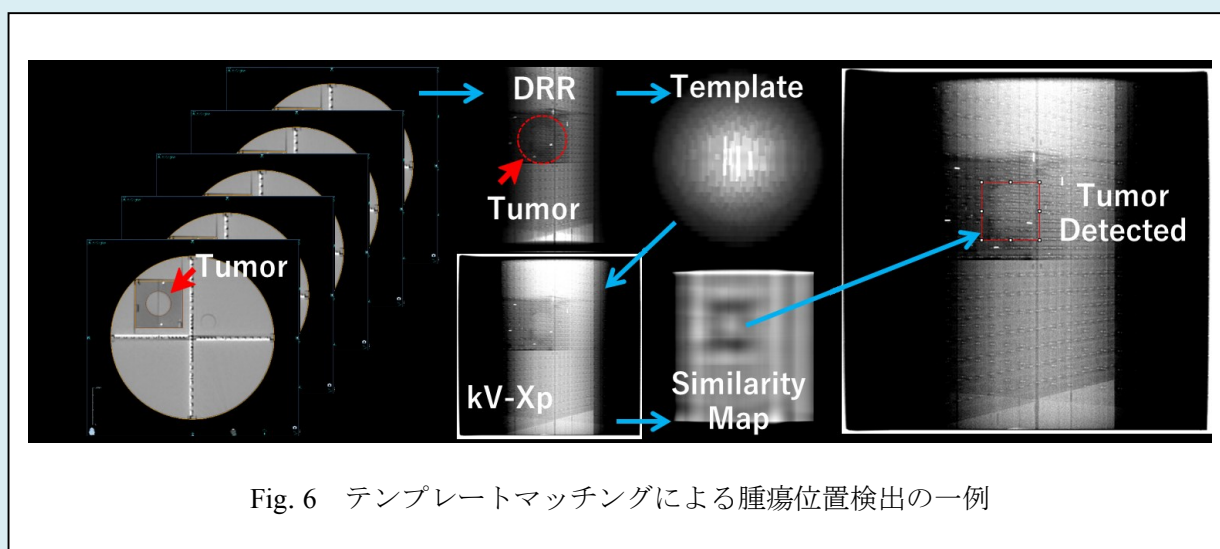


# 放射線治療部会誌

Vol. 40 No. 1 (通巻 70)



2026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 「変化を感じ、応じる勇気 — 時代の波をどう受け止めるか —」	名古屋大学	加 茂 前 健.....4
・ 第 91 回放射線治療部会 開催案内 および放射線治療関連プログラム (第 82 回日本放射線技術学会総会学術大会)		.....5
・ 第 90 回放射線治療部会 発表予稿 シンポジウム「Revolution or Evolution? - 適応放射線治療の実装戦略」		
座長集約	がん研究会有明病院 九州大学病院	中 島 大 廣 瀬 貴 章.....8
1. 即時適応放射線治療の現状-解決すべき課題と技術的側面-	東北大学	角 谷 倫 之 .....9
2. Offline ART をもっと身近に —CBCT で変わる再計画のかたち—	大阪国際がんセンター	鷺 尾 颯.....10
3. Plan library アプローチ	北海道大学病院	松 尾 勇 斗.....11
4. 即時適応放射線治療のススメ MRgART	千葉大学医学部附属病院	阿 部 幸 直.....12
5. 即時適応放射線治療のススメ CBCTgART	京都大学大学院	平 島 英 明.....13
・ 専門部会講座入門編 「標準計測法の動向 ～ リニアック標準計測法 24 のアップデート」	産業技術総合研究所	清 水 森 人.....14
・ 専門部会講座専門編 「AAPM TG-314 外部放射線治療における故障対応」	京都府立医科大学附属病院	太 田 誠 一.....15
・ 第 90 回放射線治療部会 発表後抄録 教育講演 「体幹部高精度放射線治療における呼吸性移動対策の臨床的意義」	北海道大学	加 藤 徳 雄.....16
シンポジウム「呼吸性移動対策の再考」		
座長集約	茨城県立中央病院 広島大学病院	篠 田 和 哉 津 田 信 太 朗.....26
1. RGSC 編	大阪国際がんセンター	新 田 雄 也.....27
2. Abches 編	山梨大学医学部附属病院	上 田 幸 治.....36
3. SyncTraX 編	北海道大学病院	若 林 倭.....43
4. Radixact Synchrony 編	磐田市立総合病院	三 浦 正 稔.....51
5. Vero 編	広島がん高精度放射線治療センター	三 浦 英 治.....60
・ 第 53 回日本放射線技術学会秋季学術大会 一般演題 座長集約		.....65
・ Multi-scale technology 有限会社クオリタ	柳沢真澄, 関野 仁, 中村 修...	.....91

・治療技術事始め

息止め放射線治療の「匠」を目指して：アブチェス開発秘話と SGRT を含めたこれからの呼吸性移動対策の展望

春日居総合リハビリテーション病院 佐野 尚 樹  
山梨大学医学部放射線治療学講座 齋藤 正 英... .....96

・地域・職域研究会紹介

北海道放射線治療技術セミナーの紹介 北海道大学病院 田村 弘 詞.. .....105

・世界の論文紹介

The impact of bolus on clinical outcomes for post-mastectomy breast cancer patients treated with IMRT: data from China.

(T Jiang, J Tian, P Lei et al. Radiat Oncol. 2024;19(1):64.)

和歌山県立医科大学 若林 和 樹..... 107

Assessing the impact of intrafraction motion correction on PTV margins and target and OAR dosimetry for single-fraction free-breathing lung stereotactic body radiation therapy.

(Clara J. Fallone, Clare Summers, Wladyslawa Cwajna, Alasdair Syme. Medical Dosimetry 48 (2023) 202-210.)

泉大津急性期メディカルセンター 田村 命..... 111

Robust Real-Time Cancer Tracking via Dual-Panel X-Ray Images for Precision Radiotherapy.

(Wang, Jing, et al. Bioengineering 11.11 (2024): 1051.)

京都桂病院 樋口 大 規..... 114

・編集後記

..... 118

## 巻頭言

### 「変化を感じ、応じる勇気 — 時代の波をどう受け止めるか —」

名古屋大学 加茂前 健

放射線治療分野では、この20年ほどで技術がめざましい発展を遂げました。IMRT, IGRT, 4DCTなどの普及に続き、現在ではAIベースの治療計画支援や適応放射線治療が注目され、まさに臨床へ導入されつつあります。レントゲン博士によるエックス線の発見から約130年という歳月を考えると、近年の進化のスピードには驚くべきものがあります。特にAIの登場は、単に新しい技術が加わるだけでなく、治療のワークフローや医療の枠組みそのものに影響を与える可能性を秘めています。私たち医療職は、日々の業務の中で“変化のただ中を歩んでいる”と言っても過言ではありません。その波を受け止め、臨床へ安全に結びつけていくためには、新しい知識を柔軟に取り入れ、変化と前向きに向き合う姿勢がこれまで以上に大切になります。

放射線治療に携わる診療放射線技師や医学物理士を取り巻く環境も、穏やかではありますが確実に変化しています。病院経営の厳しさが増す一方で、男性の育休取得が進むなど、働き方への意識は変わりつつあります。限られた専従スタッフだけでは部門運営が難しい場面も出てきており、スペシャリストとジェネラリスト、双方の視点を持ったバランスの取れた人材育成が必要となるケースも増えています。また、働き方やキャリアに対する価値観が多様化する中で、私たちに求められるミッションも徐々に変わってきました。タスクシフト・シェアの議論などは、その象徴的な例といえるでしょう。多職種連携の中で専門性を保ちつつ、より豊かな役割を担う存在へと進化していくことが期待されています。

学会の在り方も、時代の変化を大きく受けています。これは本学会に限らず、多くの専門団体に共通することです。かつては年1~2回の学術集会が活動の中心でしたが、現在ではオンライン化・ハイブリッド化が進み、産学連携や若手育成など、年間を通じて多面的な活動が展開されるようになりました。さらに学会は、知識を共有する場にとどまらず、政策提言や研究倫理の確立など、学問分野の健全な発展を支える基盤としての役割も担っています。こうした変化の中で、組織として新しい体制や仕組みを模索し、より良い形へと進化していくことが重要であり、放射線治療部会を含む専門部会の再編もまさに今、検討されています。時代の要請に応え、持続的な発展に挑み続ける本学会に引き続きご期待ください。

最後に、社会全体の価値観や私たち自身のライフステージの変化について触れたいと思います。働き方、家族観、多様性への理解、人生の優先順位、健康状態——これらは誰にとっても変化し続けるものであり、医療従事者としてのキャリアにも深く影響します。若手、中堅、ベテラン、それぞれの世代には強みがあり、役割があります。自身の環境の変化を感じ取りながら、その中でどのように次の一歩を踏み出していくかが、これからの時代を生きるうえで重要な分かれ道になるでしょう。変化が避けられない今の時代だからこそ、その中で自分らしい価値を見出し、前向きに歩み続けることが、専門職としての人生をより豊かなものにしていくと考えています。

# 第 91 回放射線治療部会開催案内

**教育講演 4 月 19 日 (日) 8:55~9:45 (メインホール)**

司会 徳島大学大学院 佐々木幹治

「適応放射線治療の臨床的意義」

東北大学大学院 神宮 啓一

**シンポジウム 4 月 19 日 (日) 9:50~11:50 (メインホール)**

「Revolution or Evolution? - 適応放射線治療の実装戦略」

座長 がん研究会有明病院 中島 大

座長 九州大学病院 廣瀬 貴章

① 即時適応放射線治療の現状-解決すべき課題と技術的側面-

東北大学 角谷 倫之

② Offline ART をもっと身近に —CBCT で変わる再計画のかたち—

大阪国際がんセンター 鷺尾 颯

③ Plan library アプローチ

北海道大学病院 松尾 勇斗

④ 即時適応放射線治療のススメ MRgART

千葉大学医学部附属病院 阿部 幸直

⑤ 即時適応放射線治療のススメ CBCTgART

京都大学大学院 平島 英明

**専門部会講座 入門編 4 月 17 日 (金) 8:00~8:45 (501 室)**

司会 茨城県立中央病院 篠田 和哉

「標準計測法の動向 ~ リニアック標準計測法 24 のアップデート」

産業技術総合研究所 清水 森人

**専門部会講座 専門編 4 月 19 日 (日) 8:00~8:45 (メインホール)**

司会 近畿大学病院 松本 賢治

「AAPM TG-314 外部放射線治療における故障対応」

京都府立医科大学附属病院 太田 誠一

# ☆その他 放射線治療関連プログラム

## 第 82 回日本放射線技術学会総会学術大会

シンポジウム 1 4 月 17 日 (金) 9:50~11:50 (503 室)

座長 大阪大学大学院 齋藤 茂芳

座長 大阪大学大学院 橋渡 貴司

- ① 品質管理が結ぶ獣医療と医療の放射線技術研究 岡山大学 田辺 悦章
  - ② 放射線治療の反応性を「脂質」から読む：臨床検体オミクスによるバイオマーカー探索 弘前大学 門前 暁
  - ③ 画像診断の常識を変える！X線動態撮影：研究者の熱意と企業の挑戦が生んだ産学官連携イノベーション 金沢大学 田中 利恵
  - ④ 核医学技術発展のための産学医工共創体制 金沢大学 澁谷 孝行
- 総合討論

合同シンポジウム 1 4 月 17 日 (金) 13:10~15:10 (国立大ホール)

「LLM、生成系 AI が変革する未来を占う；他診療科・職掌の現在地と未来予想図」

座長 東京大学 花岡 昇平

座長 大阪公立大学医学部附属病院 片山 豊

- ① LLM 時代の皮膚科診療を考える：大きな変革の“手前”にいる私たち 愛媛大学大学院 藤澤 康弘
- ② 眼科の立場から 自治医科大学 高橋 秀徳
- ③ 病理科の立場から 国立がん研究センター 坂下 信悟
- ④ 放射線治療と LLM：医学物理士の立場から 東北大学病院 角谷 倫之
- ⑤ LLM, 生成系 AI が変革する未来を占う;他診療科の現在地と未来予想図 (診療放射線技師の立場からの景色) 大阪公立大学医学部附属病院 片山 豊
- ⑥ 放射線科の立場から 東京大学 花岡 昇平

教育委員会企画 1 4 月 18 日 (土) 16:10~17:40 (F203+204 室)

「これからの放射線技術は呼吸とどう付き合うか-各モダリティの最適解」

座長 新潟医療福祉大学 市川 肇

座長 広島大学病院 高内 孔明

- ① MRI における呼吸との付き合い方：従来法から最新まで 聖隷浜松病院 小出 若葉
- ② 呼吸を制して描く核医学画像の新潮流 九州大学病院 山下 泰生
- ③ 呼吸とともに診る胸部動態撮影 九州大学病院 溝口 範子
- ④ 呼吸性移動に挑む放射線治療 -臨床的課題と今後の展望- がん研究会有明病院 上間 達也

**標準化フォーラム 4月18日(土) 8:55~10:10 (501室)**

第33回標準化フォーラム

座長 東北大学病院 坂本 博  
座長 国立がん研究センター東病院 村松 禎久

① JIS Z 4751-2-43 : IVR 用 X 線装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項 (改正)  
～改正の概要と今後の展開～

株式会社島津製作所 澤田 弘

② IS Z 4751-2-43 (IVR 用 X 線装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項) (改正) (公募 A)

川崎市立井田病院 三宅 博之

③ JIS Z 4120 (診断用 X 線管装置－焦点特性) (改正) (公募 B)

キヤノン電子管デバイス株式会社 勝野 泰裕

④ JIS Z 4120 (診断用 X 線管装置－焦点特性) (改正) (公募 B)

帝京大学 齋藤 祐樹

⑤ JIS Z 4501 : X 線防護用品類の鉛当量試験方法 (改正) ～改正の概要と今後の展開～

株式会社マエダ 前田 賢

⑥ JIS Z 4501 : X 線防護用品類の鉛当量試験方法 (改正) ～改正の概要と今後の展開～

新潟医療福祉大学 関本 道治

⑦ JIS T 0601-2-64 : 粒子線治療装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項 (改正)

～改正の概要と今後の展開～

東芝エネルギーシステムズ株式会社 井関 康

⑧ JIS T 0601-2-64 (粒子線治療装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項) (改正) (公募 B)

国立がん研究センター東病院 木藤 里恵

**放射線防護フォーラム 4月18日(土) 15:05~17:05 (F201+202室)**

(放射線防護部会共催)

「DRLs2025 — その特徴と今後の方向性」

座長 福島県立医科大学 広藤 喜章  
座長 鳥取大学医学部附属病院 田中 拓郎

① DRLs 2025 の総論

国際医療福祉大学成田病院 五十嵐隆元

② CT の概要と改訂点

川崎医療福祉大学 竹井 泰孝

③ 治療計画 CT の概要

茨城県立中央病院 篠田 和哉

④ 一般撮影の概要と改訂点

福島県立医科大学 広藤 喜章

⑤ マンモグラフィの概要と改訂点

東京都立大学大学院 根岸 徹

⑥ IVR の概要と改訂点

秋田県立循環器・脳脊髄センター 加藤 守

⑦ 診断透視の概要と改訂点

長崎医療センター 宮島 隆一

⑧ 核医学の概要と改訂点

神戸常盤大学 對間 博之

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

座長集約

がん研究会有明病院 中島 大

九州大学病院 廣瀬 貴章

放射線治療において「初期治療計画の忠実な遂行」は、有効性と安全性を担保する上で不可欠な要素です。しかし、治療期間中における腫瘍体積・形状の経時変化、および周囲の OARs（危険臓器）の位置変化は、計画線量分布のロバスト性を著しく損ない、臨床アウトカムの最適化を阻害する要因となり得ます。

この課題を克服し、治療の個別化と線量保証を達成するために求められるのが、ART（Adaptive Radiotherapy：適応放射線治療）です。

従来の IGRT（画像誘導放射線治療）の延長線上にある Offline ART は、IGRT で培われた技術基盤を活用し、治療期間中に蓄積された画像データに基づいて適宜再計画を行います。既存のワークフローやスタッフ体制を大きく変えずに段階的に導入できることから、「Evolution（進化）」すなわち既存技術の着実な発展形と捉えることができます。一方、Online ART は治療ワークフローそのものに「Revolution（大変革）」をもたらし、リアルタイムでの計画修正を可能にすることで、日々の患者アライメントと臓器形状に最適化された線量分布を実現します。

