難しさを改めて感じさせられた。今回は同じターゲットに対して処方するように X 線，陽子線の計画を立案されたとのことであったが，陽子線ではブラッグピークという物理特性が存在するため，空間的不確かさに加えて飛程の不確かさを考慮に入れて計画する必要がある。成長障害対策として椎体をターゲットに含める場合も含め，引き続き検討していただくことを期待したい。

### 113 PBS 専用陽子線治療装置における多機能 Machine QA 用ファントムの有用性

ペンシルビームスキニング照射法の多岐にわたる品質管理項目について，簡便に効率よく検証可能な商用ファントムの有用性に関する発表であった。品質管理項目としては，スポット位置やスポットサイズ，位置照合系アイソセンタと照射系アイソセンタの一致などが一度の測定により検証できることが示された。測定値に異常が認められた際には，モニタ線量計の照射ログファイル情報との比較による評価も実施していた。品質管理の効率化はスタッフの負担や働き方にも大きく影響するため，注目に値する内容であった。一方で，効率化に伴い品質管理の質が低下するリスクがあるため，異常を検知できる精度の評価も今後期待したい。また，異常値が検知された際には，上記のようにログファイルによる検証もされていたが，施設内でどのような手順で安全な治療を維持管理していくか，事前にスタッフ間で意思統一しておくことも重要になると考えられる。

### 114 名古屋陽子線治療センターにおける新規治療計画装置の導入経験

陽子線治療施設における新規商用治療計画装置の導入に関する発表であり，臨床において使用する前に必要となるビームデータの測定やビームモデリングについて報告された。ペンシルビームスキニング照射法で必要となるビームデータの取得方法や測定結果，およびそのビームモデリングの結果から，対象とした治療計画装置の特徴について考察がなされた。代表的な特徴の一つとして，実際の測定においてスポット形状は楕円として得られるが，ビームモデリングの結果は正円として登録されることが挙げられた。今回の研究で得られた特徴が臨床使用においてどのような影響を及ぼすか，今後の発表が気になるところである。また，発表者の施設では，以前より使用している他社製の治療計画装置も有しているため，その比較についての報告も期待したい。

### 115 陽子線治療において金属マーカが線量分布に与える影響

陽子線治療において位置照合用として体内に留置される金属マーカが，線量分布へ及ぼす影響に関する発表であった。その影響について，モンテカルロシミュレーションとラジオクロミックフィルムによる実際の測定によって検討がなされた。照射プランを構成する陽子線エネルギーと，金属マーカの位置を変化させた複数の条件で評価している点が注目された。また，ラジオクロミックフィルムによる測定では，フィルムの LET 依存性を考慮した濃度-線量変換曲線を得ていた。対象とした金属マーカは微小であるため，モンテカルロシミュレーションによる評価では，計算グリッドのサイズや位置についての考察が気になるところであった。今回の発表では，均質媒体の深部線量に関する内容であったが，不均質媒体や側方線量の変化などについての報告もされることを楽しみにしたい。

加藤 貴弘 (福島県立医科大学)

富田 真司 (成田記念陽子線センター)



## 粒子線治療（その他）（演題 116-119）

### 116 造影 Dual-energy CT を用いた重粒子線治療計画へ向けた基礎的検討

Dual-energy CT(DECT)を用いて撮影された造影 CT 画像を重粒子線治療計画に使用できるかを検討した演題。希釈倍率が既知の造影剤を含む媒質を電子密度変換ファントムに挿入して管電圧を変えて撮影し、得られた CT 画像を用いて線量分布を算出したもの。Single-energy CT(SECT)との比較がなされているが、治療時には造影剤は排出されていると考えられ、造影剤が含まれない状態の線量分布との比較が有ると尚良いと考えられる。

### 117 320 列 CT を用いた Wide Volume Scan における Scan Volume 間のつながり目が炭素イオン線治療計画に与える影響

列数の多い治療計画 CT を使用した場合のつながり目が重粒子線治療計画に及ぼす影響を確認した演題。胸部ファントムで肺を、腹部ファントムで肝臓をそれぞれ模して検討され、治療計画に与える影響は軽微であるとの結果を得ている。しかしながら人体を模したファントムは不確定要素が大きく誤差要因が打ち消しあうことも考えられるため、均一なファントムで確認されることが望ましい。さらに使用列数での比較も行うと良いだろう。

### 118 水への陽子線照射時に発生するチェレンコフ光と微弱光の角度依存性のシミュレーション

水の発光現象を利用した放射線検出に関する演題発表であり、水から発生する微弱光とチェレンコフ光を分別して微弱光の発光角度を調査した報告であった。実測では 90°、120°にカメラを設置して発光を計測した。GEANT を用いたシミュレーションでは、等方的に発生するシンチレーション光を微弱光に見立て、チェレンコフ光と合算した光量を実測と比較している。結果としてシミュレーションと実測の傾向は一致し、微弱光が等方的である可能性を示した。現状では 2 方向の計測によるものであり、等方的であるかどうかはビーム入射方向への発光なども調査が必要である。また検出器としての応用の可能性、発光が等方的であった場合の利点など、引き続き検討いただきたい。

### 119 コリメータを用いた頭部陽子線スキャンニング照射での中性子被ばく線量を評価する簡易推定モデルの作成

コリメータを用いたスキャンニング陽子線照射において、中性子被ばく線量を評価する簡易推定モデルの検証を行った研究である。モンテカルロシミュレーションを用いてコリメータからの散乱線による影響を計算し、作成した推定モデルとの一致を確認した。現状ではコリメータは照射野形状に合わせて加工された形状になっておらず、中性子の発生が過大評価となる可能性が高いため、更なる検証が必要とされる。また陽子線スキャンニング照射では、コリメータ利用時に吸収体（アブソーバ）が用いられることが多い。アブソーバからの散乱中性子も中性子被ばく線量に寄与するため、引き続き検討していただきたい。

鶴岡 伊知郎（QST 病院）  
安井 啓祐（藤田医科大学）

## 光子・電子線治療（その他）（演題 201-205）

### 201 吸引式患者固定具の圧力低下がセットアップエラーに及ぼす影響

吸引式患者固定具の内圧の経時変化がもたらすセットアップエラーについての調査研究報告であった。対象は、頭頸部領域で吸引式患者固定具を用いて 6 軸補正による IGRT を行った患者 54 名で、吸引式患者固定具

の圧管理を定期的実施した群と、管理をしなかった群で並進3方向、回転3方向のセットアップエラーを調査することで、日数経過とともに発生する吸引式患者固定具の内圧の変化がセットアップエラーの一因となっていると示唆された。作成後の吸引式患者固定具の圧管理がセットアップエラー低減に繋がることが明らかとなり、有用性が認められたため、論文化をお願いしたいところである。また今後の追加研究として吸引式患者固定具の個々の使用頻度を考慮した研究などさらなる発展を望むところである。

## 202 患者固定用シェル of 収縮の評価

患者固定用シェルは、作成直後から時間が経つにつれて収縮することが知られている。特にその収縮量は24時間以内が大きいためシェル作成時には、スペーサーを用いて作成することが推奨されている。当該施設では3種類のシェルを使い分けているがシェル作成時の手順は統一されているため、素材の違いによる圧迫度の違いや収縮量の評価を行うことで素材に応じた運用の導入を検討した報告であった。長期間の調査を行った結果、先行研究と同様に作成後24時間が最も収縮し、その後長期にわたり緩やかに収縮し、また素材の違いによる収縮量はさほど差がないという結果報告であった。圧迫度は素材によって違いがあり、素材に応じたスペーサー運用を行うことで適度な圧迫感を持たせたシェルの作成が可能とのことであった。フロアから意見があったが、長期使用をするうちにシェルの形状も変化すると考えられるため、使用状況を考慮した追加研究を望むところである。

## 203 新規導入した頭頸部放射線治療用シェルの有用性

新規導入した頭頸部用固定シェルの有用性について調査した報告であった。先発メーカーの固定シェルは多くの施設で使用され、その精度検証を行った先行研究も多い。しかし近年では中国などで製造された先発品よりも安価な製品が販売されている。本研究では、従来品、後発品それぞれの腹背方向(Y)、頭尾方向(Z)、左右方向(X)の誤差から、Setup Marginを求めた結果、従来品(Y)0.45 cm,(Z)0.45 cm,(X)0.48 cmに対して後発品は、(Y)0.50 cm,(Z)0.49 cm,(X)0.48 cmと後発品は先発品と遜色無い精度であること証明された報告であった。今後はシェルの形状・厚みなど考慮した追加研究を望むところである。

## 204 放射線治療用新規皮膚マーカペンの保持期間に関する検討

近年、新規に発売された植物由来成分を主材料とした皮膚マーキングの保持期間に関する報告であった。性別、マーカを記した部位の違いによる消失期間と追加で皮膚マーキングを行った日数に基づき保持期間が評価された。会場からマーカ消失の判断基準に関して質問があったが、特に設けていなかったとの回答であった。マーカ消失具合を画像解析などによる客観的指標を用いることで、より根拠をもった基準となる可能性が考えられる。先行研究による油性マーカ+保護剤と保持期間が同程度とのことであったが、油性マーカは材料成分が有機溶剤であることから、より安全な材料による皮膚マーキング剤を使用することが望まれる。植物由来成分を主材料とした当該製品はその代替品として有用であることが示された。ただし報告内にて事前の問診にてナッツ由来のアレルギーが無いにも関わらず発赤を生じた事例があったとのことから、使用にあたっては皮膚の注意深い観察が必要と考える。原因不明とのことであったが事例の蓄積により原因特定が望まれる。

## 205 画像誘導装置を用いた乳房深吸気息止め照射のワークフローに関する基礎検討

ExacTrac Dynamicを使用したDIBHの導入に向けた臨床利用前の照合位置精度の評価結果に関する報告であった。光学カメラによるプレポジショニングは、ファントム頭側を上げることでSI方向の位置精度が改善さ

れると示された。会場からの質問にて検討方法のうち、光学カメラによるプレポジショニングと X 線による画像照合の比較対象基準に関して疑義があったが、真とする基準をわかりやすくすることで、より精度評価の結果が堅牢性を増すものとする。座長から評価に使用された胸部ファントムでは形状の変化が少ない点や光学カメラの認識を高めるために貼られたテープ材質の影響について質問したが、その影響は不明とのことであった。国内で展開されはじめばかりの新しい製品のため、他施設の参考となる評価方法の構築を期待する。

内藤 雅之（三重大学附属病院）

篠田 和哉（茨城県立中央病院）

## 光子・電子線治療（照射技術 3）（演題番号 206-210）

### 206 呼吸性移動対策における 4D-MIP の基礎的検討

ITV の評価において average intensity projection (AIP) の欠点を補うため、4D-MIP を用いることの有用性を示した報告であった。臨床ではまだ用いていないものの、AIP では ITV を小さく見積もる傾向を把握することで、ITV の設定に役立つ有用な報告であるとする。

### 207 左乳房深吸気息止め照射における呼吸抑制用圧迫棒を用いた吸気再現性の検討

左乳房深吸気息止め照射において呼吸抑制用圧迫棒を用いることで吸気再現性が向上したとの報告であった。被験者は年齢、理解度、性別などを実患者に近づけることで、より精度の高い検証が行える可能性がある。引き続き、呼吸抑制圧迫棒の有用性に関する報告を期待する。

### 208 乳房接線照射における In-vivo Dosimetry のセットアップエラー検出に関する検証

乳房接線照射におけるセットアップエラーを、生体内線量測定 (in-vivo Dosimetry: IVD) にて検出が可能であるとの報告であった。人体ファントムで、有用性が示されたので今後は実臨床での報告を期待する。

### 209 スケール付き X 線動態画像を用いた呼吸性移動評価の基礎的検討

X 線動態画像を用いた呼吸性移動の評価に X 線スケールを使用する試みを報告した内容である。近年、新しく臨床応用された技術である X 線動態撮影技術を用いて、患者の呼吸移動量の評価に応用できないかを検討している。自作ファントムを用いて評価しているのがポイントであるが、既存の解析ソフトでは、模擬肋骨との相性が悪かったとのことであった。今後は、実臨床での 4DCT との比較評価の結果をまとめ、X 線スケールの有用性を示していただきたい。

### 210 非呼吸同期における治療計画用 4D-spiral Scan の有用性

4DCT の代替撮影法として、4D-spiral Scan の有用性を検討したものである。4D-spiral scan では、呼吸周期が 4 秒以上であれば特に問題なく移動量の定量が可能であるとの報告であった。実臨床では、4 秒以下の呼吸周期の患者も存在するため、そのような条件下での撮影条件の検討が重要である。4DCT 撮影ができない施設にとって、非常に有用な撮影方法であるため、今後の詳細な報告に期待したい。