本シンポジウムでは、Offline ART と Online ART それぞれの利点と技術的課題を掘り下げること、**「患者さんへ最適な線量を確実に届ける」**という目標達成に向け、施設の人的・技術的リソースと臨床ニーズに合致した ART の実装戦略を、具体的な臨床現場の知見を通して考察する機会を提供します。

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

即時適応放射線治療の現状

—解決すべき課題と技術的側面—

東北大学 角谷 倫之

即時適応放射線治療(oART)は、日々変動する腫瘍・正常組織の位置や形状に応じて照射計画をその場で最適化することで、より高精度かつ個別化された治療を可能とする技術である。当院では MR-linac を用いた oART を複数領域で実施しており、解剖学的変化の可視化、線量分布の即時再最適化、治療中モニタリングなど、一連のワークフローの有効性と課題を経験してきた。本講演では、当院の MR-linac を用いた oART の臨床経験とこれまでの開発成果を踏まえ、oART における現状の課題と技術的側面を整理し、今後の発展に向けた方向性について議論する。

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

Offline ART をもっと身近に

—CBCT で変わる再計画のかたち—

大阪国際がんセンター 鷺尾 颯

適応放射線治療 (ART) は、治療中の体型や臓器位置の変動に応じて再計画を行う手法である。近年注目されるオンライン ART は毎回の治療で再計画を行うが、専用ソフトウェアやハードウェアが必要で導入のハードルが高い。一方、オフライン ART は治療中に数回の CT 再撮影・再計画を行う方式で、既存環境でも比較的取り入れやすく、臨床現場にとって親しみやすい。本講演では、頭頸部領域を対象に、位置照合として取得される CBCT 画像を活用したオフライン ART の有用性について、画質面からこれまでの検討を踏まえて紹介する。

逐次近似再構成 CBCT (iCBCT) の導入により、従来課題であった軟部組織描出や低コントラスト分解能が改善し、治療時の状態をより忠実に反映した画像に基づくコンツールリングや線量評価が期待される。追加 CT 撮影を減らし、被ばく低減やワークフロー改善につながることから、CBCT を用いた ART は、より実践的な選択肢といえる。

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

Plan library アプローチ

北海道大学病院 松尾 勇斗

プランライブラリ法は、治療中の患者の解剖学的変化に対応するため、治療開始前に複数の治療計画を作成しライブラリとして保存しておく適応放射線治療の一手法である。本講演では、当院における肺癌定位照射へのプランライブラリ法の導入例を、X線および陽子線それぞれについて紹介する。

当院では、OAR 線量制約に対する優先度が異なる 3 種類の治療計画を作成する。X線では、前日に撮像した CT に対して forward 計算を行い、照射プランを仮決定する。治療当日は CBCT で OAR やターゲットの位置関係を確認し、前日の結果も踏まえて最適なプランを選択して照射を行う。これにより、リアルタイムの再計画を要さずに個々の体内変動へ柔軟に対応し、消化管への線量を抑えつつターゲットへの高線量投与を可能とする。陽子線では、X線と同様に 3 つのプランを準備、治療の約 3-4 時間前に CT を撮像し、in-house システムを用いた線量評価の上、照射プランを決定する。

プランライブラリ法は、online 再計画機能を持たない施設でも実施可能な準適応型放射線治療であるが、人的リソースなどの課題も残る。本講演では、これらの運用上の課題とともに実践例を紹介する。

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

即時適応放射線治療のススメ MRgART

千葉大学医学部附属病院 阿部 幸直

MR リニアックは、MR 装置と放射線治療装置が一体化した最新の放射線治療装置である。腹部領域など軟部組織のコントラストが重要な部位で特に有用とされ、治療中にリアルタイムで MR 画像を取得することで、腫瘍位置を確認しながら照射が可能となっている。また、高コントラストな MR 画像を利用することで金マーカーが不要となり、患者負担の軽減が可能である。一方、強磁場下での治療となるため MR 特有の歪み評価や、Electron Return Effect (ERE) や Electron Streaming Effect (ESE) など、磁場下で発生する特徴的な事象に対して注意が必要となる。治療計画の作成に当たっては輪郭名称や優先度を明確化し、照射当日に迷わないよう工夫が必要である。また、腸管などリスク臓器の位置変化に対応するため、マージン設定や最適化パラメータの設定でも通常の放射線治療とは異なる考え方が必要である。MR 画像誘導即時適応放射線治療は、精度・安全性・柔軟性が高いが、運用には多くの工夫と知識が必要となっている。

予稿

Revolution or Evolution? ～適応放射線治療の実装戦略～

即時適応放射線治療のススメ CBCTgART

京都大学医学部附属病院 平島 英明

当院は 2022 年に Ethos (Varian) を導入し, CBCT-guided online adaptive radiotherapy (CBCTgART) を実施してきた. 導入初期は海外事例を参考に職種間の役割を整理し, 安全性を最優先とした運用を進めた. 3 年間で 80 症例・1000 回の適応治療を経験した段階で, 当院の課題を整理し, 職種の役割分担とワークフローを再構築した. 改訂後は 96 症例・1125 回の治療において, 機械故障を除く重大な問題は生じず, 安全性と効率性を両立した on-line ART の運用が可能となった. 一方で, ART は保険未収載であり, 装置台数や人的リソースの制約から普及が進んでいないのが現状である. 本講演では, 当院の CBCTgART ワークフロー, 運用で得られた臨床的知見, CBCT 画質の特性と限界を整理し, 今後の普及に向けた現実的な展望と, 施設規模に応じた実装戦略について考察する.

予稿

## 「標準計測法の動向」

産業技術総合研究所 清水 森人

外部放射線治療の前後に実施する水吸収線量計測は治療の安全性を確保し、狙い通りの治療成績を得るための根幹となる重要な品質管理業務の一つである。水吸収線量計測の方法はその基本的な方法が標準計測法としてまとめられ、日本医学物理学会より提供されている。国外においても同様に AAPM TG-51 や IAEA TRS-398 rev.1 など有名であるが、国内の事情に合わせた独自のプロトコルを定めている国もある。

この講演では、国外の標準計測法の動向について照会した後、FFF 高エネルギー光子線水吸収線量標準の供給開始とあわせて予定されているリニアック標準計測法 24 の改訂内容について紹介する。

今回の改訂では、FFF 高エネルギー光子線の水吸収線量標準の供給開始に向け、新たに導入される体積平均効果補正係数の取扱いや FFF 高エネルギー光子線の線質指標、Tomotherapy や CyberKnife などの特殊放射線治療装置における線量計測法について簡単に紹介する。

## 予稿

# AAPM TG-314 外部放射線治療における故障対応

京都府立医科大学附属病院 太田 誠一

AAPM Task Group 314 (TG-314)<sup>1)</sup>は、外部放射線治療において発生し得る装置故障やシステム異常に対し、患者安全を最優先としつつ、ダウンタイムの低減と安全な臨床再開を図るための考え方および推奨事項を体系的に示した報告である。対象となる障害状態には、電源・通信遮断に伴う誤データの送受信、一部システムの再起動を要する状態、再現性に乏しいハードウェア・ソフトウェア障害、リニアック故障に伴う部分的なデータ欠損などが含まれ、臨床チームとベンダーチームの役割分担ならびに連携体制の整備の重要性が強調されている。

TG-314 では、故障発生前の対策として、堅牢な品質管理、End-to-End 試験（ドライラン）の実施、通信経路やデータ保存系の把握、エラーメッセージ記録体制の整備、さらにベースライン監視やリモートモニタリングの活用が推奨されている。また、ダウンタイム発生時には、患者安全の確保を最優先とし、MU 値、エラーコード、発生時刻、障害が生じた工程などの必要情報を迅速に記録したうえで、現場で復旧可能か、サービス対応を要するか、あるいは別装置への振替や再計画が必要かを判断することが求められる。さらに、復旧後の臨床再開に際しては、サービスモードと治療モードの差異、インターロックの状態、ウォームアップの要否、データベースや転送系の整合性、IGRT の幾何学的精度、必要に応じた PSQA などを確認し、安全性を担保する必要がある。

本講演では、TG-314 の概要を解説するとともに、当院における装置トラブル発生時の初動対応、故障ログの記録と共有、復旧時チェック項目、ならびに治療再開までの実務的フローを具体例とともに紹介する。加えて、AAPM TG-100<sup>2)</sup>に示される事前に対応を検討するための故障モード解析ツールについても紹介する。また、予定外中断時の代替装置運用や治療継続判断、記録体制の整備、過去事例の振り返りの重要性についても述べる。装置故障対応を単発的なトラブルシューティングとしてではなく、平時からの備え、多職種連携、品質保証、および患者安全文化の一部として再整理する契機となれば幸いである。

1. Sutlief S, Buckey C, Ibbott G, et al. AAPM task group report 314: Fault recovery in external beam radiation therapy. *Med Phys* 2025;52 (1):21–44.
2. 米国医学物理学会タスクグループ 100 レポート「放射線治療の品質マネジメントへのリスク解析法の適用」(日本語訳) 2019. <https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/safety/cat4/> (October 2020, date last accessed)

放射線治療部会教育講演  
体幹部高精度放射線治療における  
呼吸性移動対策の臨床的意義

北海道大学大学院 医学研究院 放射線治療学教室  
加藤 徳雄  
第53回日本放射線技術学会秋季学術大会  
2025年10月19日（日）9:00～10:00  
札幌コンベンションセンター

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、

ありません

公益社団法人  
日本放射線技術学会（JSRT） 第53回秋季学術大会

## 本日の内容



- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

## 本日の内容



- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

## 呼吸性移動対策とは？



呼吸性移動を伴う腫瘍の放射線治療において、腫瘍に対する線量を損なうことなく、腫瘍周囲の正常組織への線量を低減させる技術

「呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019」

## 呼吸性移動対策



以下の要件を満たす方法と定義される。

- (1) 呼吸性移動対策を行わない場合に、呼吸による移動長が 10 mm を超える肺がん、食道がん、胃がん、肝がん、胆道がん、膵がん、腎がん、若しくは副腎がんを対象とする。
- (2) 深吸気時において心臓の線量低減が可能な左乳がんに関しては、呼吸による移動長の大きさは関係なく対象とする。
- (3) 呼吸性移動対策により、呼吸性移動を補償するために必要な照射範囲の拡大が三次元的な各方向においてそれぞれ 5 mm 以下に低減できることを、治療計画時に確認・記録する。
- (4) 毎回の照射直前または照射中に、(3)で設定された照射範囲内に腫瘍が含まれていることを確認・記録する。

「呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019」

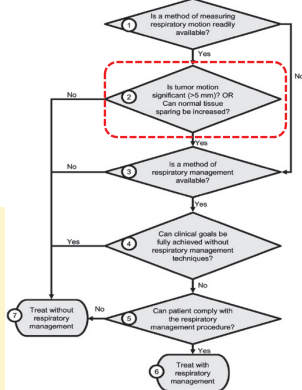
# 呼吸性移動対策

## MEDICAL PHYSICS

The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76a)

The Task Group recommends that respiratory management techniques be considered if either of the following conditions occur:

- A greater than 5 mm range of motion is observed in any direction
- Significant normal tissue sparing as determined by your clinic can be gained through the use of a respiration management technique box 2 of Fig. 6.



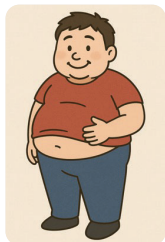
Keall PJ, et al. Med Phys. 2006;33:3874-3900.

# 呼吸性移動対策とは？

➤呼吸について

## 呼吸とは？

酸素は体内に蓄えられない  
絶えず供給（＝呼吸）が必要



余分な栄養は絶えず蓄えられてしまう！

## 呼吸とは？

呼吸器系は、生存に必要な酸素を大気から体内に取り入れ、生命維持に必要な好氣的エネルギー代謝により生成された二酸化炭素を体外に排出する装置である。

呼吸の4ステップ

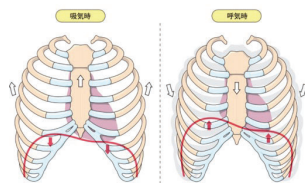
- ①換気（吸気/呼気）
- ②外呼吸（肺胞気-血液間の拡散）
- ③ガスの運搬（循環）
- ④内呼吸（末梢組織-血液間の拡散）

呼吸運動

牛木辰男, 小林弘祐. カラー図解 人体の正常構造と機能! 呼吸器. 第5版. 日本医事新報社. 2025.

## 呼吸とは？

- 吸気時には外肋間筋の収縮により肋骨が持ち上がり、胸郭の左右径・前後径が拡大する。さらに横隔膜の収縮・下降により上下径も増加する。
- 呼気時には内肋間筋の収縮で肋骨が下がり、左右径・前後径が縮小する。横隔膜が弛緩すると腹圧で押し上げられ、肺は弾性力で収縮する。

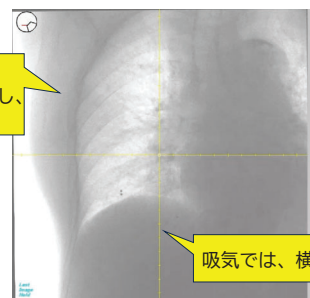


安静呼吸では吸気で生じた変形を戻そうとする弾性収縮力が主で能動的収縮はほとんどない

牛木辰男, 小林弘祐. カラー図解 人体の正常構造と機能! 呼吸器. 第5版. 日本医事新報社. 2025.

## 呼吸とは？

吸気では、肋骨が上外方に移動し、肋間が拡大

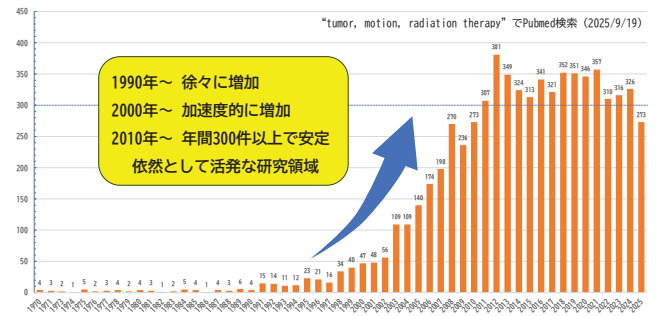


吸気では、横隔膜が下降

# 呼吸性移動対策とは？

➤照射中の動きについて  
 ～動体追跡照射中のマーカー移動の解析～

# 腫瘍の動きに関する論文報告数



# 動体追跡照射技術について



- 動体追跡照射技術は当院で開発され、1999年～X線、2014年～陽子線での臨床使用を開始
- 肺・肝・前立腺など2,000例以上に対して動体追跡照射を施行

Shirato H. et al. Lancet. 1999;353:1331-1332.

# 動体追跡照射技術について

1st model (1999～2008)

2nd model (2003～2017)

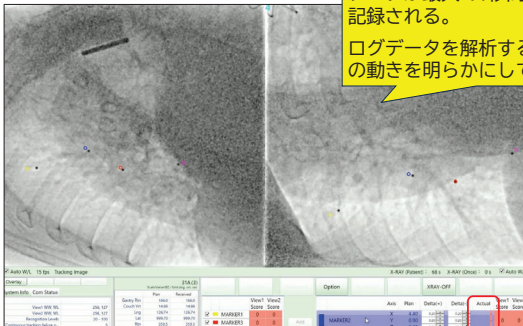
複数マーカー追跡可  
X線透視フレームレート選択可

iX + SyncTraX (2014～2020)

陽子線治療装置 (2014～)

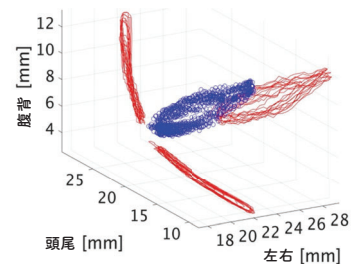
TrueBeam + SyncTraX FX4 (2018～)

# 動体追跡照射技術について

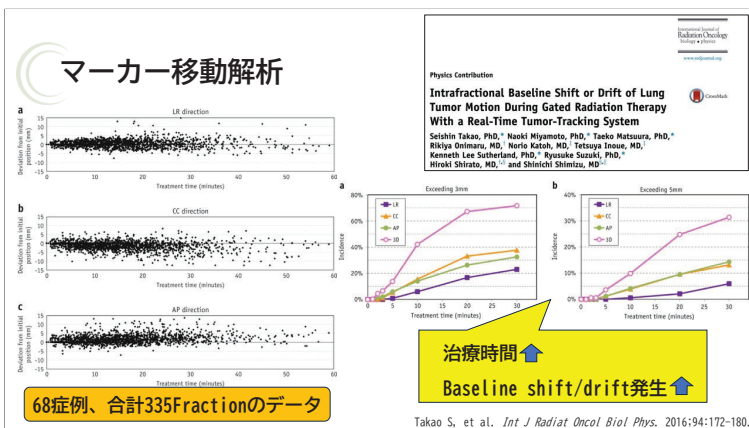
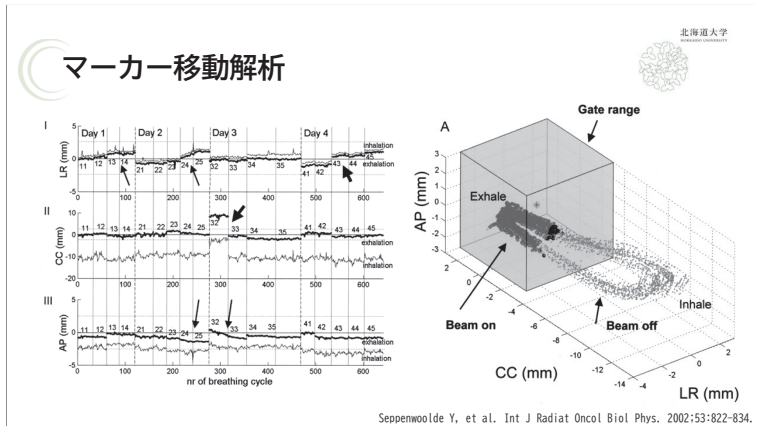
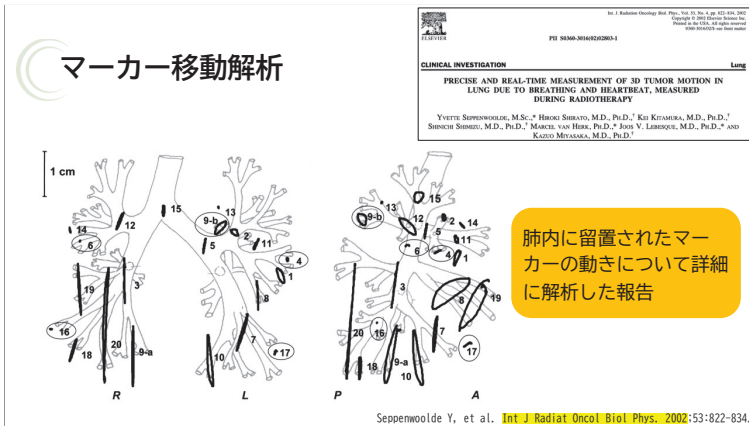


照射中のマーカー三次元位置座標データが最大で1秒間に30回 (30Hz) 記録される。  
 ログデータを解析することで照射中の動きを明らかにしてきた。

# マーカー移動解析



照射中に最大30Hzで記録されるマーカー三次元位置情報のログデータから動きの解析が可能



### 呼吸性移動対策とは？

➢呼吸性移動対策の種類

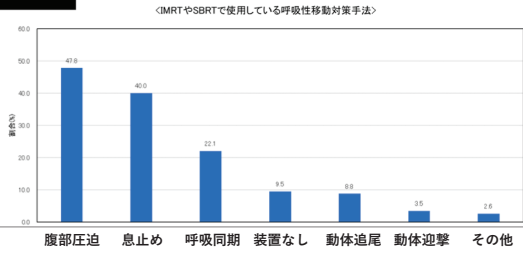
### 呼吸性移動対策の種類

- (1)酸素吸入
- (2)腹部圧迫: バンドやシエルで固定する方法、腹部圧迫板を用いる方法など
- (3)規則性呼吸学習(メトロノーム法)
- (4)呼吸停止法: Active breathing control法、深吸気時自己呼吸停止法、胸腹2点測定式呼吸モニタリングを用いた自己呼吸停止法など
- (5)呼吸同期法
- (6)動体追跡照射法: 追尾法と迎撃法

放射線治療計画ガイドライン2024年版

## 呼吸性移動対策の種類

N=375施設 (548装置)  
重複あり



JASTRO高精度放射線外部照射部会  
2023年度IMRT/SBRT実態調査アンケート結果報告

## 呼吸性移動対策の種類

MEDICAL PHYSICS

The International Journal of Medical Physics Research and Practice

Radiation therapy physics | Open Access | ©  
The management of respiratory motion in radiation oncology  
report of AAPM Task Group 76a)

1. Motion-encompassing methods
2. Respiratory gating techniques
3. Breath-hold techniques
4. Forced shallow-breathing techniques
5. Respiration-synchronized techniques

Keall PJ, et al. Med Phys. 2006;33:3874-3900.

## 呼吸性移動対策の種類

- 60% Internal target volume (ITV)
- 14% Breath hold
- 11% Abdominal compression
- 10% Gating
- 3.4% Tracking
- 1.0% Other
- 1.0% Mid-ventilation



Total=536

複数技術の組み合わせについては調査されていない

AAPM REPORTS & DOCUMENTS  
MEDICAL PHYSICS  
Results from the AAPM Task Group 324 respiratory motion management in radiation oncology survey

Helen J. Ball<sup>1</sup> | Lakshmi Sankaranam<sup>2</sup> | Suresh Senan<sup>3</sup> | James A. Tanyi<sup>4</sup> | Marcel van Herk<sup>5</sup> | Paul J. Keall<sup>1</sup>

呼吸信号の測定には何を使っているか？  
(複数回答可、Total=492)

- 67% RPM
- 30% Surface tracking
- 25% Bellows
- 11% Anzai belt
- 7% Spirometry
- 8% Other

Ball HJ, et al. J Appl Clin Med Phys. 2022;23:e13810.

## 本日の内容

- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

## 線量分布への影響



点線：静止

実線：運動下

対策なし

線量低下

点線：静止

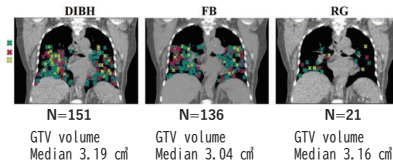
実線：運動下

対策あり (RTR)

Katoh N, et al. Technol Cancer Res Treat. 2018;17:1533033818809893.

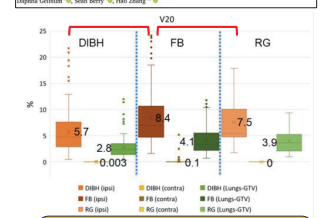
## 線量分布への影響

肺SBRTにおける3種類の呼吸性移動対策の線量分布比較



複数回の一定した15~20秒間の息止め可能なDIBH  
不可能ならFree-breathing  
DIBH不可能時に担当医の裁量でRespiratory gating

Clinical and Translational Radiation Oncology  
Dosimetric and treatment efficiency comparison of lung SBRT using three different motion management strategies



同側肺V20:  
DIBH vs. FB, RG vs. FBで有意差あり  
DIBH vs. RGでは有意差なし

Lansing T, Harris W, Yu M, et al. Clin Transl Radiat Oncol. 2025;56:101044.

## 治療成績への影響

	Univariate HR (95% CI)	p-value	Multivariate HR (95% CI)	p-value
Local control				
PRD CTR	2.19 (1.23-3.91)	0.008	2.19 (1.18-4.06)	0.13
Histology (CRC)	1.99 (1.31-3.04)	0.001	1.71 (1.04-2.82)	0.03
Histology (BC)	0.53 (0.25-1.13)	0.10	0.45 (0.19-1.02)	0.06
Histology (NSCLC)	0.86 (0.26-2.89)	0.81	0.67 (0.19-2.33)	0.54
GTV Volume <sup>a</sup>	1.004 (1.002-1.005)	<0.001	-	-
PTV Volume <sup>a</sup>	1.002 (1.001-1.003)	<0.001	1.001 (1.00-1.002)	0.003
BED locoregion <sup>a</sup>	0.993 (0.989-0.997)	<0.001	0.99 (0.98-1.00)	0.002
BED prescription <sup>a</sup>	0.72 (0.51-1.01)	0.003	1.00 (0.99-1.01)	0.970
Advanced Motion management <sup>a</sup>	0.46 (0.26-0.72)	<0.001	0.53 (0.33-0.86)	0.004
Before 2009 <sup>a</sup>	1.50 (1.04-2.16)	0.021	1.02 (0.61-1.70)	0.932

- ドイツとスイス 17施設のデータベース
- 1997年から2015年 肝オロゴ転移SBRT 474例623病変
- 原発：大腸癌 (213例300病変)、乳癌 (57例81病変)
- 観察期間中央値 15ヶ月 (1-178)

Advanced motion management (ABC、Gating、Tracking) 使用で局所制御良好

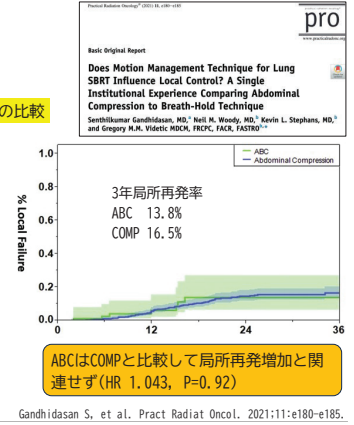
Andratschke N, et al. *BMC Cancer*. 2018;18:283.

## 治療成績への影響

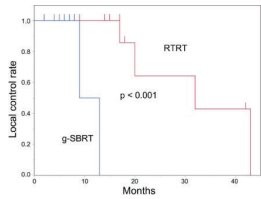
### Active Breathing Coordinator (ABC)と腹部圧迫 (COMP)の比較

Variable	n	%	
Size, cm	2.2	(0.7-10)	
PET SUVmax	7.5	(0.8-59)	
Tumor location	236	25.4	
	Peripheral	695	74.6
Tumor category	OLIGO	101	10.8
	PRIME	830	89.2
Patients with tumor presentation	Single lesion	815	93.4
	Synchronous (>2)	58	6.6
Motion control	ABC	90	9.7
	COMP	841	90.3

- 2003年から2014年 肺SBRT 873例931病変
- 追跡期間中央値 16.4か月
- 線量中央値 50 Gy/5回
- ABC 2009年導入。複数回の息止め可能患者で使用



## 治療成績への影響



- 2施設 (北大、山梨大) の後視的解析
- 2015年から2021年 副腎転移SBRT 21病変

RTRTは、Free-Breathing/Breath-holdと比較して良好な局所制御

### Real-Time Tumor-Tracking Radiotherapy and General Stereotactic Body Radiotherapy for Adrenal Metastasis in Patients With Oligometastasis

Norio Katoh, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Hiroaki Onishi, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Yusuke Uchiyama, MD<sup>1,2,3</sup>, Tetsuya Inoue, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Kengo Kuriyama, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Kentaro Nishioke, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Shinichi Shimizu, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Takafumi Kuriyama, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>, Naoki Miyamoto, PhD<sup>1,2,3</sup>, and Hiroki Shirato, MD, PhD<sup>1,2,3</sup>

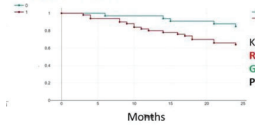
Table 2. BED<sub>10</sub> Parameters for the GTV and PTV.

	RTRT (n = 13)		g-SBRT (n = 7)		P Value
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	
<b>GTV</b>					
Volume (mL)	50.5 (42.0)	48.6 (61.9)	94		
D <sub>max</sub> (Gy)	73.9 (1.4)	86.9 (14.9)	<b>0.049</b>		
D <sub>mean</sub> (Gy)	47.2 (14.5)	73.0 (25.1)	<b>0.088</b>		
D <sub>min</sub> (Gy)	80.9 (3.7)	90.1 (14.7)	<b>0.41</b>		
D <sub>50</sub> (Gy)	59.1 (9.4)	89.3 (15.0)	<b>0.013</b>		
D <sub>10</sub> (Gy)	75.0 (1.1)	87.1 (14.5)	<b>0.067</b>		
D <sub>2</sub> (Gy)	79.5 (2.6)	81.1 (16.6)	<b>0.29</b>		
<b>PTV</b>					
Volume (mL)	148.6 (87.7)	118.1 (102.9)	49		
D <sub>max</sub> (Gy)	69.1 (2.8)	81.7 (13.7)	<b>0.043</b>		
D <sub>mean</sub> (Gy)	29.0 (11.1)	44.6 (17.8)	<b>0.26</b>		
D <sub>min</sub> (Gy)	81.4 (3.8)	90.2 (14.7)	<b>0.27</b>		
D <sub>50</sub> (Gy)	46.7 (12.3)	66.5 (18.6)	<b>0.098</b>		
D <sub>10</sub> (Gy)	40.0 (13.4)	61.0 (19.7)	<b>0.11</b>		
D <sub>2</sub> (Gy)	72.7 (1.5)	83.1 (13.3)	<b>0.10</b>		
D <sub>5</sub> (Gy)	80.0 (2.5)	89.1 (14.8)	<b>0.36</b>		

Katoh N, et al. *Technol Cancer Res Treat*. 2018;17:1533033818809983.

## 治療成績への影響

### Type of respiratory motion control and local failure



- イスラエルの単施設後視的解析
- 2015年から2021年 副腎転移SBRT 83病変
- BED<sub>10</sub>中央値75Gy (48-105)

呼吸移動対策 (息止め/CPAP)は、「対策なし」と比較して良好な局所制御

Clinical and Translational Radiation Oncology

Original Research Article

Total dose, fraction dose and respiratory motion management impact adrenal SBRT outcome

Ory Harely<sup>1,2,3</sup>, Itay Winer<sup>1,2,3</sup>, Morcia Jaffe<sup>1,2,3</sup>, Sorel Appol<sup>1,2,3</sup>, Ori Peres-Kalish<sup>1,2,3</sup>, Zvi Symon<sup>1,2,3</sup>, Moran Ben-Arye<sup>1,2,3</sup>, Sagi Eshkol<sup>1,2,3</sup>, Yaron Lerman<sup>1,2,3</sup>

Table 3. Multivariable comparison local control vs local failure.

Variable	Local control (n=62) 74.6%	Local failure (n=21) 25.4%	HR
Age (y)	66.2 (51-79)	69.68 (42-92)	1.003 (0.91-1.22) p=0.87
Fraction Dose:8Gy	83.8%	16.2%	<b>0.53 (0.32-0.88)</b> p=0.018
Fraction Dose:10Gy	65.3%	34.7%	
Dose:75Gy	88.8%	11.2%	<b>0.41 (0.2-0.81) p=0.001</b>
Dose:75Gy	58.5%	40.5%	
Melanoma/Colon CA	57.1%	42.9%	1.4 (0.89-2.4) p=0.71
others	78.2%	21.8%	
PFV(CC) mean	136.7cc	143.03cc	1.02 (0.93-1.13) p=0.91
Breath hold/free	84.3%	15.7%	<b>0.65 (0.43-0.91)</b> p=0.047
breath-hold/CPAP	68.8%	31.2%	
4dCBCT only			
Oligo-metastases	77.5%	22.5%	0.8 (0.64-2.1) p=0.34
Oligo-progression	68%	32%	

Haisraely O, et al. *Clin Transl Radiat Oncol*. 2024;47:100788.

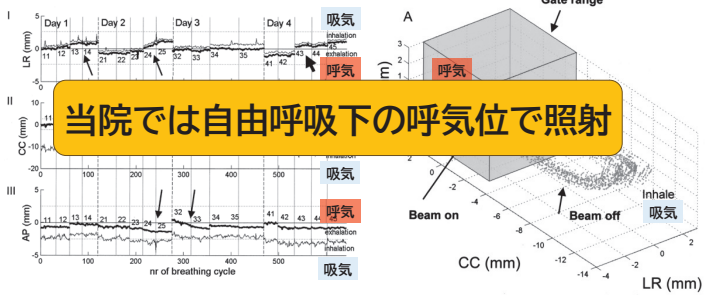
## 小括

- 各呼吸移動対策により、線量分布の改善が得られる
- 各呼吸移動対策により、局所制御の改善も期待される
- 現時点で、呼吸移動対策技術の違いによる局所制御の差は明らかではない

## 本日の内容

- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

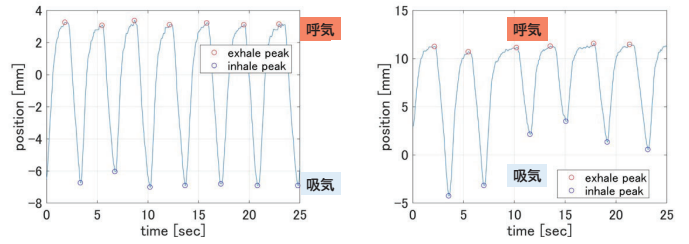
## 呼気と吸気の違い



当院では自由呼吸下の呼気位で照射

Seppenwoolde Y, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2002;53:822-834.