松本 賢治（近畿大学病院）

小林 大輔（筑波大学附属病院）

## 光子・電子線治療（線量評価）（演題 233-237）

### 233 電子線での相互校正における外部モニタ用電離箱の設置位置に関する検討

標準計測法 12 では、電子線の相互校正における外部モニタ電離箱とリファレンス電離箱（またはフィールド電離箱）の中心軸間距離は 3~4 cm とすることが明記されている。しかし、フィールド線量計に平行平板形電離箱、外部モニタにファーマ形電離箱を配置した場合、両電離箱の外壁間距離は殆どない。発表者らは、外部モニタ電離箱（PTW 30013）とフィールド電離箱（IBA Dosimetry PPC40）の中心軸間距離の違いが電子線の相互校正で得られる校正定数に及ぼす影響を評価した。その結果、TrueBeam（Varian Medical Systems）の 22 MeV 電子線で相互校正を行う場合、その二つの電離箱の中心軸間距離は 4 cm 以上離す必要があることが示唆された。本研究では扱われていないフィールド電離箱と外部モニタ電離箱の外壁間距離の違いが相互校正で得られる校正定数に及ぼす影響についても重要なテーマであることから、更なる続報も期待したい。

### 234 Roos 型平行平板形電離箱における体積平均効果の評価

線量測定において、検出器の有感体積内で吸収線量に変化する場合、測定結果は実際の吸収線量から差が生じる（体積平均効果）。発表者らは、高エネルギー X 線の相対線量測定で平行平板形電離箱（PTW 34001）を使用した際の体積平均効果について評価した。その結果、X 線の相対線量を PTW 34001 で測定した場合、体積平均効果は最大で 0.3%程度とその影響は小さく、実務上で大きな支障はないことが示唆された。発表者からコメントがあったように、X 線の相対線量測定における円筒形電離箱の体積平均効果も重要なテーマであるので、これら进行评估した更なる続報も期待したい。

### 235 放射線治療領域における光刺激ルミネセンス線量計の素子特性比較

光刺激ルミネセンス線量計（OSLD）は小型で再利用が可能なることから、簡易的な線量評価を行う際の検出器として広く利用されているが、同一メーカーからの 2 種類の検出器の特性についての報告が少なく、本報告では再現性に焦点を当て評価が行われた。OSLD に 6 MV X 線を照射し、線量直線性や照射後のフェーディング、再現性などが評価された。素子間の再現性については、変動係数が Unscreened 型では 6.5%、Screen 型では 0.6%となり、元々の型の分類が素子の製作時に生じる厚みムラで分けられており、おおむね分類分け通りの結果となった。エネルギー依存や方向依存などほかにも評価すべき特性の評価はされていないため、今後の研究の進展に期待したい。

### 236 高エネルギー電子線における平行平板形電離箱の実効測定点の実験的評価

平行平板形電離箱は、標準計測法 12 において、実効中心位置が定められているが、検出器の種類や照射するエネルギーによって、実効中心位置はずれることが知られている。本研究では、各検出器の実効中心位置を電子線の PDD から算出した報告である。本報告では、基準の PDD を microDiamond 検出器で取得された分布としている。7 種類の平行平板形電離箱の実効中心について評価され、NACP-02 以外で実効中心位置が 0.1~0.3 mm 程度空洞内に入り込む位置に実効中心が存在することが、実験的に示されました。本報告では、基準として microDiamond 検出器の PDD を用いていますが、基準とするための根拠は示されておらず、基準とすべきデータの提示が求められます。

### 237 ポーラスタイプ色素ゲル線量計における Pluronic F-127 の濃度変化に対する線量感度と硬度への影響

水を主成分とする色素ゲル線量計を、ポーラスの代用として使用可能であるかを評価した報告である。ポー

ラス材として適用するために硬度を測定した。また、同時にポーラス内における線量分布を色素沈着によって計測可能なため、線量応答性に関しても評価が行われた。本報告については、色素沈着と線量の関係および、ポーラス材としての使用適用評価をされているが、線量分布としては患者皮膚面での評価も必要であり、特に水等価性についての評価がなかったため、さらなる検討が必要に感じる。また、ポーラス材としての適用についても、硬度のみでなく同じく水等価性や、長期使用に対する耐久性などの評価も必要であり、今後の研究の進展が期待される。

下郷 智弘（岐阜医療科学大学）

木下 尚紀（福井大学）

## 光子・電子線治療（治療計画）（演題 238-242）

### 238 シングルアイソセンタ照射法におけるカウチモデリングと高解像度二次元検出器による線量評価

本報告では、治療計画装置 Eclipse（Varian 社製）の HyperArc の治療計画において、Encompass システム（Encompass, Encompass Base）のカウチモデリングを実施した。Encompass システムのカウチモデリングに関する線量計算アルゴリズム AAA に基づく報告はあるが、AcurosXB を用いた報告はない。本研究の結果、Encompass において-200 HU および Encompass Base において-700 HU を使用すると、2×2 cm, 4×4 cm, 6×6 cm の照射野におけるピンポイント電離箱による測定値と計算値の平均誤差が最小になった。また、SRS MapCHECK による線量評価でも 1%未満の一致が示された。質疑では、SRS MapCHECK に適用した物理密度がベンダー提供値（1.15 g/cm<sup>3</sup>）であること、過去に報告された AAA の結果とも大きな差がないことが確認された。AcurosXB を用いた Encompass システムのカウチモデリングに関する報告はないため、非常に実用的な報告であった。

### 239 シングルアイソセンタ照射法の患者線量検証におけるカウチモデリングの影響

本報告では、シングルアイソセンタ照射法における Encompass システムのカウチモデリングに異なる CT 値を適用し、SRS MapCHECK を使って線量分布を検証した。演題番号 238 と同様に AcurosXB を用いたことに新規性がある。過去に HyperArc 照射を実施した 10 症例の治療計画を使用し、提案値（演題番号 238 の成果：Encompass -200 HU, Encompass Base -700 HU）と標準値（Encompass 400 HU, Encompass Base -400 HU）を比較した結果、両者に大きな差はなかった。質疑では、AcurosXB の使用にあたり Encompass システムの物質が水として定義されたことが確認された。結果として、提案値は SRS MapCHECK を使った線量分布検証に大きな影響は与えなかったが、演題番号 238 の研究と連携して、基礎的な実験から臨床的な影響を評価する流れが素晴らしいと感じた。

### 240 0リング型放射線治療装置を用いた肺癌の VMAT-SBRT におけるコリメータ角度の検討

本報告では、放射線治療装置 Halcyon を使用した肺の VMAT-SBRT（体幹部定位放射線治療）において、最適なコリメータ角度が調査された。SBRT を実施した 20 症例を対象に、異なるコリメータ角度（0, 10, 20, 30, 45, 60, 90 度）で治療計画を立案し、線量評価指標（Conformity Index, Homogeneity Index, 最大線量, 肺の V5Gy と V20Gy）を分析した。その結果、最適な角度は症例により異なったが、45 度と 60 度が有効であると報告された。将来的には腫瘍やリスク臓器の位置関係など、臨床状況に基づいた分類を行い、より詳細な解析を行うことで最適なコリメータ角度を同定することが期待される。

## 241 脳定位照射において異なる線量計算アルゴリズムの精度評価

脳定位照射用治療計画装置 Elements (Brainlab 社製) の線量計算アルゴリズム Monte Carlo (MC) に対して、Eclipse (Varian 社製) の Pencil Beam Convolution (PBC) と Acuros XB (AXB) の線量計算精度を比較した報告である。この研究の主なモチベーションは、小照射野で複数の腫瘍に照射する場合や急峻な線量分布における線量計算精度の低下を懸念したことにある。実際に肺や頭頸部等の不均一領域に対する研究は数多く見受けられるが、頭部領域での報告はほとんど存在しない。本研究の結果より、AXB と MC の線量計算精度に有意な差を認めず、両者は同等の線量計算精度であることが分かった。近年、IAEA TRS-483 や AAPM TG-155 といった小照射野計測ガイドラインが発刊されるなど、小照射野に対する線量評価には課題が多い。非常に興味深い領域であるため継続した研究を期待したい。

## 242 全頸部照射において線量分布の変化に影響を与えている因子の推定

ヘリカルトモセラピー装置 Radixact (Accuray 社製) を用いた全頸部照射における線量分布変化に関する研究である。頸部の照射では照射期間中に顕著な体型変化を認め、線量分布の変化がしばしば生じる。しかし、本装置による患者セットアップでは角度調整ができないため、セットアップエラーの影響が混在している可能性がある。そこで本研究では、線量分布の変化が体型変化、もしくはセットアップエラーによって生じたものか調査することを目的とした。結果より脊髄線量とセットアップエラーの大きさには相関がなく、線量分布変化には主に体型変化が影響を及ぼしている可能性が示唆された。近年、即時適応放射線治療が実施できるシステムが様々登場しているが、本邦のマンパワーを考慮すると効率的に再治療計画を行う必要がある。本研究は再治療計画の必要性を評価するうえで非常に有意義な報告である。

小野 薫 (広島平和クリニック)

清水秀年 (愛知県がんセンター病院)

## 光子・電子線治療 (照射技術 4) (演題 258-261)

### 258 前立腺サイバーナイフ治療における Fiducial Marker 間の距離が Intra-fractional Motion Error に与える影響

サイバーナイフは複数個の Fiducial marker (FM) を追尾することで、治療中の 6 軸補正が可能であるが、FM 間距離が短いと回転補正における位置照合精度が低下する恐れがあることに対して検討した演題である。対象は前立腺がんとし、FM 間距離が 10 mm 未満、10 mm 以上 18 mm 未満、18 mm 以上の 3 群に分け、それぞれの治療中における変位量の平行成分と回転成分を算出し、比較されていた。なお、10 mm 未満は回転補正が算出不可のため、回転成分は 10 mm 以上の 2 群のみ比較されていた。平行成分、回転成分共に群間でほとんど差異がなく、FM 間距離が位置照合精度に与える影響は軽微であると結論付けられていた。ただし、FM 間距離が 10 mm 未満だと回転補正ができないため、標的や周辺臓器に与える影響については注意が必要であり、今後の検討課題とされていた。会場からも 10 mm 未満における平行成分と回転成分を分離できない問題点が指摘されており、今後はこの点を重点的に検討いただきたいと思う。近年、普及してきた前立腺がんに対する定位放射線治療において、治療中の標的の動きは極めて重要となるため、回転成分を含めた標的の変位量と位置補正を含めた対応に関するデータは貴重と考える。

### 259 高精細 OSI を用いた頭部 SRT における寝台位置に関する検討

ノンコプラナを含む頭部定位照射に対する、光学式体表面照合装置である Catalyst HD の位置検出器精度を検討した演題である。CBCT を基準としたときの再現性、不変性、正確性について、寝台角度を頭部ファントム

の回転で模して評価されていた。5回測定による再現性評価は平均値で並進 0.3 mm, 回転 0.3°とのことであった。10分間の不変性評価は平均値で 0.2 mm, 0.2°未満の結果であったが、測定中のドリフト現象を観測していた。±0.5°の既知量をずらしたときの正確性評価は 0.3°未満で一致していた。3つの評価項目について、平均値は問題ない結果であったが、不変性のドリフト現象については CCD カメラが原因と考察されていた。演題に対する質疑にて、CCD カメラ内温度の影響が指摘されていたが、その可能性も考慮に入れて測定されていたとのことであった。体表面照合の頭部定位照射への適応は、被ばくなしに高頻度な治療中における照射位置のモニタリングを可能とする。本演題のような基礎的検討は、頭部定位照射への適応を検討するユーザーにとって非常に有益なデータである。精度という表現や再現性と関連するが、標準偏差には言及がないため、今後は標準偏差や不確かさも取り入れた研究の発展を期待したい。

## 260 Open-face Mask を使用した頭部定位放射線治療における光学式患者ポジショニングシステムの体動検出精度

Non-coplanar VMAT (HyperArc™) を利用した頭部定位放射線治療において、専用の Open-face mask を使用した際の体表面画像誘導放射線治療 (SGRT) システムによる Intra-fractional motion error の検出精度を検討した演題である。SGRT システムには AlignRT を使用し、照射前後の CBCT による Intra-fractional motion error を真値としたときの AlignRT による Intra-fractional motion error 値との差を SGRT システムの体動検出精度と定義し評価されていた。得られた検出精度 (平均値 ± SD) は全ての並進、回転に関して概ね、 $0.0 \pm 0.5$  mm,  $0.0 \pm 0.5^\circ$  であり、頭部定位放射線治療を実施するために要求される位置精度は満足する結果であった。ただし、頭尾方向や腫瘍の深度が深い場合には画像レジストレーション精度の低下から体動検出精度の低下を招く恐れがあるとの報告であった。演者が課題として挙げたように、SGRT システム特有の問題となるガントリやイメージングアームによる死角や ROI の設定方法の違いが与える影響についても今後さらに検討を進めていただきたい。また、定位放射線治療では一回の照射完了までにかかる時間は比較的長く、さらにプランや一回線量にも依存するため、単位時間当たりの Intra-fractional motion error の検出精度も検討いただければさらに有意義だと考える。

## 261 【研究班報告】体表面照合放射線治療における位置照合精度の評価法の確立および装置間比較

近年、体表面画像誘導放射線治療 (SGRT) システムがさまざまなベンダーから市販され、普及している。SGRT システムの位置照合精度評価には各ベンダーから提供された点検用ファントムや自施設で保有する人体模擬ファントムが利用され、多施設間や多装置間で精度評価方法の標準化や画一化、精度評価結果の比較はされていない背景がある。そこで、演者ら研究班では 3D プリンタで自作した共通のファントムを用いて SGRT システムの位置照合精度を多施設で比較評価したという演題である。SGRT 装置には、AlignRT, Catalyst, Voxelan, ExacTrac Dynamic を使用し、並進 ± 5 mm, 回転 ± 2°の範囲で定量移動させたときの SGRT システムの残余誤差を位置照合精度と定義し評価されている。位置照合精度の結果の平均値 (並進/回転) は、それぞれ 0.086 mm/0.030°, 0.366 mm/0.362°, 0.587 mm/0.486°, 0.147 mm/0.100°であり、Catalyst と Voxelan では位置照合精度の公称値である 1 mm/1°を超える位置ずれが検出された割合が高いとの報告であった。SGRT システムはカメラの台数や設置角度、画像再構成法、画像レジストレーション手法、位置誤差計算アルゴリズムに各々の特徴があり、それが反映された結果と考える。しかしながら、目的とする標準化や公称値との比較検討という側面を鑑みると、全 SGRT システムの位置照合に係る基礎性能を最大限発揮できるようなファントムを開発し、評価比較を実施する事が望ましいのではないかと考える。SGRT システムのユーザーにとっては貴重な提供データとなることは間違いのないため、今後の更なる発展を期待したい。本研究の目的からは逸脱するか

もしれないが，体表面画像の画質自体を評価できるファントムについても是非開発も試みて頂きたい。

富田 哲也（静岡がんセンター）

小島 礼慎（金沢大学附属病院）



— 地域・職域研究会紹介 —

# 受け継がれる歴史と DNA

— 愛知県放射線治療研究会の紹介 —

愛知県がんセンター 青山貴洋

## 1. はじめに

突然ですが、坂本九さんの「明日があるさ」という曲をご存じでしょうか？コミカルな歌詞と、坂本九さんの「明日があるさ」という優しい声に癒されたご経験がある方も多いのではないのでしょうか。坂本九さんは 1985 年 8 月 12 日、不幸にも飛行機事故によってお亡くなりになりますが、その後さまざまな歌手によって何度もカバーされその DNA が現代にも受け継がれていることを感じます。また、曲中の「若い僕には夢がある」という歌詞を引用しつつ、我々放射線治療に携わる診療放射線技師の究極の夢は何か？について考えてみると、『がんで亡くなる患者さんをゼロにしたい』という夢を挙げられる方も多いのではないのでしょうか。

私たち放射線技師は、患者さんに最良の医療を提供するために日々精進することが使命ですが、時にはうまくいかないこともあるかと思えます。そんな時にも、「明日があるさ」と口ずさみながら、究極の夢に向かって進んでいかなければなりません。夢に向かう手段の一つとして研究会が存在していると思えますが、今回は私の所属する愛知県放射線治療研究会についてご紹介させていただきます（図 1）。

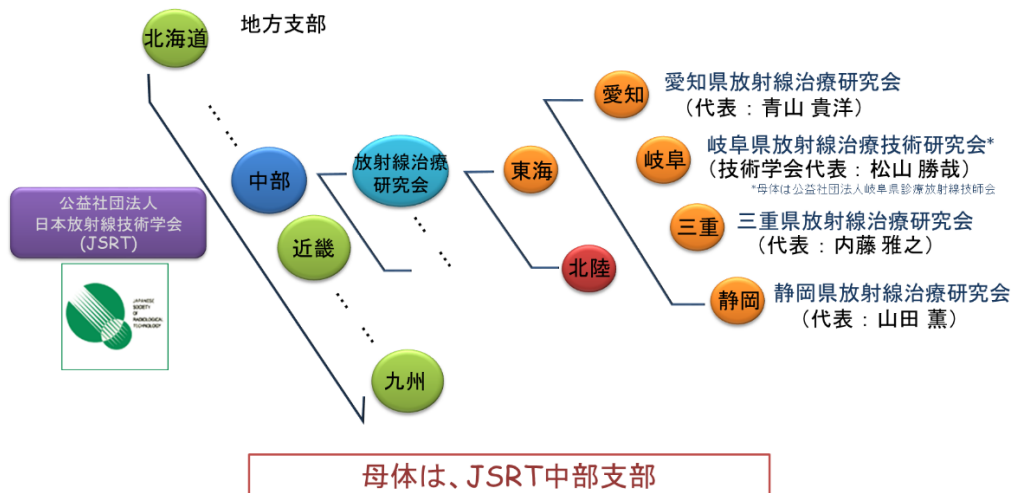


図 1. 愛知県放射線治療研究会の組織図

## 2. これまで

愛知県放射線治療研究会は、公益社団法人日本放射線技術学会中部支部放射線治療研究会の東海ブロックに所属する研究会で、愛知県内の約 50 の放射線治療施設と 3 つの診療放射線技師養成所の関係者の方々と協力して、毎年 1-2 回の研究会を実施しています。

### 2-1. 愛知県放射線治療研究会のはじまり

1998 年に放射線技術学会地方会の改変に伴い、東海支部（現、東海ブロック）と北陸支部（現、北陸ブロック）が合併して中部部会（現、中部支部）が誕生しました。当時の東海支部の世話人は内山幸男先生（当時、愛知県がんセンター）でした。その後、佐々木浩二先生（当時、袋井市民病院）、青山裕一先生（当時、名古屋大学医学部附属病院）、山田薫先生（聖隷浜松病院）に引き継がれ、2023 年に小生に交代して現在に至ります。

そして、2005 年に当時東海ブロック世話人であった青山裕一先生が代表となり、中部放射線治療研究会（愛知県）という名称で第 1 回の研究会を開催されたのが、当研究会のはじまりです。当時の資料を振り返ると、第 1 回の講演テーマは『回転原体打ち抜き照射における技術的背景と展望』、講師は元愛知県がんセンター放射線技師の高橋一廣先生（当時、CMS 社）であり、原体照射法の聖地である東海地方ならではのテーマであることがわかります。第 1 回の参加者は 28 名で、名簿を拝見する限りレジェンドの方々ばかりで深く感銘を受けました。その後、2010 年に代表世話人が清水秀年先生（愛知県がんセンター）に交代し、研究会の名称が愛知県放射線治療研究会に変更されました。清水秀年先生が 10 年間代表を務めた後、2020 年に小生に交代して現在に至ります。こうしてみると、歴史の長さ、バトンの重責を感じるとともに、諸先輩方の歴史と DNA を次の世代に受け継いでいくことこそが一番の使命であると感じます。

### 2-2. 東海地方の研究会とのつながり

東海地方を基盤として活動している研究会に、東海放射線腫瘍研究会技術部会があります。東海放射線腫瘍研究会は、1980 年 1 月に愛知医科大学で開催された日本医学放射線学会中部地方会において発足された放射線治療勉強会が基盤にあります。発足当初は「東海放射線治療勉強会」という名称で、放射線腫瘍医主体の研究会でしたが、1988 年 8 月に「東海放射線腫瘍研究会」と改称し、同時に技術部会も設立されました。技術部会の初代世話人は木村千明先生（当時、愛知県がんセンター）で、後に内山幸男先生、青山裕一先生、小口宏先生（当時、名古屋大学）と交代し、現在は清水秀年先生が担われています。

東海放射線腫瘍研究会技術部会の世話人の中には、他の研究会の世話人を兼任されている先生方も多く、各研究会の開催時期や内容が重複しないように取りまとめる役割も担っております。愛知県放射線治療研究会からは、齊藤泰紀先生（藤田医科大学病院）が両研究会の世話人を兼務されており、常に情報共有できる体制を整えています。

### 2-3. 愛知県放射線治療研究会の3つの転機

当研究会の歴史を振り返ると、これまでに大きな転機が3度あったことがわかります。

まず一つ目は、初代代表世話人の青山裕一先生が2005年に当研究会を立ち上げられたことです。当時、東海ブロック所属の4県（愛知県、岐阜県、三重県、静岡県）のうち、愛知県を除く3県には独自の治療研究会が存在しておりました。愛知県は、中部支部放射線治療研究会（東海ブロック）と東海放射線腫瘍研究会技術部会の世話人を兼任されていた内山幸男先生が、両研究会を主に愛知県内で開催していました。そのため、県下会員の研究会受講機会は充足しているとして愛知県単独の研究会は存在していませんでしたが、この時期に日本放射線治療専門放射線技師認定機構（初代理事長、木村千明先生）が設立され、審査認定された全国各地域の研究会に認定単位が付与されることになりました。この状況を鑑みた青山裕一先生が、県下の会員にとって愛知県独自の放射線治療研究会がないことは認定単位取得の機会を損なうことになると懸念し立ち上げられたのが当研究会の始まりです。

次の転機は清水秀年先生が代表の時代です。清水秀年先生は、研究会の規約の設置、認定団体への登録、認定単位の取得などの環境を整備し、また愛知県内の放射線治療施設との関係をより強固なものにすることで、愛知県放射線治療研究会が地域を代表する研究会になるまでに成長させました。さらに、卓越したリーダーシップと視野の広さにより、全国各地の著名な先生方からも講演をしていただけるようになり、当研究会は単なる知識交流の場にとどまらず、先進的な技術や最新情報を取り入れることができる研究会になりました。また、地域の中核病院から20代、30代の世代を世話人として協働する関係を構築し、研究会活動の中心に据えたことで、研究会が長期間にわたって運営できる礎を築いたことも非常に重要な功績です。若手のパワーのおかげで研究会の参加者も常時100人を超える規模に成長できました。

3度目の転機は言うまでもありませんが、新型コロナウイルスにより研究会の運営方法の変更を余儀なくされたことです。私が世話人を引き継いだ初年度である2020年は残念ながら開催することができず、先輩方のつないできた歴史を途切れさせてしまったのではないかと大変申し訳ない気持ちになったことを覚えています（恩師からは、君の日ごろの行いが悪いからだよ、と優しく諭されました）。そのタイミングで立ち上がったのが、中部支部放射線治療研究会東海ブロックの当代表世話人の山田薫先生と、石川県、福井県、富山県の北陸ブロックの代表世話人の小島礼慎先生（金沢大学附属病院）が中心となった7県合同の中部支部放射線治療セミナーです。地域の放射線技師の方々が知識を深める機会を失ってはいけない、と熱い気持ちを持った各県の代表世話人が工夫を凝らして、連日慣れないweb会議をしながら研究会の準備を進めたことは、今となっては良い思い出です。

### 3. これから

これまでの研究会の大きな流れとして、実習形式のものや小規模なものは減少傾向で、どちらかといえば、講義形式、大規模な研究会が増えているように感じます。これは、認定資

格の単位の影響も大いにあるかと思いますが、それにより若手の初めての研究発表の場や、学会発表のレベルには達していないものの外部の方の意見を伺いたいというレベルの発表をする機会が失われつつある状況を危惧しています。愛知県放射線治療研究会も立ち上げ当初は数時間、数十人の規模でしたが、昨年は開催時間が5時間を超え、200名を超える方からご参加をいただいております。大変ありがたい反面、地域の研究会として、草の根研究会の域を超えないように十分配慮が必要であると考えます。ともに悩み、苦労を共有できる仲間や、困ったときに頼れるつながりは常に存在してほしいと願います。

### 3. 1 草の根研究会としてのあり方

愛知県の草の根研究会といえば、中部放射線治療技師勉強会を挙げられる方も多いと思います。この会は1993年8月、かいつか山荘（大阪府）で開催された第13回放射線治療分科会夏季セミナーに、東海地方から参加された治療担当技師数名が発起人（青山裕一先生、佐々木浩二先生、廣瀬保次郎先生、加藤貴弘先生、島田秀樹先生、白井真理先生、高木等先生ら（ご所属は省略））となり活動を開始した会です。立ち上げ当時の先生にお話を伺ったところ「かたろう会のみなさまの熱意を肌で感じ、東海地方でも！と奮起した」ことや「和気藹々とした雰囲気でもなんでも相談しあえる環境であった」ことを教えていただきました。2006年からは、林直樹先生（藤田医科大学）が代表を務められ、東海地方の放射線治療が勢いを増すことで高まるニーズに応えるように、参加者もどんどん増えていきました。中部放射線治療技師勉強会は、2014年に東海放射線腫瘍研究会技術部会と発展的に合併をすることで役割を全うされたところですが、現在の愛知県放射線治療研究会の世話人の中にも、中部放射線治療技師勉強会の草の根マインドを受け継いでいる方も多数おりますので、日々研究会のあり方についてディスカッションをしているところです（図2）。