## 呼気と吸気の違い

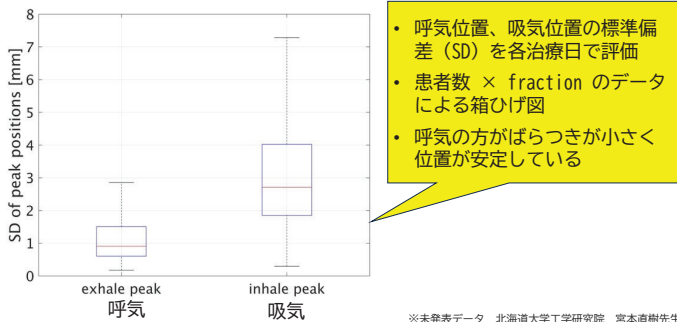


呼気、吸気位置ともに安定しているケース

吸気位置の変動が大きいケース

※未発表データ 北海道大学工学研究院 宮本直樹先生作成

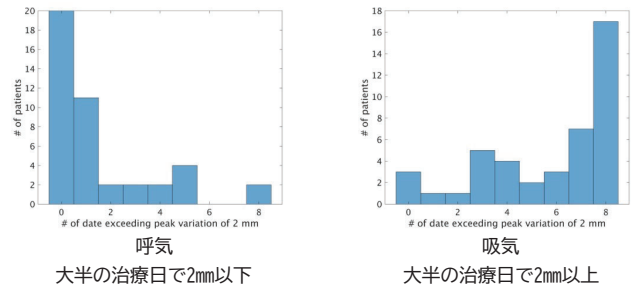
## 呼気と吸気の違い



- 呼気位置、吸気位置の標準偏差 (SD) を各治療日で評価
- 患者数 × fraction のデータによる箱ひげ図
- 呼気の方がばらつきが小さく位置が安定している

※未発表データ 北海道大学工学研究院 宮本直樹先生作成

## 8回の照射日のうち頭尾方向のSDが2mmを超えた日数の頻度 (8回分割の患者を対象)

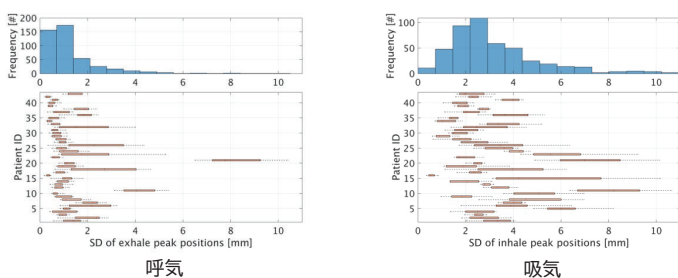


大半の治療日で2mm以下

大半の治療日で2mm以上

※未発表データ 北海道大学工学研究院 宮本直樹先生作成

## 全SDの頻度分布と患者個別の分布 (下段は各患者の8日の治療におけるSDの箱ひげ図)



※未発表データ 北海道大学工学研究院 宮本直樹先生作成

## 吸気位での照射

- 視覚誘導による深吸気息止め (DIBH) 下で肝SBRT 10症例の体内マーカー位置変動を評価。1回のDIBH中でも最大1.0 cmのマーカー位置変動が確認され、計画CTや治療前後のCBCTでは intrafractional variation を捉えきれないことが示された。**リアルタイムでの腫瘍または内部サロゲートの監視が必要。** (Stick LB, et al. Br J Radiol. 2020;93:20200859.)

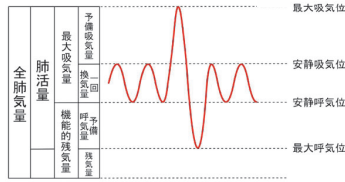
- サーフェスガイドによるDIBH下で腹部SBRT 14症例の体内マーカー位置を評価。Residual motionは3~21 mmで、体表面のみでは内部の動きを十分に管理できないことが明らかとなった。全体の19%で体内マーカーの瞬間的な変位が5 mmを超えた。体内構造と体表面の相関が限定的な場合、**安全な治療のためにはリアルタイムのX線画像による検証が不可欠。** (Zeng C, et al. J Appl Clin Med Phys. 2022;23:e13740.)

- 機械的補助および非侵襲的換気装置 (MANIV) を用いたDIBHでの肺/肝SBRTの体内マーカー位置再現性を評価した。肺病変においては高い再現性と位置精度が得られたが、肝病変では1 cmを超える位置ずれが観察され、事前の吸気止めの安定性評価を推奨。** (Vander Veken L, et al. Adv Radiat Oncol. 2024;9:101563.)

※未発表データ 北海道大学工学研究院 宮本直樹先生作成

## 肺気量について

- 安静時1回の呼吸で出入りする量(1回換気量)は0.5L程度
- 安静吸気位から最大吸気位まで吸い込める量(予備吸気量)は**2.0-3.0L**
- 安静呼気位から最大呼気位まで吐き出せる量(予備呼気量)は**1.0L**程度



吸気の方が予備量が大きい  
 > 吸気位がばらつく一因と考えられる

## 深吸気時に関わる筋肉

### 深吸気時

- 外肋間筋と横隔膜は強く収縮
- 大胸筋、前鋸筋、胸鎖乳突筋、斜角筋が肋骨を大きく挙上

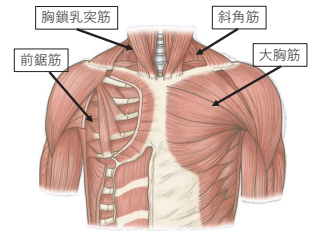
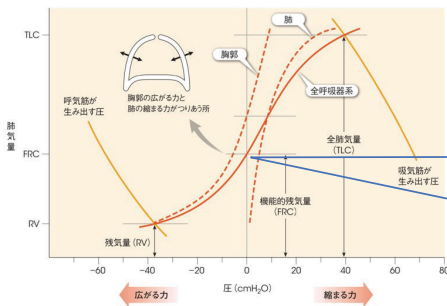


図 [https://www.kango-roo.com/ki/image\\_2111/](https://www.kango-roo.com/ki/image_2111/)

様々な筋の収縮が関わっているため、動きも複雑  
 > 毎回一定の量で吸い込むのは難しいであろう

## 肺気量について



安静呼気位では、  
 広がる力と縮まる力が釣り合う  
 → 無理なく自然に止められる位置

牛木辰男, 小林弘祐. カラー図解 人体の正常構造と機能! 呼吸器. 第5版. 日本医事新報社. 2025.

## 呼気と吸気の違い

呼気位では位置のずれが比較的少ない  
 吸気位では位置のずれなどに注意が必要

## 本日の内容

- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

## 呼吸性移動対策が必要な閾値

**MEDICAL PHYSICS**  
 The International Journal of Medical Physics Research and Practice  
 Radiation therapy physics | Open Access | © |  
**The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76a)**

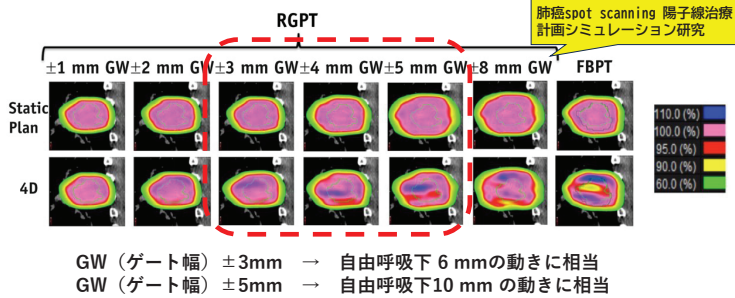
「呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019」

A greater than **5 mm** range of motion is observed in any direction

呼吸性移動対策を行わない場合に、呼吸による三次元的な移動長が **10 mm** を超える場合

移動長が5~10 mmの場合?

## 呼吸性移動対策が必要な閾値



Kanehira T, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2017;97:173-181.

## 呼吸性移動対策が必要な閾値

### MEDICAL PHYSICS

The International Journal of Medical Physics Research and Practice

Radiation therapy physics | Open Access | © |

The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76a)

A greater than **5 mm** range of motion is observed in any direction

「呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019」

呼吸性移動対策を行わない場合に、呼吸による三次元的な移動長が **10 mm**を超える場合

**5 mm超で対策が必要**

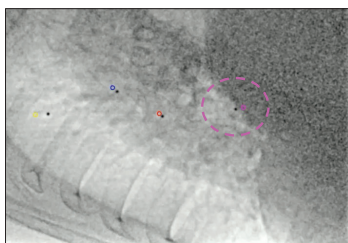
## 本日の内容

- 呼吸性移動対策とは
- 呼吸性移動対策の線量分布・治療成績への影響
- 呼気と吸気の違い
- 呼吸性移動対策が必要な閾値
- 呼吸性移動対策の今後

## 呼吸性移動対策の今後（私見）

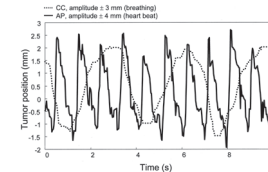
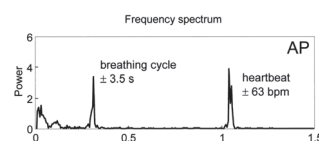
- 放射線治療技術の高度化に伴い、治療計画はますます複雑化する
- これまで不可能だったことも、「計画上は」実現できるようになる
- 実際の患者治療で実現するには、移動対策のさらなる高精度化が求められる

## 移動対策の今後



心拍動の影響も大きい

## 移動対策の今後



心拍動対策も今後求められる技術

Seppenwoolde Y, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002;53:822-834.

## まとめ

- 呼吸を含む腫瘍移動は、放射線治療において依然として活発な研究領域である
- 北海道大学での動体追跡照射ログデータを用いた呼吸性移動解析について報告した
- 呼吸性移動対策は、SBRTなど高精度照射の局所制御向上に必須の技術である
- 放射線治療技術の発展に伴い、移動対策のさらなる高精度化が求められるようになる

## 座長集約

茨城県立中央病院 篠田 和哉

広島大学病院 津田信太郎

第 90 回放射線治療分科会においては、「放射線治療における呼吸性移動対策」をテーマとしたシンポジウムが、前回開催から 10 年の節目を経て再び企画された。本分野はこれまで継続的に発展を遂げてきたが、この 10 年間で技術革新と臨床応用の深化が著しく、呼吸性移動対策は標準治療の一部として広く定着するに至っている。本シンポジウムでは、過去の知見を踏まえつつ、最新の技術動向および臨床成果について 5 名の先生により総括的な報告がなされた。

大阪国際がんセンターの新田先生からは、VARIAN 社製 RGSC を用いた呼吸同期システムの導入から臨床利用のワークフローについて報告された。初診時の適応判断から外来での呼吸トレーニング、CT シミュレーションによる呼吸性移動量評価、IGRT と連携した腫瘍位置管理、さらに ABH を組み込んだリハーサルに至るまで、一貫した体制を構築することの重要性について学ぶことができた。

山梨大学の上田先生からは、Abches による呼吸停止照射法の発展について報告された。Abches を用いた呼吸管理は改良が重ねられ、再現性・患者負担・ワークフローの最適化が図られている。事前の息止めトレーニングの実施が不可欠であり、息止めが不十分な状態で治療を実施すると、照射範囲からのターゲット逸脱や治療時間の大幅な延長を招く可能性がある。そのため、患者への丁寧な説明に加え、息止め不良時の原因と対策を医療者側が理解しておくことの重要性が訴えられた。

北海道大学病院の若林先生からは、SyncTraX の進化について報告がされた。SyncTraX は高感度検出器や画像処理技術の進歩により、マーカ追跡精度が飛躍的に向上し、さらに追跡技術も高精度化されている。肺癌 SBRT への応用の取り組みも説明され、内部マーカーを指標とした三次元位置をリアルタイムに観察するシステムの今後の発展が期待される。

磐田市立総合病院の三浦先生からは、Radixact Synchrony における呼吸追尾技術の進化が報告された。Synchrony は高度な相関モデルとリアルタイム予測アルゴリズムの融合により、遅延補正を含めた高精度照射を実現している。さらに、画像認識技術の発展により腫瘍そのものを直接追尾するマーカレス技術も臨床応用が進み、治療精度と患者負担軽減の両立が図られている。

広島がん高精度放射線治療センターの三浦先生からは、Vero におけるジンバル機構を用いた動態追尾照射の臨床ワークフローについて説明された。症例ごとにリハーサルを実施し、透視下でのマーカー検出、相関モデルの構築、再モデリングの可否、検出不能角度の有無などを事前に評価する必要性が示された。さらにユーザーによる機械的動作検証に基づく品質保証の重要性について言及された。

これらの技術は AI 支援による自動最適化が進み、より高度な個別化医療へと発展している。本シンポジウムを通じて、呼吸性移動対策は単なる技術的課題から、統合的な治療戦略の一部へと進化したことが明らかとなった。一方で、これらの高度な技術は依然として厳密な基礎検証と品質保証の上に成り立つものである。10 年前と同様に、エビデンスに基づく検証の重要性は不変であり、今後もさらなる技術革新と臨床応用の発展が期待される。

## 「RGSC 編」

大阪国際がんセンター 新田 雄也

### 1. RGSC 導入

放射線治療技術の進歩に伴い、正常組織への線量を低減しつつ、腫瘍への線量集中性を高める高精度放射線治療が標準的に行われるようになってきた。特に胸部や腹部に位置する腫瘍（肺、肝臓、膵臓など）は、呼吸運動に伴い数ミリから数センチメートルの移動を繰り返すことから、この呼吸性移動への対策は、治療成績の向上と有害事象の低減の両面で極めて重要である。

大阪国際がんセンター（以下、当センター）における呼吸性移動対策の大きな転換点は、2017年の病院移転と、それに続く2019年の Varian 社製 Respiratory Gating for Scanners (RGSC) システムの導入であった。RGSC は赤外線カメラと赤外線マーカーによって呼吸運動をモニタリングし、Computed Tomography (CT) 装置や放射線治療装置と連携して呼吸波形情報を同期するシステムである (Fig.1)。



Fig.1 Respiratory Gating for Scanners (RGSC) システム

RGSC 導入当初は乳腺・肝臓症例を中心に適応を開始し、その後、肺・膵臓・腎臓・胃などへ対象を拡大してきた (Fig.2)。症例数の増加に伴い、呼気息止め Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)、深吸気息止め照射、呼吸同期 VMAT など、さまざまな照射法の導入を段階的に進めてきた。これらの過程を通じて、患者教育や腫瘍の移動量評価の重要性が改めて明らかとなり、自施設として一貫した呼吸性移動対策照射のワークフローを構築・運用する必要性を強く認識するに至った。