図 2. 愛知県放射線治療研究会世話人のご紹介（ご所属の50音順で記載）

### 3. 2 愛知県放射線治療研究会の特徴

愛知県放射線治療研究会では、研究発表のセッションを設けており、愛知県内の放射線技師の方々に研究成果を発表していただいております。また、藤田医科大学や名古屋大学の大学院生らが毎年のように発表をしていただき、熱いディスカッションが行われています。彼ら、彼女らが愛知県放射線治療研究会をステップに全国、世界へと羽ばたいていくことを楽しみにしております。放射線治療に関する内容であればなんでも OK と非常に間口の広いセッションですので、個人的には臨床の放射線技師の方々からの『・・・やってみた』発表をたくさん聞きたいなと思っております。「だまってみる僕」や「今日はもうヤメタ」とならずお気軽に演題登録をしていただければと思います。今年度は2023年12月17日に研究会を開催予定です（原稿執筆時点、図3）。

また、2020年度から始まった7県合同の中部支部放射線治療セミナーは現在も継続しており、今年度で4回目の研究会が2024年1月20日に開催予定です。各県の代表世話人の先生方とは今後も連携をしながら研究会の発展に貢献していきたいと思っています。

令和5年度愛知県放射線治療研究会

令和5年12月17日（日） 12時20分から17時00分

テーマ：「品質管理」と「安心安全な放射線治療」

地域交流  
愛知県内治療施設3施設、愛知県内教育機関3施設の先生方

研究発表  
藤田医科大学大学院生、名古屋大学大学院生

特別公演、教育講演、基礎講演  
『がん治療におけるこころのケア』 名古屋市立大学病院 臨床心理士 伊藤嘉規 先生  
『実例から学ぶ！医療安全対策の第一歩』 愛知医科大学病院 須田康介 先生  
『MU 独立検証について-手計算からAAPM TG219 まで-』 大垣市民病院 松山哲也 先生

QRコード

J-SRTのRacNeから申し込み受付中  
ご参加お待ちしております！

日本放射線治療専門放射線技師認定機構 1.0ポイント  
放射線治療品質管理機構 0.5ポイント

図3. 令和5年度愛知県放射線治療研究会開催案内

### 4. 課題

最近働き方改革に代表されるように、勤務時間が厳しく制限される傾向にあります。これは、ワーク・ライフ・バランスの実現を目的としており、一日24時間のうち、業務に投下できる時間が従来よりも少なくなっているといっても過言ではありません。これは時代の流れとして受け入れるほかないと思いますが、この大きな流れの中で、研究会に携わっている者として、悩みを共有させていただきます。

#### 4. 1 開催方式

労働生産性において、『成果 = 生産性 × 投下時間』が唯一無二の法則であることは言うまでもありませんが、現在の限られた投下時間の中で当研究会の成果を最大限に引き上げるためには、web で開催することは最適解の一つであると考えます。対面開催には web 開催には代えがたいメリットがあることは重々承知しているつもりですが、そのメリットを web 開催で享受する方法はないのか？を考えることも我々の重要な任務であると思います。ただし、研究会の規模や目的によっても異なってくると思いますので、web 開催、対面開催、ハイブリッド開催など、今後も目的に合わせて柔軟に可能性を探っていきたいと思います。

#### 4. 2 対価

病院勤務の放射線治療担当技師は、時間内は照射業務、照射終了後は品質管理等に関する業務を実施しているため、ほぼ毎日時間外に突入しているというご施設の先生方も多いと思います（病院勤務以外の先生方がお忙しいことは言わずもがなです）。また、病院勤務の放射線技師にとって、学会活動を含む研究活動が業務として認められていることはまれで、ほとんどの方々は研究活動を時間外に実施していることと推察します。そのうえで、投下時間に制限がかかっていると、ますます研究がしにくい（研究会がなりたない）環境になっていることは間違いありません。この大変厳しい状況下においても、ご発表をご快諾いただいている講師の先生方、運営に携わっていただいている世話人の方々には本当に頭が下がります。しかし、彼ら、彼女らのほとんどは報酬が一切ないことを忘れてはいけません。今は何とかご協力いただいているご本人、ご施設の方々のご理解のもと成立している体をなしておりますが、ご本人やご家族を犠牲にしてまでの自助努力には限界があり、人材不足がより顕著になる数年後には成り立たなくなることは論を俟ちません。そして、最終的に放射線治療を志望する人材がどんどん減ってしまうのではないかと危惧しています。現役世代の私たちは、「近頃の若いやつは」とか「いつかきっと分かってくれるだろう」と言っている場合ではなく、一刻も早く解決する方法を考えなければなりません。いまだ結論は出ておらず現在も悩んでいるところです。

これまで自助・互助・共助・公助のバランスをとりながら運営をされてきた歴史に最大限の敬意を払いつつ、新時代に向かっていく時期に差し掛かっている現状を認識しているところです。しばらくはこの葛藤の中で世話人の方々と四苦八苦しながら運営をしていくことになりそうです。

#### 5. おわりに

愛知県放射線治療研究会が立ち上がってから約 20 年がたち、参加者 28 名で始まった研究会が今では 200 名を超える方々にご参加いただけるようになりました。そして、打ち抜き原体照射に始まった研究会が今では VMAT に関するご発表に生まれ変わっており、地域の先輩方が築き上げた歴史と DNA が確実に受け継がれていることを感じます。一方、今後 20

年，研究会がさらに発展し，次の世代に良い形でバトンを引き継いでいくためには，今日が人生で一番若い日と自分に言い聞かせ，「若い僕らの夢」を実現させるために，困難な課題をひとつずつ解決していかなければならないと思います．今後とも，当研究会について，ご指導ご鞭撻のほど，どうぞよろしく願いいたします．申し遅れましたが，わたくし愛知県放射線治療研究会で世話人をさせていただいております，1985年8月12日生まれの愛知県がんセンターの青山貴洋と申します．

紙面を作成するにあたり地域の研究会の歴史と変遷を学ぶ大変よい機会となりました．作成に際しご助言をいただきました関係者の皆様に深くお礼申し上げます．偉大な先輩方から直接お話を伺うたびに，「植田俊男先生の頃から受け継がれる愛知県がんセンターの歴史」についても教えていただき，当センターの先輩方はじめ東海地方の放射線治療の黎明期を支え，発展に貢献された先生方に改めて敬意を表します．最後になりましたが，このような機会を与えていただきました日本放射線技術学会放射線治療部会の先生方に深く感謝申し上げます．

#### 参考文献

1. 青山裕一，東海地域の広域的研究会の紹介，日本放射線技術学会放射線治療分科会誌 vol. 23(1)， 75-77， 2009.
2. 林直樹，語り継がれる照射技術と地域文化 東海地域の研究会等の紹介，日本放射線技術学会放射線治療分科会誌 vol. 33(1)， 99-105， 2019.

# 世界の論文シリーズ

**CBCT imaging: a simple approach for optimizing and evaluating concomitant imaging doses, based on patient-specific attenuation, during radiotherapy pelvis treatment**

CAROLINE ORDONEZ-SANZ, et al.

British Institute of Radiology. 2021 August;94(1124):2-9.

## 背景・目的

この調査の目的は、患者の体型に応じた CBCT の撮影条件を選択する方法を提案することである。近年英国では、CBCT 撮影線量に関する国家的な調査や、IGRT の実施と使用のガイドライン発刊等、CBCT 撮影線量の最適化の必要性が提唱されている。

本文献では患者体格に基づいた骨盤部撮影プロトコルを導入し、線量を最適化するための簡単な方法を提示している。具体的には、計画 CT 撮影時の線量指標(CTDIvol の値)に基づいて患者をグループ化し、グループごとに対応する撮影条件を選択することで画質と撮影線量を最適化する方法の有効性を検証している。

## 方法

計画 CT 撮影時に取得する CTDIvol の値を用いて患者を 4 つのグループに分類する (Small, Medium, Large, Extra Large) 方法を検討し、グループを表現するファントムの作成を行った。作成したファントムを被写体として撮影条件を調整して CBCT 撮影を行い、最適な撮影条件を調査した。結果を患者の撮影条件選択に利用した。

各ファントム内で Catphan®の均一性セクションが撮影・解析され、一貫した ROI 内で 25 HU を基準としたノイズレベル (膀胱ノイズと同等) を与える露出設定が最適値として選択された。

次に数名の患者を選び、最初の数回の治療時に新しいプロトコルの画像設定に加えて、標準的な撮影条件 (メーカー推奨値) にて CBCT 画像の撮影を行った。これらの画像は、臨床医と放射線技師の両者によって視覚的に評価されました。さらに画質の物理的比較のため、膀胱ノイズの定量分析も行った。この調査の効果をさらに定量化するため、“Pelvis Spotlight”で撮影された 110 人の患者を対象としたレトロスペクティブな解析が行われ、施設の患者層に対する撮影線量変化が確認された。

## 結果・考察

計画 CT 撮影時に取得する CTDIvol の値は患者のグループ化に有効であった。十分な画質を確保するための撮影条件は S,M,L グループは大幅に減少可能であり、逆に XL グループでは 39%の増加が必要であった。CTDIvol の値は患者の体格に基づくグループ分けの信頼性の高い方法である。ただし、計画用 CT スキャナーのアップグレード時には、新しい CTDIvol 値と CBCT 撮影条件の再構築が必要であることに注意が必要である。



Catphan®の撮影により導き出した撮影線量は、S,M,Lグループにおいて、それぞれメーカー初期設定値と比較して-83%、-57%、-19%の低減し、逆にXLグループにおいて39%増加したが、画質改善効果による位置照合精度が向上し、最適化された。臨床医は、最適化された画像は画質が許容され、目的に対して適切であると判断した。膀胱部ノイズレベルもそれぞれ25-30 HU程度で同等であった。

110人中92% (S,M,Lグループ)の患者が線量の減少による恩恵を受けた。一方8% (XLグループ)は、十分な画質の画像を得るために標準的な撮影条件(メーカー推奨値)より多くの線量を必要とした。CBCTの撮影条件を最適化することで、患者の撮影線量を大幅に削減することが可能であることが示された。線量が低く、患者へのリスクが少なければ、臨床医にとって追加撮影の正当化も容易となる。

## 結論

計画CTに基づく分類による4つの患者グループ(S/M/L/XL)に対して、最適な撮影プロトコルを確立した。標準的なCBCT撮影プロトコルを使用している他の施設にとって、この研究により放射線治療におけるIGRT線量について深く理解すること、線量最適化に寄与することで患者の利益となる。

## コメント

CBCT画像は、軟組織マッチング、患者の体重減少のモニタリング、および適応放射線治療を可能にする非常に有用なツールである。特にセットアップマージンの削減を可能とし、正常組織障害発生確率低減と治癒率向上を実現できることは大きなメリットである。しかし、前立腺癌の放射線治療の場合、CBCTを毎日撮影すると1 Gyを超える臓器線量になる可能性があり、懸念事項となっている。

英国においても本邦同様に医療被曝の最適化の法整備が進み、IGRTの最適化についても議論が進んでいる。さらに、CBCTの有用性および必要性の認識も本邦と同様であり、撮影線量の最適化法が検討されている。英国では、治療期間中に撮影できるCBCT画像の繰り返し回数に制限が設けられているようであるが、本邦では各施設の判断に委ねられているのが現状である。

最適なCBCT画像とは、位置照合に必要な最低限の画質を満たすもので、標準的な設定を使用した場合と同等以上の品質である必要はない。本文献では最適化の基準値は膀胱ノイズ25 HUを採用しているが、妥当であるのかは疑問が残る。私見であるが、軟部組織の解剖学的な位置照合を行うのであれば低コントラスト分解能の物理指標で評価するべきと考えている。また、患者をグループ化して撮影条件を選択しているためグループ内の撮影条件は一律である。グループごとではなく患者個々の体格に応じた最適線量の選択が良いと考えている。

今後、画像診断領域のX線装置と同様にCBCT装置の進歩が進み、最適な撮影線量が低減されることを期待する。血管撮影装置のように自動露出機構を搭載したFPDがCBCT(IGRT)撮影用として商用化されれば、患者個々の体格やX線の入射角度に応じた出力を調整することが可能となり、より最適化された撮影が可能となるであろう。最適化された撮影線量を記録することで、画像診断と同等の管理が実現できると考えている。

磯邊 哲 (順天堂大学医学部附属 順天堂医院)

# 世界の論文シリーズ

Upright patient positioning for pelvic radiotherapy treatments

Boisbouvier S., Boucaud A., Tanguy R. et.al., Tech. Innov. Patient Support Radiat. Oncol., 2022; 24: 124-130