本稿では、当センターにおける RGSC を用いた呼吸性移動対策照射のワークフローと、その運用上の工夫ならびに臨床現場で直面した課題について概説する。

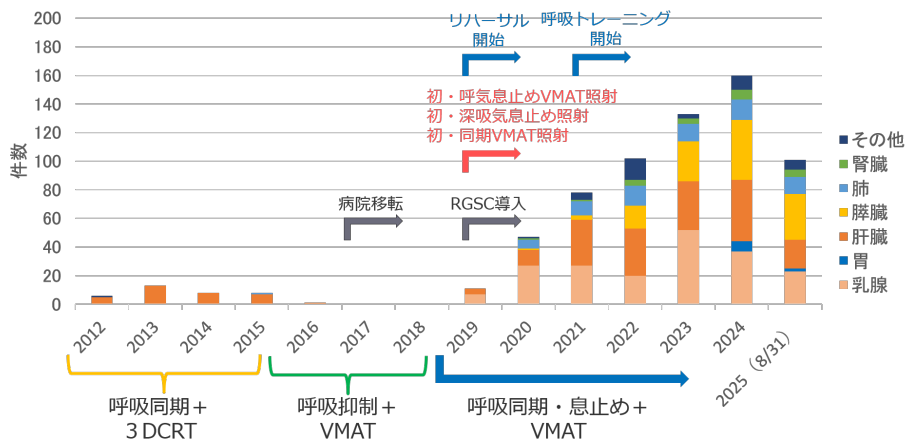


Fig.2 当センターにおける呼吸性移動対策照射の件数推移

## 2. 呼吸性移動対策照射のワークフロー

当センターでは、呼吸性移動対策照射を以下の4要素に整理し、初診から治療までのワークフローを作成して運用している。

1. 呼吸性移動対策照射の必要性判断
2. 患者教育（呼吸トレーニング）
3. 腫瘍の呼吸性移動量評価
4. 治療中の腫瘍位置評価

初診時には腫瘍位置・大きさ・周辺臓器との位置関係から、腹部圧迫や自由呼吸照射で対応可能か、あるいは呼吸同期・息止め照射が望ましいかを医師が判断する。呼吸同期・息止め照射が有用と判断された症例では、呼吸トレーニング専用の時間枠を設定し、診療放射線技師が患者教育を行う。

呼吸トレーニングの結果に基づき、腹部圧迫／自由呼吸／呼吸同期／息止め照射のいずれを採用するかを最終決定し、その条件に合わせたCTシミュレーションへと進む。CTシミュレーションでは、選択された照射法に応じて腫瘍の呼吸性移動量を評価できるよう、撮影プロトコルを整備している。

治療時には、リニアックに搭載された画像誘導放射線治療（image-guided radiotherapy: IGRT）システムとRGSCを組み合わせることで、腫瘍位置を管理している。当センターにおける一連のワークフローをFig.3に示す。

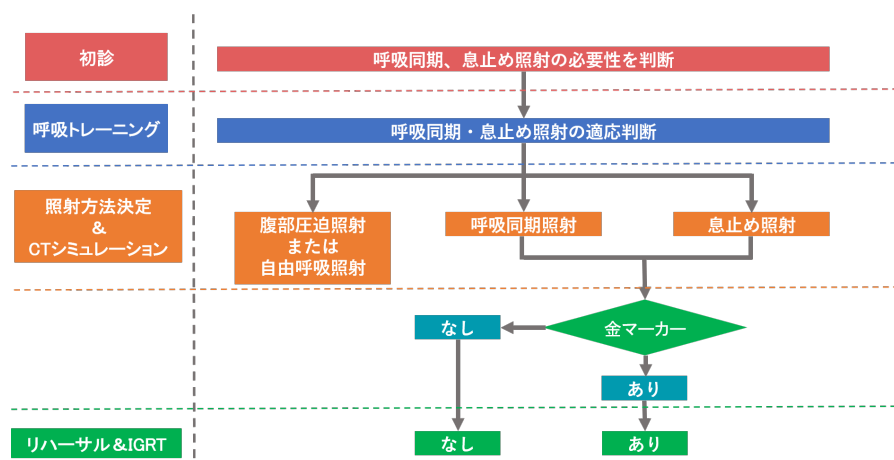


Fig.3 当センターにおける呼吸性移動対策照射のワークフロー

### 3. 呼吸トレーニング

呼吸トレーニングには、ジャイロセンサーとディスプレイ装置からなる自作システムを用いている (Fig.4)。このシステムは腹部の傾き変化から呼吸波形を取得し、RGSC と良好な一致を示すことを確認している<sup>1)</sup>。このような事前評価により、CT シミュレーションや放射線治療当日に初めて呼吸指導を行う場合と比較して、患者負担の軽減とワークフローの安定化に寄与している。

この呼吸トレーニングセッションでは、単に患者に対して呼吸法を指導するだけでなく、最終的な照射方法を決定するための重要なスクリーニングが行われる。当センターでは以下のように適応を整理している。

- 呼吸同期照射の適応:

  - 音声コーチング下で呼吸波形が安定しており、一定の周期性を維持できる患者

- 息止め照射の適応:

  - 規定時間 (15~20 秒) 以上の息止めが可能であり、かつ息止めの再現性が高い患者

- 腹部圧迫または自由呼吸の選択:

  - 上記のいずれも困難な場合、医師と相談のうえ腹部圧迫もしくは自由呼吸照射を選択

このように、呼吸トレーニングの段階で照射法の適否を明確化することで、以降の CT シミュレーションおよび治療の効率的かつ安全な運用につなげている。

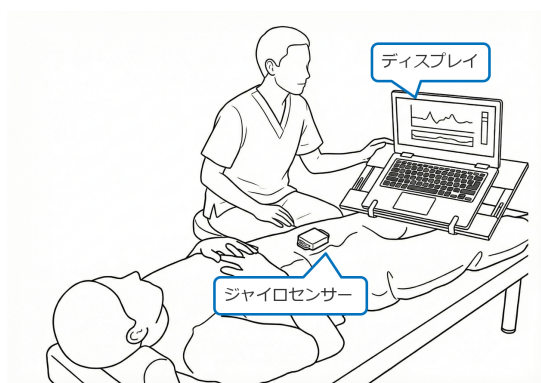


Fig.4 呼吸トレーニングの様子

### 4. CT シミュレーション

#### (1) 呼吸同期照射

呼吸同期照射を用いる場合は、全例 4D-CT (Four-dimensional Computed Tomography) を撮影し、RGSC で取得した呼吸波形に同期させて位相再構成を行っている。特に腹部領域では基本的に造影 4D-CT を撮影し、腫瘍の描出精度と呼吸性移動の評価を両立させている。不規則な呼吸や振幅変動はモーションアーチファクトの原因となるため<sup>2)</sup>、音声コーチングを用いて呼吸波形を安定化させることを必須としている。

4D-CT 画像の位相再構成後、医師と診療放射線技師が共同で画像を確認し、治療で使用する同期幅を決定する。当センターでは以下のステップで同期幅の決定を行っている。

1. 基準位相の特定:

  - 腫瘍が最も静止している位相 (多くの場合、呼気終末位である 50%位相付近) を基準とする。

2. 移動量の評価:

  - 基準位相から隣接する位相 (40%, 60%など) へ範囲を広げた際の腫瘍位置を確認する。例えば、

50%位相を中心に70%位相では腫瘍が動かないが、80%位相になると急激に動き出す、といった挙動を観察する。

### 3. 同期幅の設定:

腫瘍が大きく動き出す直前の位相を除外し、かつ治療効率を考慮した範囲を設定する(Fig.5).

例えば30~70%の範囲で腫瘍位置が安定している場合には、この区間を同期幅として設定し、その範囲をもとに Internal Target Volume (ITV) を作成する。

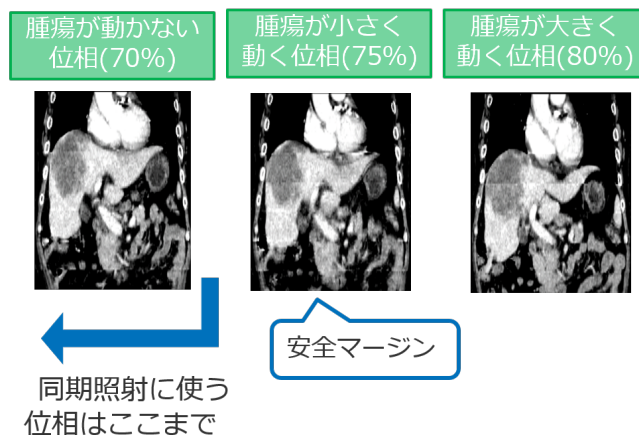


Fig.5 当センターでの同期幅の決定方法

### (2) 息止め照射

息止め照射を用いる場合、呼吸同期照射とは異なる特有の位置誤差リスクが存在する。息止め照射では、息止め間・息止め中いずれにもばらつきが存在することが報告されており<sup>3,4)</sup>、当センターでもその点を考慮したCT撮影を行っている。こうしたばらつきは、各回の息止めレベルのわずかな違いや、息止め中の体内臓器の変化などに起因すると考えられる。さらに、体表に装着した外部マーカーの動きが体内臓器の動きと必ずしも相関しないことも報告されており<sup>3)</sup>、RGSC上で息止め成功と判定されていても、実際には腫瘍位置が変動している可能性を常に念頭に置く必要がある。

上記のリスクに対処するため、当センターの息止めCT撮影プロトコルでは、単一のCT撮影に依存せず、合計6シリーズの撮影データを取得し、ITV決定に反映させている(Fig.6)。

具体的には、息止め間の腫瘍の位置再現性を評価するために3回の息止め撮影を行う。さらに、息止め中の腫瘍の位置変動を評価する目的で、1回の息止め中に2回のスキャンを連続して実施する。得られたすべてのCT画像を重ね合わせ、腫瘍のあらゆる位置変動を包含した領域をITVとして定義することで、息止め間の位置ずれと息止め中の腫瘍変動の双方を考慮したITV設定が可能となる。

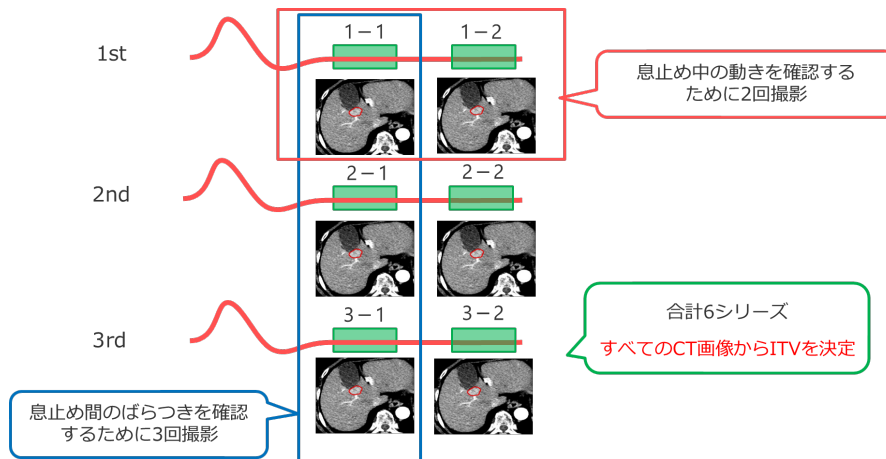


Fig.6 当センターでの息止め照射の CT 撮影プロトコル

### 5. IGRT 戦略とリハーサル

治療計画がいかに精密であっても，日々の治療においてその精度が再現されなければ臨床的な有効性は担保されない．当センターでは，リニアックに搭載された IGRT システムと RGSC を併用することで，腫瘍位置管理の精度向上を図っている．

#### (1) Gated CBCT (呼吸同期コーンビーム CT)

従来，位置照合用のコーンビーム CT (CBCT) は，自由呼吸下で撮影することが一般的であった．しかし，自由呼吸下 CBCT では呼吸性移動に起因するモーションアーチファクトを避けることができず，画像上で腫瘍や金マーカーがぼやけて描出されるため，位置照合の精度低下を招いていた．当センターでは，呼気同期照射において金マーカーの頭側を基準として位置合わせを行っていたが，治療計画 CT と CBCT で見え方が大きく異なるため，術者の経験や技量に強く依存していた．

RGSC 導入後は，CBCT 撮影自体を呼吸波形に同期させる Gated CBCT が可能となった．特定の位相でのみ X 線を照射しデータ収集を行うことで，モーションアーチファクトを低減できる．さらに，治療計画 CT と同一位相で再構成された CBCT 画像が得られるため，金マーカーや腫瘍境界の視認性が向上し，より正確な位置照合が可能となった(Fig.7)．

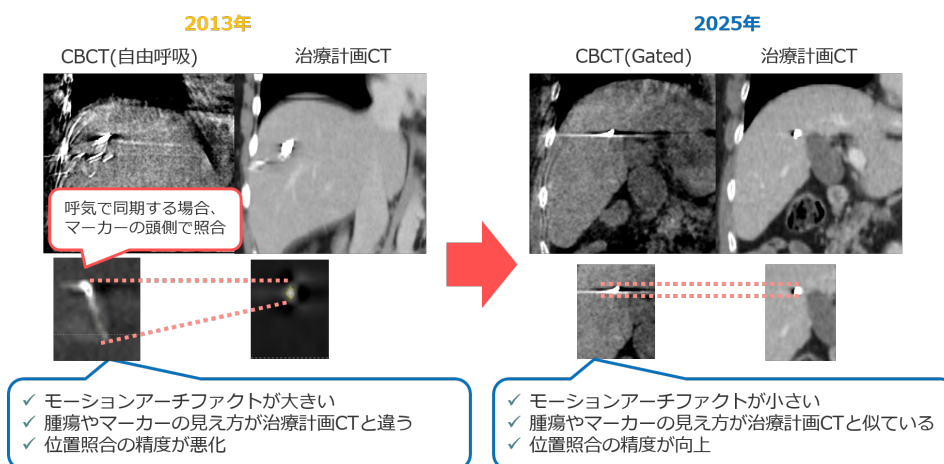


Fig.7 自由呼吸 CBCT と Gated CBCT の見え方の違い

## (2) Triggered Imaging

RGSC はあくまで体表面の動きをモニタリングするシステムであり、体表の動きと体内臓器の動きが乖離するリスクは常に存在する。体内の実際の動きを可視化し、腫瘍位置精度を担保するために、当センターでは Triggered Imaging 機能を用いている。

治療中は、Triggered Imaging を用いて kV 撮影を行い、横隔膜が設定した基準位置に対して $\pm 3$  mm の範囲内に収まっているかを診療放射線技師が逐次確認する。横隔膜位置が許容範囲を逸脱した場合には照射を中断し、再評価を行う運用とすることで、誤照射リスクを低減している (Fig.8)。

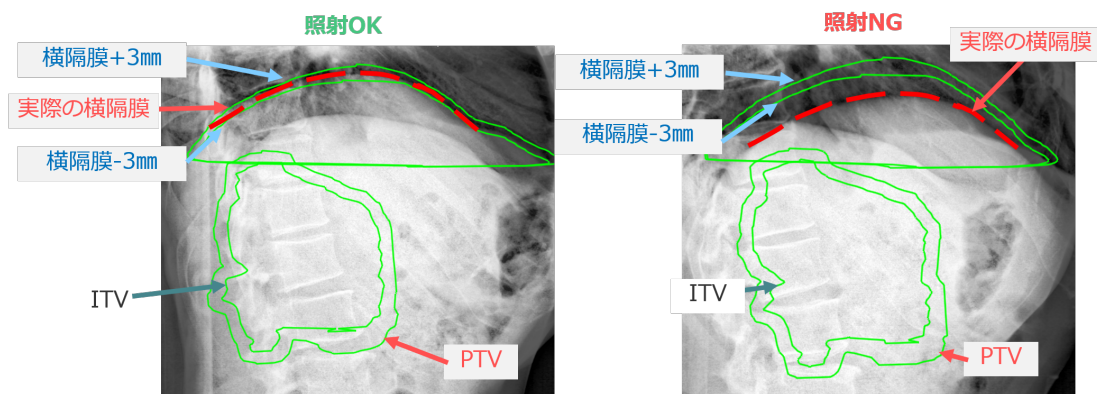


Fig.8 Triggered Imaging による横隔膜の位置確認

## (3) Auto Beam Hold とリハーサル

金マーカー留置症例に対しては、Auto Beam Hold (ABH) 機能を積極的に使用し、kV 撮影→マーカー照合→照射の一連のプロセスを自動化している。ABH は、kV 画像上の金マーカーをシステムが自動認識し、その位置ズレが事前に設定した閾値を超えた時点で、人間の介入なしに自動的にビームを遮断する機能である。マーカー位置が許容範囲外へ逸脱した場合に自動的にビームホールドがかかるため、術者依存性の低減に寄与しうる (Fig.9)