## 【背景・目的】

外部放射線治療は、臥位でポジショニングされた患者の周りを C-arm 型ガントリが回転して行われるのが一般的であるが、近年、立位または座位でのポジショニングがいくつかの治療領域において治療過程や治療後の転帰を改善する可能性があるという報告がある。胸部領域では、仰臥位と比較して立位で、肺の頭尾側方向の呼吸性移動が減少することや、最大呼気時の体積が増加することが明らかになっており、立位・座位ポジショニングでの放射線治療により、正常肺への線量を低減できる可能性がある。また、骨盤内臓器の位置を立位と仰臥位で比較した研究では、立位の場合、膀胱が腹背方向に伸展することで小腸が骨盤内に落ち込む頻度を下げることができ、前立腺がんなどの骨盤領域でより安全な治療を行うことができる可能性があると報告している。さらに、頭頸部領域では、立位・座位ポジショニングにより、患者セットアップが容易になり、再現性や患者の快適性が改善するという報告もある。

Leo Cancer Care (LCC) 社は、立位・座位放射線治療のための位置決めシステムや立位 computed tomography (CT)、水平固定型 linac などの新たなシステムを開発した英国の医療機器メーカーである。本研究では、骨盤内腫瘍に対して放射線治療を施行した患者を対象に、LCC 社が開発した椅子型の立位・座位位置決めシステムの固定精度、セットアップ時間、患者の快適性について評価検証した。

## 【方法・結果・考察】

2021 年 10 月から 2022 年 6 月までに放射線治療を施行した、骨盤内腫瘍患者 16 名（男性 8 名、女性 8 名）を対象とした。椅子型の立位・座位位置決めシステムの評価検証は、放射線治療期間中の各患者に対して計 3 回実施し、セットアップは 1 または 2 名の放射線技師によって行われた。セットアップ時、各患者の背中と骨盤の形に成形したバキュームクッション、ヘッドレスト、腹部ベルト、アームサポートが使用された。椅子の背もたれは後方に  $5^{\circ}$ 、座面は前方に  $50^{\circ}$  傾斜させ、座面の高さは患者の脚の長さに合わせて調節した。患者の背面を椅子上のバキュームクッションに密着させた状態で、脛当てと踵当てを用いて下腿と踵の位置を固定した。セットアップ後、LCC 社が開発した光学誘導・追跡システム (OGTS: optical guidance and tracking system) を用いて、患者の前方および側方の光学画像が取得された。

椅子型の立位・座位位置決めシステムのフラクション間の固定精度を評価するために、初回ポジショニング時に OGTS で取得された基準画像と 2, 3 回目の再ポジショニング時の画像との間でレジストレーションを行い、x, y, z 軸方向の位置のシフト量を算出した。レジストレーションは、大腿部と骨盤の高さの皮膚面で行った。再ポジショニングによる位置のシフト量は全ての方向において平均 1 mm 以下であり、本研究での 3 回のフラクション間では正確な再ポジショニングできた。また、セットアップ完了後、フラク

ション内の固定精度を評価するため、椅子のヘリカル運動による模擬治療を 20 分間実施し、4 分ごとに OGTS による画像の取得と基準画像からの位置のシフト量を算出した。20 分間の模擬治療中の位置のシフト量は、平均で 1 mm 以下であった。従来の VMAT のビームオン時間が 2-3 分であることを考慮すると、立位・座位ポジショニングでも安全な治療を行うことができると考える。

初回および再ポジショニングに要した時間と模擬治療終了後に患者が椅子から離れるまでの時間を計測した。2 名の放射線技師でセットアップした場合、セットアップ時間を大幅に短縮することが可能であり、初回ポジショニングに要した時間は平均 5.0 分、再ポジショニングに要した時間は平均 2.9 分であった。過去の文献では、体表面画像誘導で前立腺がん患者を仰臥位で再ポジショニングした場合、平均 2.8 分かかったという報告がある。模擬治療が終了してから患者が椅子から離れるまでの時間は、平均でわずか 0.6 分であり、非常に短時間であった。

椅子型の位置決めシステムによる立位ポジショニングと従来の仰臥位ポジショニングの質的評価に関する 10 個の質問を 5 段階評価した。立位ポジショニングに対する患者の主観的評価は、少なくとも仰臥位と同等、項目によってはそれ以上であり、椅子への乗り降りのしやすさ、呼吸のしやすさ、直立姿勢での安定感については、仰臥位よりも高く評価された。一方で、立位ポジショニングで装着した腹部ベルトの位置が上腹部の高さに合わなかった患者がいたため、腹部ベルトについてはさらなる改善が必要であった。

本研究は、骨盤内腫瘍患者を対象に椅子型の立位・座位位置決めシステムを評価検証した初の研究であり、放射線治療に新たな方向性をもたらす結果が得られた。胸部や頭頸部腫瘍患者でも同様の検証を行う必要があり、位置決めシステムの背もたれ形状やアームサポートをさらに改良していく予定である。

#### 【コメント】

立位・座位放射線治療は、直立姿勢（立位または座位）で患者をセットアップして行う治療方法であり、ビーム入射方向を固定し、患者を回転させることで多方向からの放射線照射が可能である。このアイデアは、C-arm 型ガントリによる治療が標準化された今から 60 年以上前にはすでに存在していたが<sup>1)</sup>、近年の立位・座位位置決めシステムの商用化や立位 CT の研究開発<sup>2)</sup>、立位と臥位間での体内臓器の変化に関する研究<sup>3)</sup>などにより、立位・座位ポジショニングでの放射線治療の実現性がさらに高まったと考える。実際に、ウィスコンシン大学病院では、LCC 社の立位・座位位置決めシステムと HITACHI 社の陽子線治療システムを組み合わせた立位・座位陽子線治療システムの導入が決定している。立位・座位放射線治療は、従来の回転ガントリを使用しないため、治療装置（特に粒子線治療装置）の小型化が可能であり、治療装置の導入費用の削減が期待される。また、performance status が高い患者は、より日常生活に近い状態で治療を受けることができるため、患者の負担軽減やセットアップの簡略化なども期待される。本稿で紹介した LCC 社の椅子型の位置決めシステムを ESTRO 2023 の機器展示で実際に試したが、背部のパキュームクッションと腹部ベルトによる固定に加え、膝下から踵までも固定されるため、骨盤領域に関しては安定感が非常に高い印象であった。今後、立位・座位ポジショニングによる体内臓器の位置や体積、呼吸性移動の変化が線量分布計画時に与える影響について明らかにしていく必要がある。

- 1) Mackie T.R., Towe S., and Schreuder N., Is Upright Radiotherapy Medically and Financially Better? AIP Conference Proceedings, 2021
- 2) Jinzaki M., Yamada Y., Nagura T. et al., Development of Upright Computed Tomography With Area Detector

for Whole-Body Scans: Phantom Study, Efficacy on Workflow, Effect of Gravity on Human Body, and Potential Clinical Impact, *Invest. Radiol.*, 2020; 55 (2): 73-83

- 3) Yamada Y., Yamada M., Chubachi S. et al., Comparison of inspiratory and expiratory lung and lobe volumes among supine, standing, and sitting positions using conventional and upright CT, *Sci. Rep.*, 2020; 10 (1): 16203

小熊 航平

慶應義塾大学 医学部 腫瘍センター

# 世界の論文シリーズ

Treatment With Stereotactic Ablative Radiotherapy for Up to 5 Oligometastases in Patients With Cancer: Primary Toxic Effect Results of the Nonrandomized Phase 2 SABR-5 Clinical Trial.

Robert Olson, MD; Will Jiang MD; Mitchell Liu MD; et al. JAMA Oncol. 2022;8(10):1644-1650.

SABR-COMET 試験によりオリゴ転移に対して定位放射線治療 (Stereotactic ablative radiotherapy: SABR) を行うことによって、全生存期間が延長することが示された。しかし一方で、高グレードの有害事象 (Grade 2 以上で 28.8%, Grade 5 で 4.5%) の発生率が懸念されている。

SABR-COMET 試験に参加したカナダのブリティッシュコロンビア州の6つのがんセンターは、SABR-COMET 試験の結果が公表されるまでに、州内での SABR の需要が高まることを予想し、この臨床試験のプロトコルを作成した。この臨床試験では、SABR-COMET 試験と比較して、登録人数を増やし、主要評価項目を晩期有害事象の発生率とした。

## Methods

### Study Design

本臨床試験の適格性基準は、組織学的にがんと診断された Eastern Cooperative Oncology Group Score が 0-2 であり、画像診断で転移性疾患が確認され、かつ原発巣が根治的治療を受けたか、緩和照射もしくは全身療法で制御されている 6 ヶ月以上の余命が見込まれる成人患者とした。転移性疾患の数については、オリゴ転移およびオリゴ進行がんのどちらであっても最大 5 個までを適格とした。脳転移は今回、除外された。

### Procedures

治療計画は、OAR の線量制約を優先して立案され、ターゲットのカバレッジは PTV D95 を目標とした。しかし、OAR が近い場合は D50 までカバレッジを下げることを許容とした。

### Outcomes

本臨床試験の主要評価項目は、National Cancer Institute Common Toxicity Ver.4 に基づき評価された有害事象と患者報告アウトカムによる QOL とした。本報告では、有害事象の評価結果について提示する。これまでの報告より SABR に関連する有害事象の合理的な発生率は、それぞれ Grade 5 が 5%未満、Grade 4 が 10%未満、Grade 3 が 25%未満と定義された。

副次的評価項目は、無増悪生存期間、SABR からあらゆる部位での病勢の進行または死亡までの期間、全生存期間、病変制御率、全身療法の開始または再開までの期間、および追加の化学療法/全身療法の治療サイクル数とした。

各有害事象は、SABR と関連しない、関連しそうでない、関連する可能性がある、おそらく関連する、

または確実に関連するの5つに分類し、可能性がある、おそらく、確実に関連するを解析に含めた。

### Statistical Analysis

SABR-COMET 試験では含まれていなかったリンパ節転移を含めた治療部位別のサブ解析を可能とするため、登録予定人数は400人とした。有意水準は0.05とした。

### Result

2016年6月から2020年11月までにブリティッシュコロンビア州の6つのがんセンターで381人の患者が登録された。平均 (SD ; 範囲) 年齢は、68 (11.1 ; 30 - 97) 歳であり、解析時の追跡期間中央値 (範囲) は、25 (1 - 54) ヶ月であった。SABRで治療された単発転移を有する患者のうち、214人 (81%) がオリゴ転移病変を有し、49人 (19%) がオリゴ進行性病変を有していた。

### Toxic Effects

SABRに関連する Grade 2, 3, 4および5の累積有害事象 (患者ごとの最高 Grade に基づく) は、それぞれ 14.2% (95%CI, 10.7% - 17.7%), 4.2% (95%CI, 2.2% - 6.6%), 0%, および 0.3% (95%CI, 0% - 0.8%) であり、Grade 2以上の有害事象発生率は18.6% (95%CI, 14.7% - 22.5%) であった。

部位別では、多くの部位では Grade 3以上の有害事象の発生率は5%未満であったが、肝転移に対する SABR では10.3%、副腎転移に対する SABR では6.7%で Grade 3以上の有害事象が認められた。

Kaplan-Meier 解析による Grade 2以上の有害事象の2年後の累積発生率は8%、4年後の累積発生率は23%であり、Grade 3以上の有害事象の累積発生率は2年後で4%、4年後で6%であった。有害事象の発生率は3年目までは経時的に増加し、その後は安定した。

オリゴ転移を有する患者とオリゴ進行性病変を有する患者の SABR に関連する Grade 2以上の有害事象の発生率は、それぞれ18.2% (95%CI ; 14.0% - 22.5%) および20.6% (95%CI ; 10.0% - 30.6%) であり、2群間で統計的有意差は認められなかった。

また、単発転移に対して SABR を施行した患者と多発転移に対して SABR を施行した患者の Grade 2以上の有害事象の発生率は、それぞれ16.7% (95%CI ; 12.2% - 21.2%) および22.9% (95%CI ; 15.3% - 30.5%) であり、2群間で統計的有意差は認められなかった。

結腸癌の肝転移に対して SABR (54 Gy/ 3fr) を行った患者で Grade 5の有害事象が認められた。この患者では、右胆肝道に125%の hot spot があり、central hepatobiliary tract (脾静脈の合流部から左右の門脈の最初の分岐までの範囲を15 mm 拡張した範囲) の  $V_{BED1072}$  Gy は66 cc,  $V_{BED1066}$  Gy は69 cc,  $D_{meanBED10}$  は、42.7 Gy であった。患者は、15 か月後に胆道狭窄をきたし、胆道ドレーンが必要となり、その後、胆管炎と真菌血症を発症した。最終的には、胆道ドレーンに関連した胆道感染症により死亡した。

### Discussion

今回の比較的大規模な集団ベースの第2相非ランダム化臨床試験では、グレードの高い有害事象の発生率は事前に設定したカットオフ値より低い結果となった。Grade 3 - 5の有害事象の累積発生率が5%未満であったという結果は、オリゴ病変に対する SABR は安全であるということを示唆している。しかし、Grade 5の有害事象が1件報告されたことは、SABR の潜在的な有害事象と、特に腹部に転移病変を有する患者には十分なエビデンスを持って慎重に治療を行うことの必要性を再確認させるものであった。本試験で得られた Grade 3以上の有害事象の発生率は、SABR-COMET 試験より低値であったが、その他の

非無作為化試験と比較すると同程度であった。その他の研究では、追跡不能となった患者を考慮できず、検出バイアスにつながる可能性などが指摘されていたため、本試験では、正確に有害事象を記録するためにブリティッシュコロンビア州の6つのがんセンターで統一された電子記録システムを使用し、有害事象審査委員会を設置して Grade 3 以上の有害事象の評価を行った。

肝臓および副腎の SABR では、Grade 3 以上の有害事象の発生率が高く、それぞれ 29 例中 3 例 (10.3%)、および 15 例中 1 例 (6.7%) であった。今後、追跡期間中央値 4 年経過時点で、再解析を行い Grade 3 以上の有害事象の発生率の高さが持続するかを再検討する予定である。概して、肝臓および副腎に対する SABR を行うときは注意を払うことを推奨する。今回肝臓に対する SABR に関連する Grade 5 の有害事象が認められた 1 人の患者では、胆肝道にホットスポットが認められた。胆肝道系の有害事象を予測する因子として次の新たな線量制約が提唱されており、肝転移の場合は、 $V_{BED10}72 \text{ Gy} < 21 \text{ cc}$ 、 $V_{BED10}66 \text{ Gy} < 24 \text{ cc}$ 、原発性肝がんの場合は、 $V_{BED10}40 \text{ Gy} < 37 \text{ cc}$ 、 $V_{BED10}30 \text{ Gy} < 45 \text{ cc}$  とされている。

同様の臨床試験である SABR-COMET 試験と本試験を比較すると、適格基準はほとんど同様であった。主な相違点としては、登録患者数が多いこと (本試験: 381 人, SABR-COMET: 99 人) であり、これによって統計的な検出力が高まった。もう 1 つ、オリゴ進行性病変を本試験では組み入れたことである。このことは生存成績とは関連が認められたが、SABR の有害事象では有意差は認められなかった。

## Conclusion

今回行われた非無作為化臨床試験の結果は、オリゴ病変に対する集団ベースの第 2 相試験において、オリゴ病変に対する SABR が比較的安全であることを示唆している。今回の試験のプロトコルに基づいて治療した場合、Grade 2 以上、3 以上、4 以上および 5 以上の有害事象発生率は、それぞれ 20%未満、5%未満、0.5%未満、0.5%未満であった。これらの結果は、厳しいピアレビュー、品質保証、OAR の線量制約を遵守することにより、SABR が acceptable な有害事象発生率の範囲内で施行可能であることを示唆している。

## コメント

今回紹介した論文は、近年行われることが多くなった定位放射線治療の論文である。当院でも、さまざまな部位に対して行われ始めており、治療計画を立案する際には OAR の線量制約に悩ませられる状況がしばしば発生している。SABR を施行する多くの施設において、同様の場面に直面することが考えられたため、本論文を紹介させていただいた。

SABR が比較的安全に施行可能なことは報告されているが、SABR-5 試験および SABR-COMET 試験においても Grade 5 の有害事象が発生していることを忘れてはいけない。SABR-5 試験では腹部症例であったが、SABR-COMET 試験では肺など他の部位でも死亡例が報告されているためすべての部位で Grade 5 の有害事象がおこる可能性を考慮して、慎重に治療を行うことが重要であることを再確認した。

今後もオリゴ病変に対する SABR に関する最新の報告を踏まえ、より安全に SABR が施行できるよう日々精進していきたい。

宮内 輝 (がん研有明病院)

# 世界の論文シリーズ

Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors

磁場下における標準計測法；フォーマリズムと電離箱補正係数

D. J. O'Brien, D. A. Roberts, G. S. Ibbott, G. O. Sawakuchi

Medical Physics 43(8) (2016) 4915-4927

本論文は MR リニアックにおける標準計測法について述べられています。磁場下において X 線は磁場の影響を受けませんが、物質との相互作用で 2 次電子が発生した途端に磁場の影響を受けローレンツ力により電子の進行方向が変わります。この影響は空気のような低密度の物質中で強くなり、電子リターン効果 *electron return effect* として異なる密度の境界領域において線量分布が変化します。標準計測法においても磁場補正係数の導入や磁場に対する電離箱の設置方向など考慮すべき項目があります。本論文をとおして磁場下における放射線の挙動について考える場になれば良いと思います。なお著作権の問題で図表そのものは載せられませんが、本論文は *free access* のため下記の URL からダウンロードしていただき本稿の図表番号と照らし合わせて原文の図表を見ていただければと思います。

<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1118/1.4959785>

## 要旨

目的:MR ガイド下放射線治療(MRgRT)は、X 線ベースの画像を用いる標準的な IGRT と比較して優れた軟部組織のコントラストとリアルタイム画像を提供する。いくつかのグループが MRgRT 装置を開発した。これらの MR リニアックによる標準線量計測では、線量校正に用いられる電離箱の応答に対する磁場の影響を考慮する必要がある。ここで我々は MRgRT 装置による標準線量計測の式を提案する。また、磁場下における  $TPR_{20,10}$  および  $\%dd(10)_x$  線質指標の適合性を調べ、さまざまな電離箱に対する磁場の影響を考慮するために磁場補正係数をモンテカルロシミュレーションにより計算した。

方法:我々は MR リニアックの照射ヘッドおよび点線源のモンテカルロモデルと、Exradin A19, NE2571, およびいくつかの PTW Farmer 形電離箱の詳細なモデルを用いて、3 種類のチェンバ構造の 6 本の商用電離箱の磁場補正係数を計算した。 $TPR_{20,10}$ 、 $\%dd(10)_x$  および Spencer-Attix の水に対する空気の質量制限衝突阻止能比についても計算した。この結果は、さらに臨床使用前の MR リニアックで実施した計測値を用いて検証した。

結果: $TPR_{20,10}$  は磁場の存在に依存しなかったが、横方向の 1.5 T 磁場下での  $\%dd(10)_x$  の相対変化は 2.4% であった。磁場補正係数は検出器の向きによって異なりチェンバが磁場と平行な場合に最小の補正値が得られた。

結論:標準線量計測は、磁場補正係数を用いて MRgRT 装置で行うことができるが、線質の詳細とチェンバの向きの選択には注意が必要である。この条件の下で達成可能な不確かさは従来のフォーマリズムの不確かさと同様であるが、これらはさらに定量化する必要がある。



## 1.はじめに

### 1.1 背景

いくつかのグループは、MRI を装備した新しい外照射治療装置を開発した。強い磁場は光子ビームに直接影響を与えないが、ローレンツ力により二次電子の軌跡に影響を与え、電離箱と固体検出器（ダイオードとダイヤモンド検出器）の線量応答や水中の線量分布に影響を与える。磁場の存在下で標準線量計測を行うには、これらの影響を補正する手法と標準化するためのフォーマリズムを開発する必要がある。

私たちの知る限り現在までに磁場の存在下で研究されているのは、市販されている2種類の電離箱のみである（NE2571, PR06C）。MeijsingらはNE2571 チェンバの応答を計測し、磁場に対する電離箱の設置方向に依存して磁場強度によっては最大8%~11%変化すると報告した。また、チェンバをモデル化しモンテカルロシミュレーションを行ったところ、統計的、実験的な不確かさに基づく計測値とよく一致した。チェンバの長軸、磁場、ビーム方向がすべて直交している場合の平均差は0.45%である。ReynoldsらはPR06Cチェンバをモデル化し、磁場によるチェンバ応答の同様の变化を観察した。SimitらはNE2571の応答を計測し、温度、気圧、極性効果、イオン再結合の影響に対する電離箱の応答を補正する際に、1.5 T 磁場の存在下での新しい補正係数  $P_{1.5T}$  を用いることを提唱した。なお、極性効果、イオン再結合は磁場の影響を受けないことがわかった。この補正係数は、同じ線量を与えた磁場の有無で計測したチェンバの応答の比として定義された。

しかしながら、実際には従来の装置ではなく、MR ガイド下放射線治療(MRgRT)装置を用いて標準計測を行うときに変化するパラメータはチェンバの応答だけではない。これらの新しい装置の設計は従来のリニアックとは大きく異なる。カナダの Cross Cancer Institute は、ビームの方向に対して縦方向または横方向に磁場を向けた状態で操作できるMRI用の「バイプラナ磁石」とリニアックを組み合わせたシステムを設計した。Elekta MR リニアックシステム(Raaymakersらによって述べられた実験システムに類似)は、ビーム方向に対して横方向の構成で磁場を固定した1.5 Tのソレノイド磁気システムを用いている。オーストラリアの Ingham 研究所は、オープンボア設計のMR リニアックを開発し、ViewRay システムはリニアックではなく3個の $^{60}\text{Co}$ 線源の面に対して横方向に0.35 Tの磁場を用いている。MRgRT装置の寸法と物理的な構造は、特に十分な散乱状態を維持しようとするとき可能なSSDは標準の100 cmを超えるものに限定される。このことは、SSD100 cmでの $\%dd(10)_x$ の測定を要求するTG51プロトコルによるMRgRT装置の線質の決定にかかわる。延長したSSDでの計測では、標準的なSSD(100 cm)に変換するための補正が必要になる。このことは、SSDに依存しない $\text{TPR}_{20,10}$ を線質指標とするTRS398に対しては当てはまらない。しかしながら、 $\text{TPR}_{20,10}$ 線質指標もまたMRgRT装置がFFFビームを用いるので補正が必要である。さらに、線量分布に対する磁場の影響は、これらの線質指標の値とSpencer-Attixの水に対する空気の質量制限衝突阻止能比との関係も変化させる可能性がある。まとめると、これらの要因が従来の基準条件の確立と線質の決定が困難または不可能にするため、標準線量計測のフォーマリズムを改訂する必要がある。

本研究の目的は、磁場存在下での標準計測法の一般式を開発しMR リニアックにおける線質決定の問題を研究することである。また、Elekta MR リニアックシステムについて市販の電離箱の個々の磁場補正係数を計算した。

## 1.2 フォーマリズム

標準計測法におけるフォーマリズムはTG-51やTRS-398などの標準線量計測プロトコルによって定義されている。

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0},$$

(1)

MR リニアックで標準的な基準条件を確立することの難しさを考えると、小照射野や非標準ビームについては、Alfonso らのフォーマリズム TRS483 を引き合いに出すことが有用である。このフォーマリズムの下では、装置固有の基準照射野  $f_{\text{msr}}^*$  (章末に補足説明あり) が定義された。そして、装置固有の線質  $Q_{\text{msr}}$  における装置固有の基準照射野  $f_{\text{msr}}$  の水吸収線量  $D_{w,Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}$  は、

$$D_{w,Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}} = M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{Q_{\text{msr},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}}},$$

(2)

磁場をかけるとチェンバの線量応答が変化する可能性があるため追加の補正が必要になる。これを説明するために、線質  $Q_{\text{msr}}$  のときの装置固有の基準照射野  $f_{\text{msr}}$  において、適用した磁場  $B$  における水吸収線量  $D_{w,Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}}$  を決定するために次の式を提案する。

$$D_{w,Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}} = M_{Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}} N_{D,w,Q_0} k_{Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}},$$

(3)

ここで、 $k_{w,Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}}$  は統合した線質と磁場補正係数で次式で定義される。

$$k_{Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}} = k_{Q,Q_0} k_{Q_{\text{msr},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}}} k_B^{Q_{\text{msr}}},$$

(4)

ここで、 $k_B^{Q_{\text{msr}}}$  は、電離箱の線量応答に対する磁場の影響を説明する新しい補正係数（磁場の有無による線質変換係数の比）であり次式で定義される。

$$k_B^{Q_{\text{msr}}} = \frac{D_{w,Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}} / M_{Q_{\text{msr}}}^{B,f_{\text{msr}}}}{D_{w,Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}} / M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}}.$$