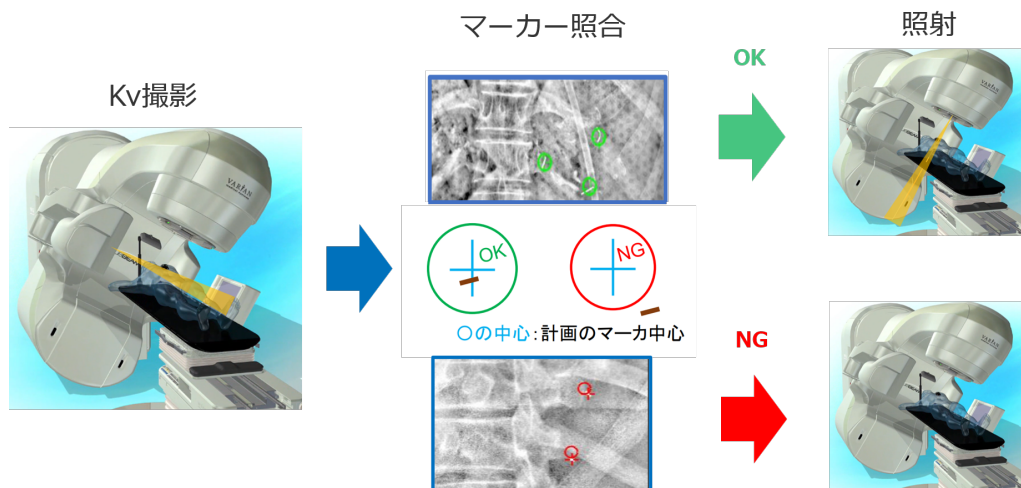


Fig.9 Auto Beam Hold の概要

しかしながら、先行研究では金マーカー自体が数%の頻度で移動すること<sup>5)</sup>、さらに ABH の検出率がガントリ角度や ABH の設定条件に依存すること<sup>6)</sup>が報告されている。このため、当センターでは ABH 使用症例において、初回治療前日に必ずリハーサルを実施している。

リハーサルでは、臨床プランと同一のガントリ角度を用い、Jaw とマルチリーフコリメータ (MLC) を最小開度、MU も最小とした専用プラン(リハーサルプラン)を作成することで、最小限の被ばくで IGRT から ABH 作動までの一連の流れを確認している (Fig.10)。この際、金マーカーの位置が治療計画 CT から変動していないか、全ガントリ角度において金マーカーが適切に検出されるかを評価し、マーカー位置の安定性と ABH 設定の妥当性を事前に検証している。これにより、本番照射時のトラブルを未然に防ぎ、治療開始初日からの円滑な照射につなげている。

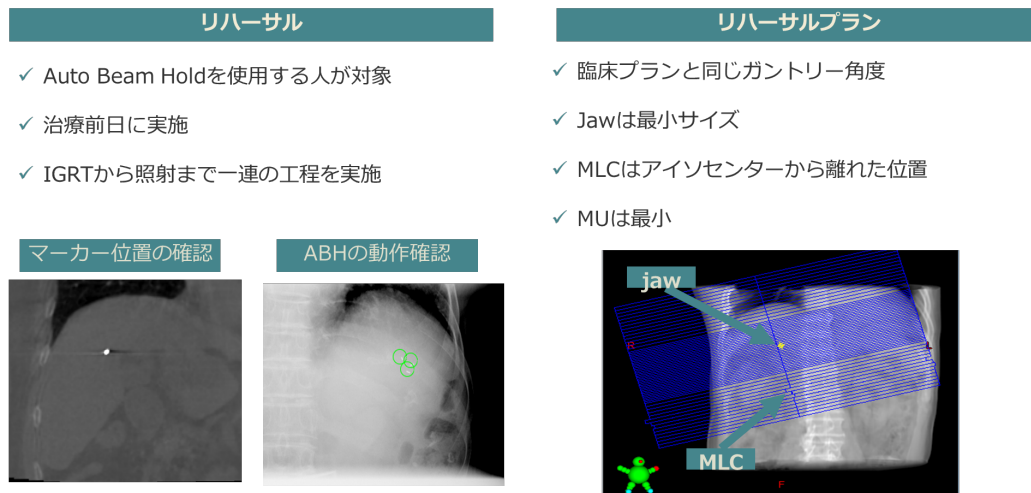


Fig.10 リハーサル概要

## 6. 臨床現場で直面した困難事例

高度なシステムとワークフローを整備しても、個々の患者における生理学的・心理学的変動は予期せぬ課題をもたらす。ここでは、当センターで経験した困難事例の1例を紹介する。

音声コーチングを用いた呼吸同期照射において、治療中に患者が入眠してしまう症例が散見される。放射線治療を受けるがん患者の多くは、がん治療による倦怠感や心理的ストレスにより睡眠障害を抱えていることが知られている<sup>7)</sup>。さらに、治療中の単調な音声コーチングと規則的な呼吸リズムは入眠を誘発しやすい環境である。

入眠時には覚醒時と比較して換気量が 10~15%低下する<sup>8)</sup>うえ、音声コーチングに対する意識的な追従が途絶えることで、呼吸波形の振幅が浅くなり、周期性も乱れやすい。その結果、浅い呼吸のまま誤った位相でビームが照射されてしまうリスクが生じる。

当センターでは、治療中の呼吸波形を常時モニタリングし、振幅低下や周期の乱れといった波形形状の変化を早期に察知することを重視している。具体的には、呼吸波形に明らかな変化が認められた場合には、直ちに照射を中断し、患者への声かけによって覚醒を促したうえで、呼吸状態を再評価してから照射を再開するという運用とし、安全性の確保に努めている (Fig.11)。

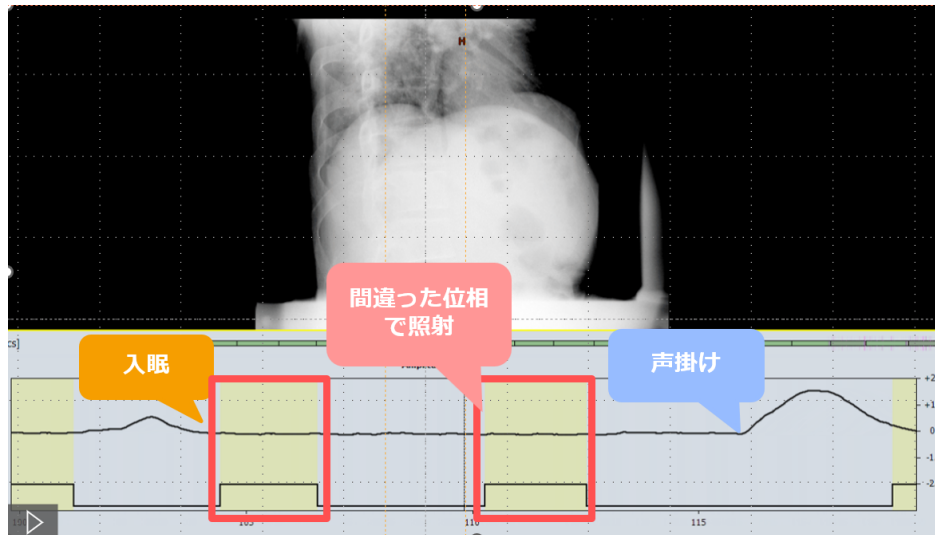


Fig.11 音声コーチングを用いた呼吸同期照射の患者呼吸波形

## 7. まとめ

本稿では、当センターにおける RGSC を用いた呼吸性移動対策照射のワークフローと、その運用上の工夫について概説した。初診時の適応判断から外来での呼吸トレーニング、CT シミュレーションによる呼吸性移動量評価、IGRT と連携した腫瘍位置管理、さらに ABH を組み込んだリハーサルに至るまで、一貫した体制を構築することが重要である。

呼吸性移動対策照射は、高精度放射線治療の安全性と有効性を支える基盤であり、自施設の患者背景や装置構成に応じてワークフローを継続的に見直し、改善を積み重ねていくことが求められる。

## 参考文献

1. Nitta Y, Ueda Y, Ohira S, Isono M, et al. Feasibility of a portable respiratory training system with a gyroscope sensor. *Br J Radiol.* 2024 May 29;97(1158):1162-1168.
2. Aldosary G. Four-Dimensional Computed Tomography (4DCT) in Radiation Oncology: A Practical Overview. *Curr Radiol Rep* 12, 65–76 (2024).
3. Kamima T, Iino M, Sakai R, et al. Evaluation of the four-dimensional motion of lung tumors during end-exhalation breath-hold conditions using volumetric cine computed tomography images. *Radiother Oncol.* 2023 May;182:109573.
4. Ehrbar S, Schrader M, Marvaso G, et al. Intra- and inter-fraction breath-hold variations and margins for radiotherapy of abdominal targets. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2023 Nov 11;28:100509.
5. Kord M, Kluge A, Kufeld M, et al. Risks and Benefits of Fiducial Marker Placement in Tumor Lesions for Robotic Radiosurgery: Technical Outcomes of 357 Implantations. *Cancers.* 2021; 13(19):4838.
6. Ono S, Ueda Y, Ohira S, et al., Detectability of fiducials' positions for real-time target tracking system equipping with a standard linac for multiple fiducial markers. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 21: 153-162 (2020).
7. Wang J, Zhou B-Y, Lian C-L, et al. Evaluation of Subjective Sleep Disturbances in Cancer Patients: A Cross-Sectional Study in a Radiotherapy Department. *Front. Psychiatry* 12:648896 (2021).
8. Xie A. Effect of sleep on breathing - Why recurrent apneas are only seen during sleep. *J Thorac Dis.* 2012 Apr 1;4(2):194-7.

## 「Abches 編」

山梨大学医学部附属病院 上田 幸治

### 1. Abches の紹介

呼吸管理に用いるデバイスは現在様々な物が使用されているが、本稿では Abches（エイペックスメディカル）について紹介する。Abches は、呼吸による胸郭および腹壁の変動を検出可能な胸腹2点式呼吸モニタリング装置であり、患者自身が鏡やモニタを確認して再現性の高い息止めが可能である。吸気息止め照射の場合、患者は Fig.1 に示す目盛りと針からなる呼吸位相表示を、患者の頭部に取り付けた鏡越しに観察する。息止め合図に合わせて吸気を行い、患者ごとに設定した吸気レベルに到達したところで息止めを行う。自然呼気終末位置（ベースライン）から吸気レベルまでの目盛りの幅により毎回の吸気量を一定とすることができる。オペレータ側は、呼吸位相を確認し、息止めを確認したうえで照射を実施することが可能である。なお、呼気息止め照射の場合、鏡を使用しない場合もあるが、オペレータ側で呼気終末位置まで息を吐いていることを確認して照射を行っている。

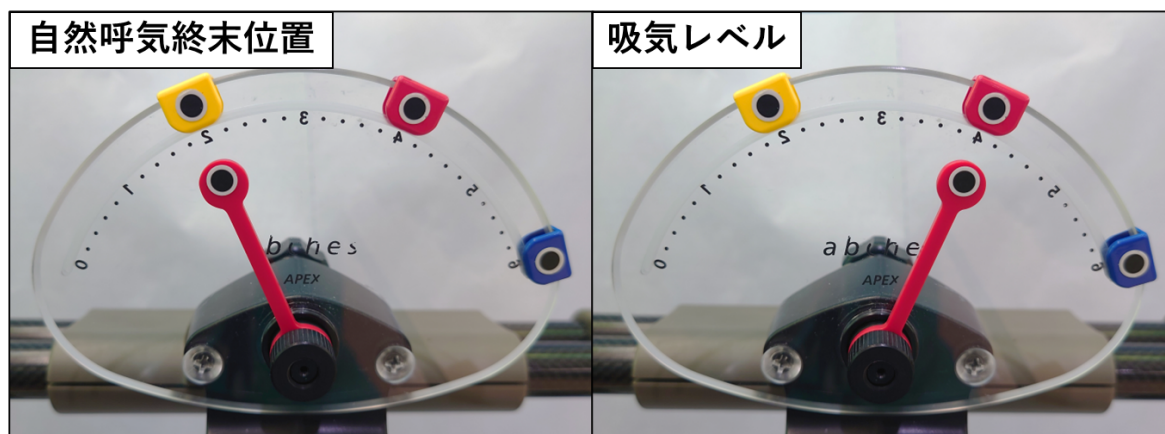


Fig. 1 Abches の呼吸位相表示

息止め照射は呼吸性移動を抑制できるだけでなく、呼吸同期照射と比較して短時間で照射を実施できる優位性がある。また、DIBH（深吸気息止め）照射は、自由呼吸（FB: Free breath）照射と比較して心臓線量や肺  $V_{20Gy}$  を有意に低減する<sup>\*1</sup>。Fig.2 に当院の症例を示すが、線量分布や DVH からその効果は明らかである。ただし、息止め再現性の確保は必須であり、Abches 等の吸気レベルを確認するためのデバイスが必要になる。

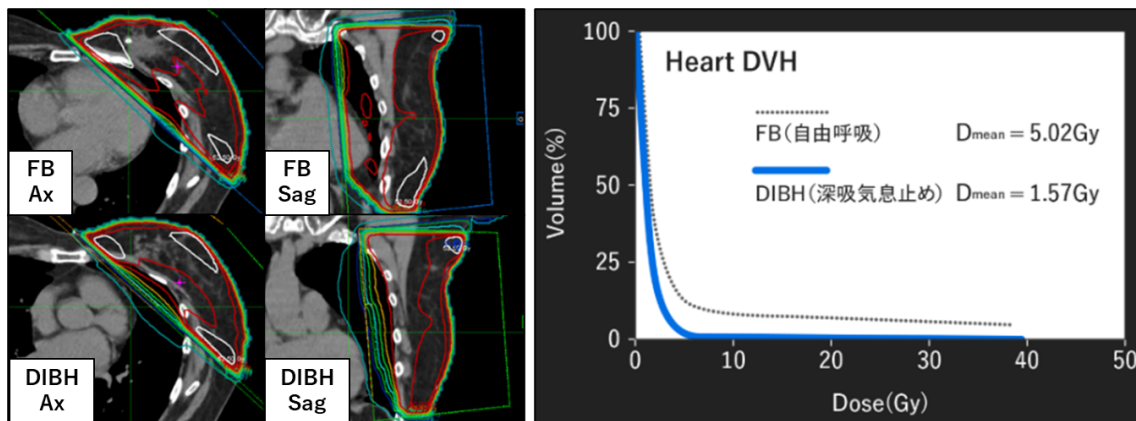


Fig. 2 自由呼吸と DIBH の線量分布および DVH

2014年に札幌で開催された第69回放射線治療分科会において、当院の佐野より Abches による息止め照射について報告を行った。当時の Abches は、呼吸同期照射や 4D-CT 撮影には対応していなかった。現行機種 Abches を Fig.3 に示す。2015年に発売された Abches IIIでは、正確なアーム角度を検出するロータリーエンコーダーの内蔵により、LAN ケーブルでのデジタル出力が可能になり、呼吸同期照射や 4D-CT 撮影に対応した。さらに、2017年に発売された Abches ET では、ベースラインや吸気レベルを操作室から遠隔で調整できるようになった。加えて、小型化や表示部の液晶化によりリニアックや固定具との干渉が軽減され、無線化によって LAN ケーブルが不要となるなど、利便性が向上した。

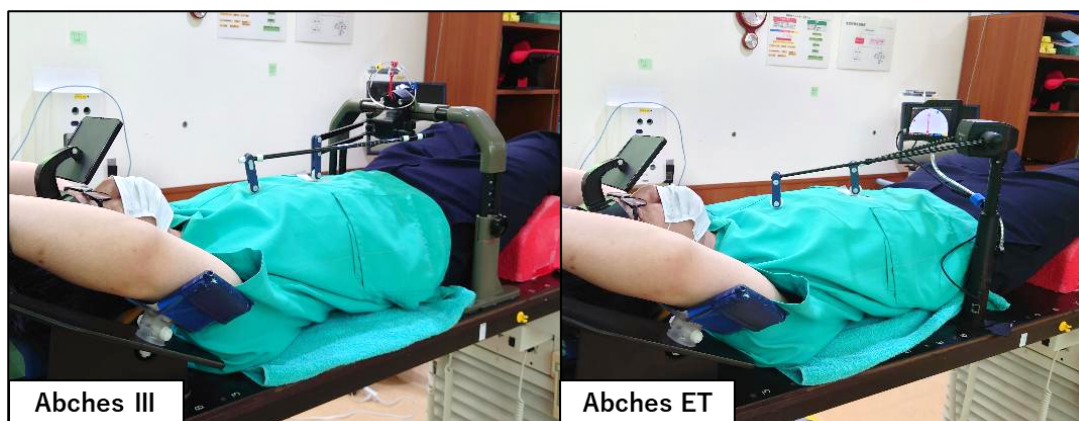


Fig. 3 現行機種 Abches

## 2. Abches による息止め照射ワークフロー

当院の息止め照射ワークフロー (Fig.4) について説明する。まず医師が患者ごとに息止め照射の必要性を判断する。息止め照射を実施する場合、看護師から患者へ息止め照射の注意点についての事前説明を行う。この際、Fig.5 に示す資料を用いて、理解しやすい説明を心掛けている。また、事前説明における患者の理解力や視力・聴力などを看護師から診療放射線技師 (以下、技師) へ引き継ぐことで、その後の息止めトレーニングをスムーズに行うことが出来ている。

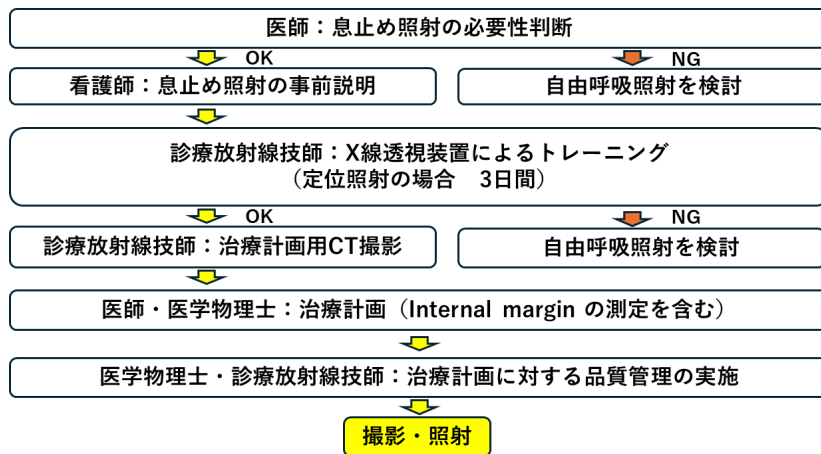


Fig. 4 息止め照射ワークフロー

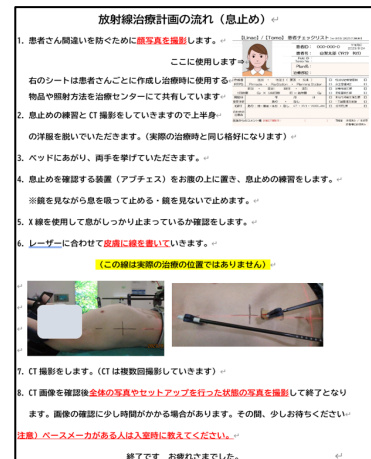


Fig. 5 事前説明資料

息止めトレーニングでは、治療体位の再現性と苦痛の軽減を考慮して使用する固定具を選定し、患者セットアップを行う。次に、患者体型に合わせた Abches の高さや、息止めの目的 (DIBH による心臓線量低減 or 通常照射における再現性向上) や患者の呼吸状態に合わせた吸気レベル等を設定する。その後、X線透視装置を用いて、横隔膜の位置を指標とした、息止め再現性や息止め持続時間の確認を行っている (Fig.6)。

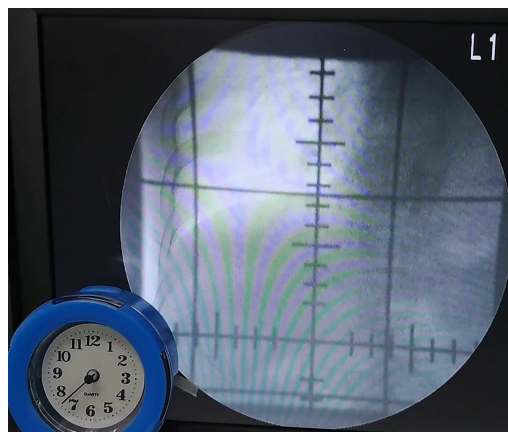


Fig.6 X線透視装置による横隔膜の位置確認 (時計により秒数もカウント)

針の静止と横隔膜位置の停止に時間的なズレがある場合はその秒数 (= 針の静止後に照射開始するまでの待ち時間) を記録する。また、息止め可能な秒数 (= 照射可能な時間) についても記録し、治療時に引き継いでいる。トレーニングは、通常照射では原則 1 日のみ、定位照射では 3 日間行う。患者の理解度等によるが、1 回につき 20 分~1 時間ほどの時間を要する。トレーニングの後には、技師と看護師で以下の項目について検討を行う。

- ① 息止め方法についての理解
- ② 息止めを 10 秒以上保持可能
- ③ 治療体位を 30 分以上保持可能

この際、技師単独ではなく技師-看護師間で検討や情報共有を行うことで、患者背景を考慮した疼痛コントロールや、看護師による患者の適切なケア・サポートが可能となる。なお、一つでも達成不能な項目がある場合は医師へ報告し、必要に応じて IM の拡大や疼痛緩和用の薬剤処方等を行っている。

上記手順を経て、息止め照射が可能と判断された場合、治療計画用 CT および息止め精度評価用 CT (3回) を撮影する。また、乳房以外の呼吸性移動対策加算が請求可能な臓器に関しては、Abches を用いた 4D-CT 撮影を行い、自由呼吸下の呼吸性移動量を記録している。4D-CT では、呼吸の周期運動が再現性不良である場合、位相ずれによるアーチファクトが発生する<sup>2)</sup>。Abches の目盛りを自然吸気レベルに設定することで 4D-CT 撮影中の吸気量の安定性が向上するため、アーチファクトの少ない画像を得ることができている。

治療計画では、息止め精度評価用 CT 画像を用いて、3 回の息止め時に取得した腫瘍位置座標を基に IM 設定を行う。作成した治療計画は、3D-CRT プランでは検証ソフトを用いた独立検証、VMAT プランでは多次元検出器を用いた実測により線量検証を行ったのちに治療開始となる。

当院では IGRT 装置として CBCT および On-rail CT を併用している。On-rail CT は時間分解能および画質に優れることから、主に定位照射など高精度治療において使用している (Fig.7)。On-rail CT を使用する際は、撮影位置から治療位置へ移動するため寝台を 180° 回転させる必要がある (Fig.8)。近年、SGRT 装置による呼吸モニタリングが注目されているが、SGRT では On-rail CT 側と Linac 側を 1 台のカメラで同時に監視することは困難である。一方、Abches は寝台上に設置したまま使用でき、180° の寝台回転やノンコプラナ照射にも対応可能である点が利点として挙げられる。

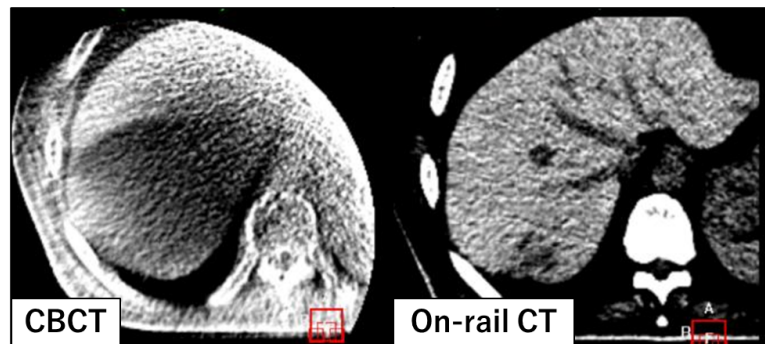


Fig. 7 CBCT と On-rail CT の画質比較

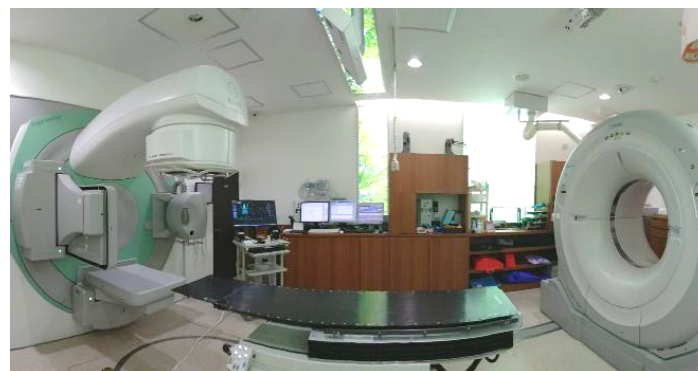


Fig. 8 Linac と On-rail CT の位置関係

### 3. 精度管理の方法および測定データ

呼吸性移動対策ガイドライン 2019<sup>3)</sup> では、呼吸性移動対策に関する精度管理プログラムを作成し、定期的実施することが求められている。以下、呼吸性移動対策装置として Abches を用いる場合に必要となる項目について述べる。

- (1) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置を含む治療システム全体での腫瘍 (もしくは腫瘍位置を代替する体内の指標) または外部呼吸信号の認識位置の校正および精度に関する項目

Abches は、胸郭・腹壁の上下動をそれぞれの端子で拾い上げ、針の動きに連動させることで吸気量を一定にする。そのため、端子が上下動する大きさと針が動く幅の相関関係 (= 感度) が肝要である。点検方法としては、既知の厚さの板 (タフウォーターファントム等) を抜去した際に、針が正常に動作することを確認する方法がある (Fig.9)。また、シミュレーション室用と治療室用など、複数台の Abches を使用する施設では、点検により各装置の感度にずれがないことを確認する必要がある。

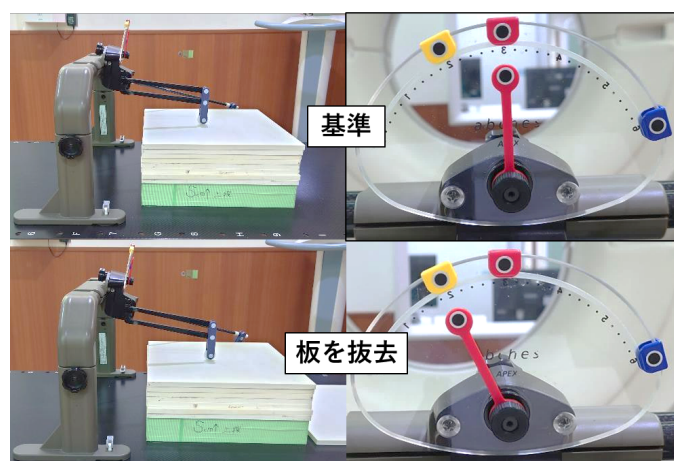


Fig. 9 外部呼吸信号の認識位置の精度確認方法

- (2) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置使用下での治療ビームの出力特性および呼吸位相の認識から実際の照射までの時間に関する項目

Abches を使用した呼吸同期照射を実施する場合、付属 PC により呼吸位相をモニタリングし、設定したゲーティングレベルおよびゲーティング幅に到達するとビーム ON 信号を出力し、ゲーティング幅から逸脱するとビーム OFF 信号を出力する。呼吸同期照射は、自由呼吸における特定の位相のみ照射を行うため、息止め照射や自由呼吸照射と比較すると、連続的に照射可能な時間は短くなる。そのため、照射ビームのうち、立ち上がり部分が大きなウェイトを占めることになり、非同期照射とビーム特性が変わる可能性がある。これについて、齋藤らは、Abches と Elekta Synergy による呼吸同期照射におけるビーム特性 (平坦度・対称性) について、非同期ビームと同等であったと報告している<sup>\*4</sup>。また、同論文では、呼吸同期照射における遅延時間についても測定しており、6MV X 線のビーム ON (Abches からビーム ON 信号出力～リニアックのビーム ON) は  $336.4 \pm 23.4$  ms、6MV X 線のビーム OFF (Abches からビーム OFF 信号出力～リニアックのビーム OFF) は  $87.6 \pm 7.1$  ms で、許容範囲内であったと報告している。ただし、ビーム特性や遅延時間については、Abches の型式やリニアック装置等により変化することが考えられるため、各施設において検証を行うことが望ましい。

#### 4. Abches 使用時に苦慮した事例

Abches は、患者参加型の呼吸性移動対策装置であるため、患者の状態によっては使い方に工夫が必要な場合がある。以下に事例と対策をまとめる。

- (1) ベースラインドリフト

息止めを繰り返すうちに、基準となる呼気終末位置が下がる現象である (Fig.10)。1 回の治療時間

が長く、かつ高精度が要求される定位照射等では、照射範囲から腫瘍が外れる可能性が高くなる。原因として、疲労蓄積による呼吸振幅やリズムの変化や、緊張緩和による胸郭・腹壁位置の変化が考えられる。対策としては、膝枕等を使用してあらかじめ背中が浮かないようにポジショニングを行うことや、安心させる声掛け、同性スタッフの対応、BGMの使用などにより、可能な限り患者の緊張を解いておくことが望ましい。なお、息止め動作を繰り返し行うことにより、呼吸が深くなることに起因することも有るので、患者にとって最良な息止め間隔を確認することも大切である。

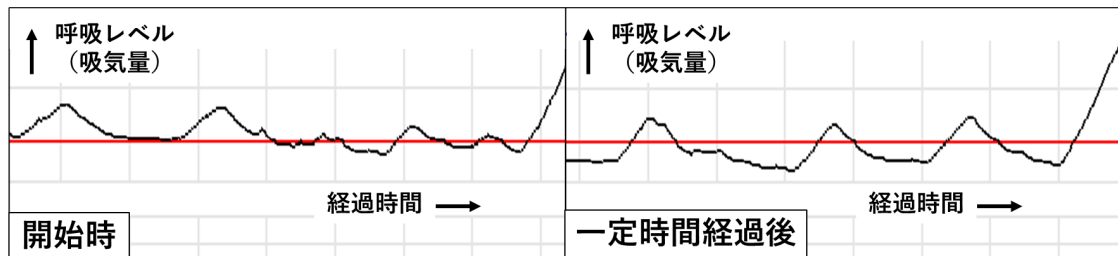


Fig. 10 ベースラインドリフトの例

## (2) 息止め不良

息止めトレーニング時、様々な理由により呼吸位相が安定しないケースを経験した。呼吸状態が悪い患者にはカヌラによる酸素吸入、認知機能が低下している患者には平易な声掛けなどが有効である。一方、呼吸状態や認知機能等に問題はないものの、呼吸位相が安定しない症例も経験した。対策としては、腹筋で端子の位置を調整しないように力を抜いてもらうことや、無理なく息止めが可能な秒数を見極めることが必要である。また、息止め方法の変更（吸気止め or 呼気止め）や、ノーズクリップを用いて鼻からの息漏れを防ぐ方法も有用である。

## (3) 聴覚・視覚の障害

聴覚障害を持つ患者では、息止め合図を聞き取ることが出来ない場合がある。治療機の操作室から治療室照明の ON/OFF を行い、これを息止め合図の代わりとしてコーチングしておくことで、聴覚障害を持たない患者と同様に照射を行うことが可能である。

また、視覚障害を持つ患者では、吸気レベルを視認しながら吸気量を調整することが困難な場合がある。Abches は吸気量に応じた音声出力機能を有しており、吸気レベルにゲーティングウィンドウを設定しておくことで、3段階の音声により吸気量の不足・適正・過剰を患者に知らせることが可能である。これにより、吸気レベルの視認が困難な患者であっても、健常者と同様に吸気息止め照射を行うことができる。

## 5. まとめ

Abches は、患者が呼吸位相を確認することで再現性の高い息止めを行うことが可能である。吸気息止めの場合、患者は目盛りと針の位置関係から必要な吸気量の把握が容易である。呼気息止めでは鏡を用いない場合が多いが、患者が息を十分に吐ききっていることをオペレータ側が確認したうえで、息止め下での位置決め撮影および照射が可能である。また、本装置は寝台設置型であるため、On-rail CT 撮影時の寝台回転やノンコプラナ照射を行う場合であっても、胸郭・腹壁の検出精度に影響を受けることなく、撮影から治療まで一定の息止めが可能である。さらに、音声出力機能を使用することで、視覚障害をもつ患者にも使用可能である。加えて、呼吸同期照射にも対応するため、患者の状態に合わせた呼吸性移動対策が可能である。

一方, Abches を用いた息止め照射を行う場合には, 事前の息止めトレーニングの実施が不可欠となる. 息止めが不十分な状態で治療を実施すると, 照射範囲からのターゲット逸脱や治療時間の大幅な延長を招く可能性がある. そのため, 患者への丁寧な説明に加え, 息止め不良時の原因と対策を医療者側が理解しておくことが極めて重要である.