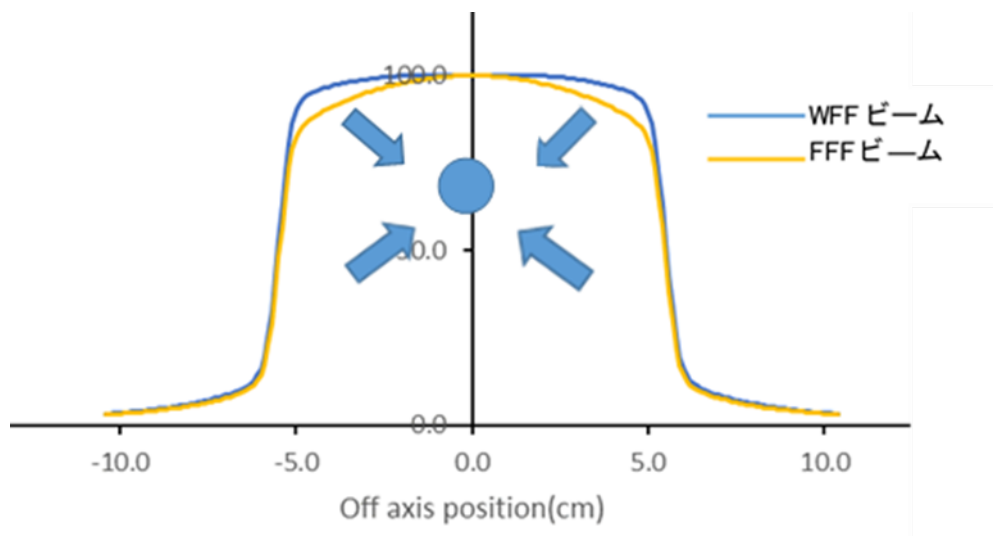
(5)

上付き文字  $Q_{\text{msr}}$  は電子の回転半径が電子の運動エネルギーに依存するため、この係数も線質に依存することを示している。しかしながら、線質が  $k_B^{Q_{\text{msr}}}$  にどの程度強く影響するかは現在のところわかっていない。従来のビームで計測を行う場合(つまり、 $B$  が磁場 0T を表す場合)、 $k_B^{Q_{\text{msr}}} = 1$  であり式(3)は式(2)になる。標準的な基準条件が成立すれば、 $Q_{\text{msr}} \equiv Q$  と  $k_{Q_{\text{msr},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}}} = 1$  となり式(2)は、式(1)の基本式になる。同様に、式(3)は式(1)になる。したがって、この式はあらゆる MR リニアックシステムに適用できる一般式であり、従来のリニアックにおける特殊なケースとして標準計測法の式に含まれる。このフォーマリズムの図を Fig.1. に示す。

このフォーマリズムを用いるには、MR リニアックの線質を正確に決定する必要がある。もし磁場の存在に依存しない線質指標があれば、これを用いて従来の方で式(4)の  $k_{Q,Q0}$  および  $k_{Qmsr,Q}^{fmsr,ref}$  の値を決定することができる。その場合  $k_{Qmsr}^{B,fmsr}$  を決定するために残るのは  $k_B^{Qmsr}$  係数のみである。もし  $k_B^{Qmsr}$  の線質への依存性が弱い場合、従来のリニアック線量計測から MR リニアックの線量計測への移行が大幅に簡素化される。しかしながら、式(4)は線質指標なしでは用いることができない。その場合  $k_{Qmsr}^{B,fmsr}$  は一次標準またはモンテカルロ計算から直接決定しなければならず、この量と Spencer-Attix の水に対する空気の質量制限衝突阻止能比は、磁場に依存する線質指標に関して再確立しなければならない。

**\*)IAIA TRS483 における  $f_{msr}$  の定義**

TRS483 において  $f_{ref}$  と  $f_{msr}$  なる 2 種類の照射野が定義された。  $f_{ref}$  (conventional reference field) は従来からの基準照射野のことで標準校正センターで校正に用いられる 10 cm×10 cm の照射野をいう。一方  $f_{msr}$  (machine specific reference field) は装置固有の照射野と定義されている。フラットニングフィルタありのビーム (WFF ビーム) は  $f_{msr} = f_{ref}$  であるが、フラットニングフィルタを有しない FFF ビームは、WFF ビームと比較して少ない散乱線成分と不均一な線量プロファイルの影響で  $f_{msr} \neq f_{ref}$  となる。つまり FFF ビームは  $f_{ref}$  ; 10 cm×10 cm よりも等価均一 (等価平坦化) 正方形照射野は小さくなり、TRS483 によるとリニアック FFF ビームの等価均一正方形照射野は 6 MV において 9.5 cm×9.5 cm となる。



**2.方法**

要旨参照

**3.結果**

**3.1 磁場補正係数**

$k_B^{Qmsr}$  の計算値を各方向(平行配置 // , 時計回りの垂直配置Ⓡ, 反時計回りの垂直配置Ⓢ, Fig.3.参照)について Table III.に示す。  $k_B^{Qmsr}$  は平行配置で見られる最小の補正值(<1%)で方向性への明確な依存性を示した。非防浸タイプの NE2571 ( $k_B1.001$ ) と PTW 30011 ( $k_B1.000$ ) は平行配置での補正は必要ない。時計回りの垂直配置の補正は平均 3.9%, 標準偏差 (変動) は 0.2%で検出器の設計への依存性がほとんどないことが示された。一方、反時計回りの垂直配置の補正は平均 3.0%, 変動は 0.7%と時計回りよりも

大きかった。この配置ではステムで生成された二次電子が有感体積に向かって押し出される傾向がある。変動の増加は、電極やステムの材質と形状に関するチェンバ間の設計の相違の結果であり、ファーマ形電離箱間の壁設計の相違よりも複雑である。水吸収線量は、磁場が存在する場合に  $0.5 \pm 0.1\%$  低く計算された。

### 3.2 線質

深部線量曲線パラメータ及び  $TPR_{20,10}$  に対する磁場の影響を Table IV. に示す。  $TPR_{20,10}$  は異なるチェンバを用いた平均値であるにもかかわらず標準偏差が小さい ( $0.1\%$ ) ことから、エアギャップ効果\*) (章末に補足説明あり) はこれらの結果に有意な影響を与えないことが示された。  $TPR_{20,10}$  における計算値と計測値との差は  $0.5\%$  で、モデル化された線質は実測とほぼ一致した。  $1.5T$  の磁場下での  $TPR_{20,10}$  の変化は  $0.3\%$  未満であった。これは TRS398 と TG51addendum の両方に基づいて  $0.03\%$  未満の線質変換係数の相違になる(議論のために  $TPR_{20,10}$  値を Kalach と Rogers の式 (式 (6)) を用いて  $\%dd(10)_x$  に変換した)。これは、  $TPR_{20,10}$  線質指標が標準計測の目的で磁場の存在に鈍感であることを示している。

TG51 によると混入電子は  $10 MV$  未満ではあまり影響を受けない。それゆえに  $\%dd(10)$  (線束内に  $Pb1mm$  を挿入せずに混入電子を取り除いていない線質) は  $\%dd(10)_x$  と同等である (TG51addendum では FFF ビームにおいて直接計測した  $\%dd(10)_x$  を要求 (FFF ビーム ( $6 MV$ ,  $10 MV$ ) の PDD ( $10 cm$  深) の計測に  $Pb1 mm$  箔を用いることを推奨) しているにも関わらず)。しかしながら、Elekta MR リニアック同様の設計装置は従来のリニアックと異なり、ビームがクライオスタット (低温維持装置, 冷凍機) を通過しなければならない。このことは混入電子のさらなる発生源となる。磁場をモデル化しないで混入電子を含む場合、X 線のみの場合と比較して  $d_{max}$  は表面に  $1.7 mm$  近づいた。このことは、表面線量が混入電子の影響を受けていることを示唆している。モデル間の  $\%dd(10)$  の相対的な相違 (混入電子の有無) は  $2\%$  であった。しかしながら、磁場をモデル化すると、 $d_{max}$  の位置と  $\%dd(10)$  の値は 2 つのモデル (混入電子の有無) 間で類似しており、ローレンツ力が表面線量から混入電子の多くを除去したことを示している。

Table IV. より光子のみの深部線量曲線において磁場下では  $d_{max}$  の位置が表面に  $5.5 mm$  近づき、  $\%dd(10)_x$  が (相対的に)  $2.4\%$  変化した (磁場がないとビルドアップ領域の 2 次電子は前方に進むが、磁場があると電子リターン効果により 2 次電子は回転して水面方向に戻り  $d_{max}$  が浅くなる)。これは、TG51addendum に基づくと最大  $0.3\%$  の線質変換係数の相違になる。深部線量曲線に対する磁場の影響は Fig.4. に示すように明確である。磁場下においてビルドアップ領域は狭くなり、 $d_{max}$  でシミュレーションした一次粒子あたりの線量は  $1.9\%$  増加した。磁場なしの水に対する空気の質量制限衝突阻止能比を SPRRZnrc により  $1.1155 \pm 0.001\%$  と計算した。これは TRS398 と関係がある  $TPR_{20,10}$  を GEANT4 を用いて計算した予測値  $1.1151$  と  $0.04\%$  未満の差があった。このことは Elekta MR リニアックのビームが FFF ビームであるにもかかわらず、  $TPR_{20,10}$  は阻止能比を正確に予測できることを示している。その結果として、磁場下で計測した  $TPR_{20,10}$  の値は、式 (6) を用いて  $\%dd(10)_x$  (磁場なし) の値に変換され、TG51addendum から各検出器の  $k_{Q0}$  の値を決定するために用いられた。この変換は  $TPR_{20,10}$  が磁場に依存せず、正確に阻止能比を予測するために有効である。繰り返しになるが、TRS398 が用いられれば、この手順が不要である。  $\%dd(10)_x$  の結果の値は  $68.9\%$  であることが見いだされた。

### \*)エアギャップ効果

サブミリメートルのエアギャップは、磁場下における電離箱の応答に大きな影響を与える可能性がある(0.2 mm で1%以上, 0.1 mm 以下で影響なし). 固体ファントムは電離箱とファントム間にエアギャップが生じやすいので注意が必要である.

### 3.3 計測値

水吸収線量を電離箱の測定値から決定した. 固体ファントム (NE2571 および PTW30010 が非防浸タイプであるため固体ファントムを用いたと考えられる) の各チャンバの回転依存性を磁場の有無で計測した. チャンバ軸周りの角度回転の関数としてのチャンバ応答の平均最大変動は磁場なしの NE2571, PTW30013 および PTW30010 で, 各々 $0.27\pm 0.17\%$ ,  $0.16\pm 0.07\%$ , および  $0.16\pm 0.04\%$ であった. 磁場が存在するとこれらの値は各々 $0.39\pm 0.05\%$ ,  $2.72\pm 0.10\%$ ,  $1.39\pm 0.01\%$ に上昇した. ここでの不確かさは平均値の標準偏差である. PTW30013 および PTW30010 の場合, これらの変動は許容できないほど大きい. ただし NE2571 の変動は IEC60731 規格で設定された 0.5%の許容範囲内である. これらの値はチャンバ近くに小さなエアギャップが存在することによってもたらされる測定信号の変動の範囲を含み不確かさの分析に組み込まれた. 任意の2回の日にちの磁場がある場合とない場合の測定値を直接比較した結果から, 測定日ごとの出力変動が最大 0.7%であることが明らかになった. これを補正するために各チャンバの向きで補正された電荷測定値を磁場なしの状態と磁場ありの状態の3日間(合計6日間)に分けて行われた測定値から平均した. 次に式(3)を用いて, これらの平均電荷読み値を3.2章で求めた  $k_{Q0}$  値および Table III. の  $k_B^{Qmsr}$  値を用いて各配置方向の水吸収線量に変換した.

NE2571 で磁場なしで測定した平均吸収線量は  $0.786\text{Gy}\pm 1.5\%$ であり, 不確かさ( $k=1$ )には補正された電荷測定値の標準偏差, それらの測定値の補正における不確かさ(TG51addendum の不確かさの見積もりに基づく), および校正定数,  $k_{Q0}$  値および測定した回転依存性に関連する不確かさが含まれている. 3方向の各々で決定した線量値の最大変動は 0.4%であった. 磁場が存在する場合, この電離箱で測定した平均線量は  $0.789\text{Gy}\pm 1.5\%$ であり, この中には磁場補正係数の統計的不確かさによる寄与も含まれている. この新たな寄与とエアギャップ効果によって引き起こされる回転依存性が高いにもかかわらず全体の不確かさはほぼ同じである. これらの寄与は磁場が存在しない日ごとの変動が大きかったという事実によって相殺された. 3方向の各々について決定した線量値の最大変動は 0.9%であった. PTW30013 では磁場なしで  $0.792\text{Gy}\pm 1.5\%$ , 磁場ありで  $0.794\text{Gy}\pm 3.1\%$ , PTW30010 では各々 $0.791\text{Gy}\pm 1.4\%$ ,  $0.784\text{Gy}\pm 2.0\%$ であった. 磁場の不確かさが大きいのはこれらのチャンバで観察された回転依存性はるかに大きいためである(つまり, エアギャップ効果). ファントムに用いられている水等価物質(固体ファントム)の影響は不確かさの分析には含まれていない. しかしながら, これらによる寄与は各測定値に対して系統的であり, したがって比較には影響しないと想定される. 同様にモンテカルロ相互作用断面積の不確かさと  $k_B^{Qmsr}$  の計算に関連する材料組成からの寄与も含まれていない.

各方位を個別に見ると磁場のある NE2571 で測定した線量は, 磁場のない線量と平行配置, 時計回りの垂直配置, 反時計回りの垂直配置で, 各々 $0.4\pm 0.9\%$ ,  $0.5\pm 0.9\%$ , および  $0.0\pm 0.8\%$ と異なっていた. ここでの不確かさは  $1\sigma$  を表し各々の配置で測定された電荷測定値の標準偏差, モンテカルロ  $k_B^{Qmsr}$  に関連する統計的不確かさおよびファントム内の検出器の観測された回転変動(つまり, エアギャップ効果)に基づいている. 繰り返しになるが, これには  $k_B^{Qmsr}$  計算に関連するモンテカルロ相互作用断面積と材料組成の不確かさは含まれていない. これらの各値はモンテカルロ dose to water 計算によって予測される

-0.5±0.1%の期待値の 1.1σ 以内である。対応する値は PTW 30013 では+0.6±2.8%, -0.3±2.9%, 0.5±2.8%, エアギャップ効果による回転変動の増加により不確さが大幅に増加した PTW 30010 では-0.7±1.5%, -1.4±1.5%, -0.7±1.4%であった。

## 考察

### 4.1 線質指標

我々の結果は TRS398 の  $TPR_{20,10}$  線質指標が磁場の存在下で頑強（ロバスト）であり，Elekta MRlinac システムの FFF ビームに対しても Spencer-Attix の水に対する空気の質量制限衝突阻止能比を正確に予測できることを示している。これは，このシステムの設計が FFF ビームについて Xiong と Rogers によって予測された  $TPR_{20,10}$  と阻止能比間の予測される不一致を補正するのに十分なビームろ過作用を提供していることを意味する。磁場が  $TPR_{20,10}$  に及ぼす影響が最小限であるのは，過渡荷電粒子平衡が存在する領域では，磁場の存在下での入射フルエンスあたりの線量の変化はわずかであり（約 0.5%），この変化が 10cm と 20cm の両方の深さで類似しているため相殺されるという事実に起因している（磁場の有無によって  $TPR_{20,10}$  の傾きは変わらないということ）。同様の特性により  $TPR_{20,10}$  は SSD に依存しないため，クローズドボアまたはワイドボアの MRgRT システムの制限された SSD の範囲内で測定が可能である。

一方，TG51 の  $\%dd(10)_x$  線質指標は MRgRT システムにおいていくつかの問題がある。まず TG-51 プロトコルによると， $\%dd(10)_x$  は 100 cm の SSD で測定する必要がある，そうでない場合は電離箱における  $\%dd(10)_x$  と  $k_{Q,Q_0}$  間の関係が成立しなくなる。Elekta MR リニアックのようなクローズドボアシステムやワイドボアシステムの場合，最小 SSD が 100 cm を超えるためこれは不可能である（SAD90cm の MRIdian も同様である）。この測定が可能なシステムにおいては，混入電子を排除するのに役立つ磁場の掃引効果は従来の磁場なしのビーム（主に 10MV を超えるエネルギー）よりも優位である。しかしながら，これは線量分布に対する磁場の影響によって打ち消され，2 次電子が減少する範囲がビルドアップ領域を狭くし， $d_{max}$  での増加した線量が  $\%dd(10)_x$  の値を相対的に 2.4%も変化させるため，それゆえに  $\%dd(10)_x$  と阻止能比との関係が変化した。

### 4.2 チェンバ補正

モンテカルロ計算による磁場補正係数  $k_B^{Qmsr}$  を 1.5T 磁場下で計測データに適用すると，磁場なしで推定される水吸収線量が各チェンバの向きに対して標準偏差 1.1 以内で再現された。しかしながら，全体の不確さは大きく特により大きなエアギャップ効果が観察された場合に顕著であった。全体的に得られた補正係数  $k_B^{Qmsr}$  は頑強（ロバスト）であるように見えるが，これを検証するには水ファントムでのさらなる計測が必要である。

平行配置は補正が最も少なく値 1 との偏差は平均で 0.1%，最大偏差は 0.8%であった。垂直方向は 4%以上の補正が必要で場合によっては 2%の差があった。時計回りの垂直配置は検出器間の変動が小さく  $k_B^{Qmsr}$  の平均値は  $0.961 \pm 0.002$  であった。反時計回りの向きの変動ははるかに大きく，平均値は  $0.970 \pm 0.007$  であった。これは，ステムからの電子が有感体積中に流入するため，この方向では各電離箱間の電極とステムの設計の相違がより重要になると考えられる。

Smit らは，垂直方向の NE2571 について  $P_{1.5T} = 0.953 \pm 1\%$  の値を報告しており，これは表 III. に示されている  $k_B^{Qmsr}$  の値とよく一致している。しかしながら，彼らの結果における平行配置と垂直配置の変動は最大 8.8%で，我々の研究と比較して計算値と計測値の両方について得られた結果の 2 倍以上あるが，こ

の不一致の原因は不明である。しかしながら、我々の計算値と計測値のどちらもそのような大きな値で過小評価される可能性は低い。

#### 4.3 推奨の標準計測法

強い磁場下における標準線量計測の実施には特有の課題が伴う。磁場は電離箱の線量応答を変化させるため、正確な線量測定を行うには磁場補正係数が必要になる。電離箱の長軸がビームに対して垂直なクローズドボアまたはワイドボア MRgRT システムでは、チャンバが磁力線に対して平行配置であればこれらの補正は最小限に抑えられる。チャンバを磁力線に対して垂直に向ける必要がある場合は、時計回りと反時計回りの2方向の配置方法に注意する必要がある。この場合、磁場補正係数はSTEM設計による影響を受けにくい時計回りの垂直方向が望ましい。水ファントムの代わりに固体水等価ファントムを用いる場合、小さなエアギャップが測定値に大きく影響を与えないよう個々のファントムについて電離箱の回転依存性を調べる必要があり、もし許容範囲を超えた場合は用いるべきではない。ただし、このエアギャップの影響を避けるのが最善であるため、固体ファントムは用いるべきではないというTG51の事項を再度推奨する。

線質指標の決定も慎重に検討する必要がある。TRS398のユーザーは、磁場の存在下で頑強（ロバスト）であるため、TPR<sub>20,10</sub>線質指標を引き続き用いることが可能である。しかし、TG51プロトコルのユーザーは、ビルドアップ領域での線量分布の変化、または必要なSSD（100 cm）を確保できないため、%dd(10)<sub>x</sub>の測定値から線質を正確に決定することは困難である。この場合、TPR<sub>20,10</sub>を測定し、KalachとRogersの式(6)を用いて等価な%dd(10)<sub>x</sub>に変換することにより、平坦化されたビームの線質を正確に決定可能である。これは、フラットニングフィルタフリーのElekta MRリニアックにも用いることができる。ただし、これは他のフラットニングフィルタフリーのMRリニアックシステムに対して当てはまらない場合があるかもしれない。

$$\begin{aligned} \%dd(10)_x = & -430.62 + 2181.9(TPR_{10}^{20}) \\ & - 3318.3(TPR_{10}^{20})^2 + 1746.5(TPR_{10}^{20})^3. \end{aligned} \quad (6)$$

クローズドボアシステムやワイドボアシステムの場合、ボア内のスペースが限られているため、SSD配置(ファントムの表面をアイソセンターに設置する)よりもSAD配置(チャンバをアイソセンターに設置する)が適している。チャンバを線源の近くに配置することで、一般的な後方散乱物質や基準条件でのビームデータを測定するために用いられるファントムにおいてより多くのスペースを確保できるが、全体にわたっては水等価でないかもしれない(たとえば水タンクファントムの底部)。

原則として、磁場中での標準計測法に式(3)を用いる場合に達成可能な不確さは、同じ数の項を含むため式(1)の標準計測法のフォーマリズムによる従来のリニアックで達成可能な不確さと同様である。特に $k_B$ の場合、 $f_{msr}$ 、 $Q_{msr}$ は測定値から直接決定される(ただし、これは実験の難しさに依存するかもしれない)。しかしながら、式(4)を用いて計算すると、不確さに付加される追加の項 $k_B^{Qmsr}$ が導入される。ここで我々は、統計的不確さが0.15%~0.25%の $k_B^{Qmsr}$ のモンテカルロ計算値を提供した。しかしながら、 $k_B^{Qmsr}$ の計算には相互作用断面積や用いられる材料組成の不確さなど他の不確さが含まれる。これは、従来の線質変換係数 $k_{Q,Q0}$ もモンテカルロ法で計算されているため(TG51 addendumにあるように)、断面積と材料組成のこれらの不確さは相関している可能性が高く、一貫して行えば部分的に一緒に処理可能である。

しかしながら、これらの不確かさが磁場の存在下で増加するかどうかは現在のところわかっていない。

## 5. 結論

電離箱を用いた標準線量計測は磁場補正係数を用いて強い磁場在下において実施することができる。NE2571 チャンバでは、磁場の有無にかかわらず 1.5% の線量の不確かさの見積もりを実現することができたが、水等価プラスチックファントムの使用による不確かさの寄与と、モンテカルロシミュレーションの相互作用断面積と材質組成の不確かさは考慮されなかった。エアギャップ効果を軽減するために水ファントムと防浸タイプの電離箱の使用を推奨する。チャンバの磁場補正係数はチャンバを磁力線に対して平行に配置した場合に最小になるが(我々の結果では < 1%)、配置方向によっては 4% ~ 5% に達する可能性がある。TPR<sub>20,10</sub> 線質指標は磁場下においても頑強 (ロバスト) であるが、%dd(10)x は SSD(100 cm) の制限により直接測定できない。また、2 次電子の飛程が減少することによるビルドアップ領域における線量分布の変化にも影響も与える。

## コメント

本論文は O'Brein を筆頭とする米国の MD Anderson Cancer Center の研究者らによる報告である。磁場下特有の線量計測への影響、問題点と対策について明確に述べられている。米国の標準計測法である TG51 の線質指標 %dd(10)x は SSD100 cm で測定しなければならないが、MR リニアックは SSD100 cm が不可能なため直接測定により求めることはできない。また、磁場下において電子リターン効果の影響で %dd(10)x は変化するが、IAEA TRS398 の線質指標 TPR<sub>20,10</sub> は磁場の影響をほとんど受けない。そこで O'Brien らは磁場下において TPR<sub>20,10</sub> を測定し、Kalach と Rogers の式(6)を用いて等価な %dd(10)x に変換することを提案した。

また、O'Brien らは MR リニアックが FFF ビームを提供しているため、ヨーロッパの標準である IAEA TRS483 で定義された  $f_{ref}$  (標準校正センターで用いられる基準照射野) と  $f_{msr}$  (装置固有の照射野) をフォーマリズムに取り入れたことも特筆すべきである。

佐藤智春 (東洋公衆衛生学院)



# 放射線治療部会役員氏名

## 部会長

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

## 委員

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

加茂前 健 (名古屋大学)

松尾 勇斗 (北海道大学病院)

中島 大 (がん研究会有明病院)

佐々木幹治 (徳島大学大学院)

松本 賢治 (近畿大学病院)

廣瀬 貴章 (九州大学病院)

篠田 和哉 (茨城県立中央病院)

## 編集後記

2023 年秋号より部会誌編集担当を拝命しております、北海道大学病院の松尾と申します。慣れない編集作業に四苦八苦しながらも無事に発刊できたことを嬉しく思います。本誌には学会の後抄録がありますが、編集作業中に原稿を読んでいますと、学会会場の空気感を思い出します。新型コロナが 5 類感染症に移行し、学会の開催形式も完全オンラインからハイブリッド、そして今年は久々に現地のみ開催も行われるようになってきました。興味のある演題を時間のある時にゆっくり聴けるという点ではオンデマンド配信のメリットは大いにあったと感じていますが、昨年からの学会会場の盛況ぶりを見る限り、やはり現地参加を待ち望んでいた方は多かったのだろうと推察します。いつの日か、そんな時もあったなあと思いつく時が来るのだと思います。コロナ禍と時を同じくして、放射線技術の世界も AI を初めとして変革の時を迎えています。私たち医療者はこの技術革新の波に乗り遅れることなく、常に知識をアップグレードしながら日常診療や研究、教育に力を注いでいく必要があります。本誌が少しでもその一助となれば編集担当としてこの上ありません。本号からは下記 QR コードから当部会誌へのご要望やご意見を募集しております。会員の皆様にとってより有益な情報を提供できるように、コンテンツ充実に向けてまいります。どうぞ宜しくお願い致します。

(松尾)

当部会誌に対するご要望・ご意見は以下の QR コード読み取りのうえ  
専用フォームからお寄せください。



令和 6 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 部会長 辰己 大作

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 1 6 7

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

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