#### 謝辞

本稿の執筆にあたり, 資料をご提供いただいたエイペックスメディカルの川上秀之様, ご助言頂いた山梨大学医学部放射線医学講座の皆様, 並びに山梨大学医学部附属病院放射線技術部の皆様に感謝申し上げます.

#### 参考文献

1. Lu, Yongkai, et al. "Comparison of deep inspiration breath hold versus free breathing in radiotherapy for left sided breast cancer." *Frontiers in Oncology* (2022).
2. Nakamura, Mitsuhiro, et al. "Physical evaluation of four dimensional computed tomography." *Nippon Hoshasen Shuyo Gakkai-Shi* (2007).
3. 日本放射線腫瘍学会 : 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019. (日本放射線腫瘍学会, 東京, 2019)
4. Saito, Masahide, et al. "Evaluation of the latency and the beam characteristics of a respiratory gating system using an Elekta linear accelerator and a respiratory indicator device, Abches." *Medical Physics* (2018).

## 「SyncTraX 編」

北海道大学病院 若林 倭

### 1. はじめに

呼吸性移動は肺・肝・脾など体幹部臓器において照射精度を大きく左右する因子である。腫瘍や臓器の動きは単純な動きではなく、ヒステリシス（吸気と呼気で異なる軌跡）、ベースラインシフト（治療中に基準呼吸位置がずれる現象）、さらには肺区域ごとに異なる運動様式を示すことが報告されている<sup>1)</sup>。また、腫瘍の運動と外部呼吸指標の相関は必ずしも安定しておらず、両者が乖離する例も報告されている<sup>2)</sup>。

呼吸性移動の管理法には様々な方法があるが<sup>1)</sup>、当院では、腫瘍近傍に留置した内部マーカーを直接追跡するリアルタイム追跡法を採用している。

当院では1995年に内部マーカーを用いたリアルタイム追跡法を臨床に導入して以来、技術改良とともにシステムを更新してきた（Fig.1）。現在はSyncTraX FX4（島津製作所）へと更新している。

本稿では当院におけるSyncTraX FX4の装置構成、運用手順、実臨床での経験、被曝線量、発展的取り組みについて概説する。

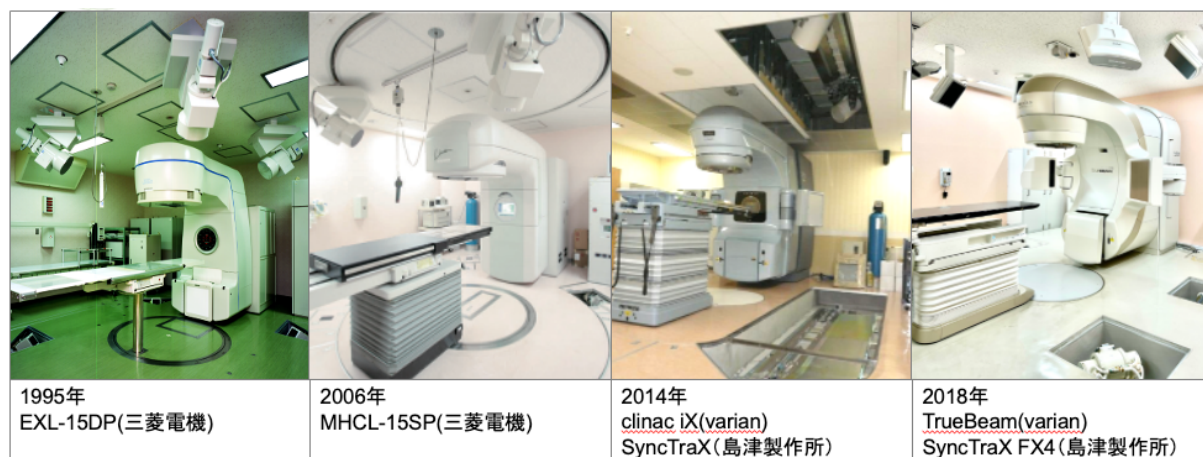


Fig.1 北海道大学病院における動体追跡放射線治療装置の変遷

### 2. 装置構成

#### 2-1. 基本構成

当院ではTrueBeam（varian）と統合されたSyncTraX FX4を使用している。本システムは、床下にある4式のX線管球と天井に設置した4式のFPDで構成されている。その4式の組み合わせのうち、ガントリおよびカウチに遮られずに透視可能なX線管球-FPDのペアが自動で2式選択され、2方向からのkV透視像を取得することで、内部マーカーの三次元位置をリアルタイムに追跡することが可能であ

る (Fig.2).

SyncTraX FX4 と TrueBeam の統合により、以下の機能が実現されている。

- 6 軸 (6DoF) 補正への対応
- VMAT 照射への対応
- FFF 照射における高線量率照射に対応
- テンプレートマッチング法およびテンプレートレス追跡 (形状認識) に対応
- 多様なフィデューシャルマーカー (iGold, Gold Anchor, Visicoil など) が使用可能

これらにより、体幹部腫瘍に対する高い位置精度と運用の柔軟性が得られている。



Fig.2 SyncTraX FX4 治療システムの外観 (島津製作所提供)

## 2-2. 追跡方式の概要

SyncTraX FX4 は、腫瘍近傍に留置した内部マーカーを毎秒 15 枚もしくは 30 枚の 2 方向の kV 透視画像で捉え、画像上のマーカー位置から三次元座標を算出する。算出されたマーカー位置が治療計画上で定義した基準マーカー位置に対して設定された許容範囲 (通常  $\pm 2\text{mm}$ ) 内にある場合のみ照射を許可し、逸脱時には自動的に照射を停止する迎撃法を採用している (Fig.3)<sup>3)</sup>。

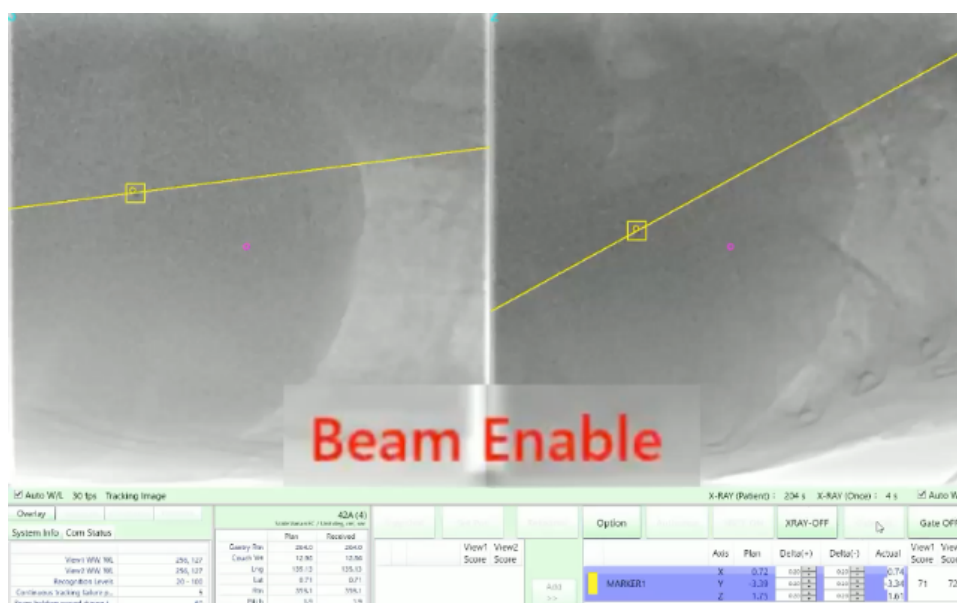


Fig.3 SyncTraX を用いた肝臓の動体追跡治療の様子

## 3. 運用手順

当院における SyncTraX を用いた体幹部放射線治療の流れは、以下の順に進められる。

マーカー留置 → 治療計画用 CT 撮影・透視リハーサル → 治療計画 → 患者 QA・ドライラン → 治療リハーサル → 治療開始

本節では、この一連の過程のうち、放射線技師が主に関わる工程を中心に、SyncTraX 特有の運用上の注意点や実際の手順を概説する。

### 3-1. マーカー留置

体幹部腫瘍に対する内部マーカーは、腫瘍近傍で、腫瘍の運動を反映する位置に留置し、SyncTraX FX4の2方向kV透視で両方向とも安定視認できる配置を基本とする。各臓器の担当科・アプローチ・代表マーカーと留置例は Fig.4 のとおりである（肺／肝・膵・腎／前立腺）。

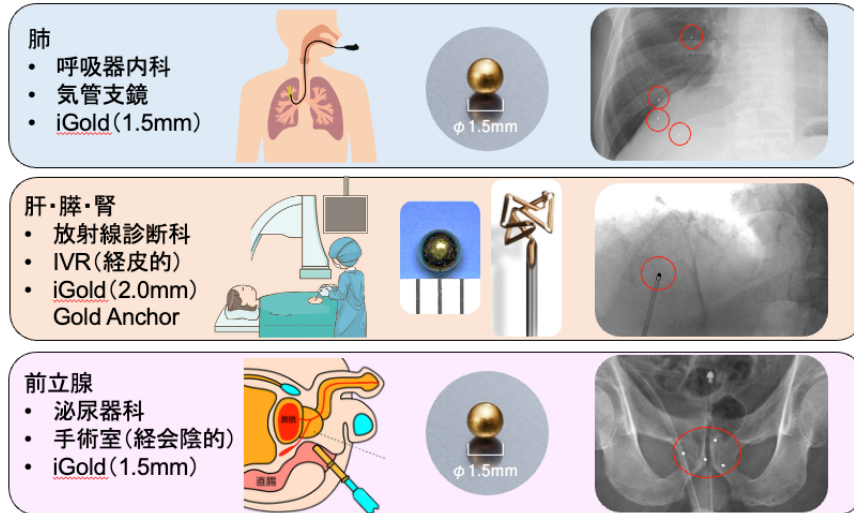


Fig.4 各臓器におけるマーカー留置方法

### 3-2. 治療計画用 CT 撮影・透視リハーサル

#### [治療計画用 CT 撮影]

体幹部腫瘍に対する呼吸性移動評価と治療計画画像の取得を目的として、4DCT（レトロスペクティブ）および呼気息止めCTを撮影する。

4DCTでは、自然呼吸下で撮影を行い、腫瘍および内部マーカーの呼吸性移動範囲を定量化する。患者さんには「深呼吸せず、息を止めず、自然な呼吸を続けてください」と説明し、安静呼吸の再現性を確保する。

呼気息止めCTは、息を吸って吐いたところ（自然呼気位）で停止して撮影する。患者さんには「自然に呼吸するのと同じ大きさで、お腹に力を入れないように」と説明し、お腹の動きを見ながら何度か練習し、同様に声をかけて、呼気息止め状態での画像（治療計画用CT画像）を取得する。

4DCTの50%位相（呼気相）と呼気息止めCTの位置を比較し、椎体の位置を合わせた状態で、マーカーの頭尾方向のずれが±2スライス（4mm）以内であれば、再現性良好と判断している（Fig.5）。

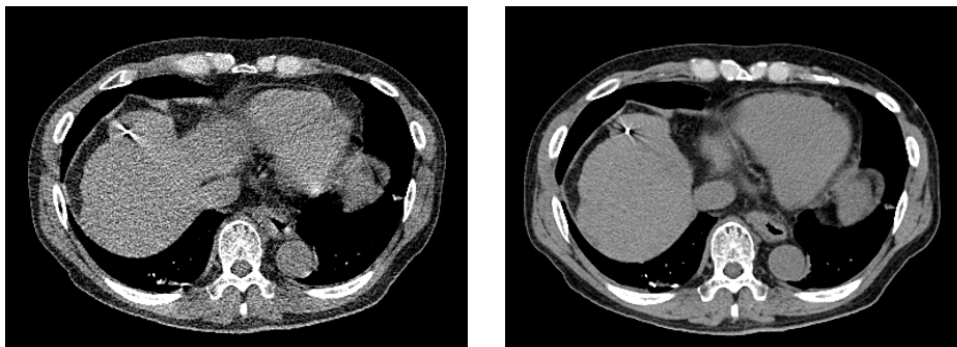


Fig.5 治療計画用CT（左：4DCT 50%位相（呼気相），右：呼気息止めCT）

### [透視リハーサル]

治療計画用 CT 撮影日と同日に、患者さんに実際の治療寝台に寝てもらい、SyncTraX FX4 によるマーカ-の視認性を確認する。ここではマーカ-が 2 方向の透視画像で同時に視認できるかを確認し、重なりやコントラスト不足がないか、追跡の可否をチェックする。

### 3-3. ドライラン

SyncTraX FX4 を用いた照射では、治療計画データにマーカ-の ROI 情報が含まれており、これが SyncTraX FX4 側に正しく転送・認識されるかを事前に確認する。実患者のプランを TrueBeam で開き、SyncTraX FX4 画面上で、マーカ-に対応した ROI が視野内に表示されるかを確認する。

### 3-4. 治療リハーサル

治療開始前日に、実際の治療環境下で治療リハーサルを行い、以下の項目を確認する。

- 2 方向の kV 撮影 (OBI) による骨位置照合により、アイソセンター位置の確認を行う
- 必要に応じて、SyncTraX FX4 にて内部マーカ-のテンプレート作成を行う
- SyncTraX FX4 による透視下で、内部マーカ-が安定して追跡可能であるかを確認する
- 自然呼吸下における呼気位相の安定性を確認する
- 自然呼吸下での呼吸に伴うマーカ-の移動長を計測する (Fig.6)

透視下での評価において、骨位置照合に対し、マーカ-位置照合による移動量が過度に大きい場合や、複数マーカ-間の位置関係に整合性が認められない場合には、マーカ-の移動あるいは脱落を疑う。

肺病変では、マーカ-脱落のリスクを考慮して複数の内部マーカ-を留置しており、マーカ-同士の相対位置関係を指標として確からしさを評価する。マーカ-の脱落が疑われる場合には、放射線治療科医師へ確認の上、CT を撮像し、再評価を行う。

腹部臓器 (肝・脾・腎) では、治療リハーサル時に CT 撮影を必須としており、内部マーカ-の位置ずれや脱落の有無に加え、胸水や腹水など体内環境の大きな変化がないことも確認している。

移動長の計測は、SyncTraX FX4 による透視下で自然呼吸のまま一定時間マーカ-を追跡し、取得されたマーカ-の三次元位置ログデータを用いて、SyncTraX FX4 のソフトウェア上で算出する (Fig.6)。

なお、Fig.6 は治療時に取得されたログデータの一例である。実際の治療リハーサルでは、マーカ-追跡の可否確認と並行して実施するため、約 30 秒程度の追跡データから移動長を算出している。

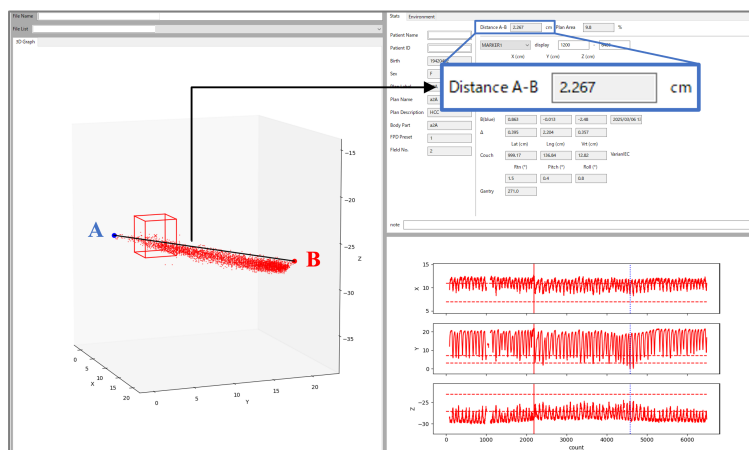


Fig.6 SyncTraX FX4 による移動長の計測

### 3-5. 治療開始

治療当日は、治療リハーサル時と同様に、患者セットアップを行った後、2方向のkV撮影(OBI)による骨位置照合を実施し、続いてSyncTraX FX4によるマーカー照合に基づく位置合わせを行う。

位置合わせ完了後、SyncTraX FX4による透視を開始し、自然呼吸下において内部マーカーの追跡を行う。マーカーの三次元位置が設定した許容範囲内に入った場合のみ照射が許可され、照射中もリアルタイムでマーカー位置の監視が継続される。

治療中にベースラインシフトや呼吸パターンの変化により、マーカー位置が許容範囲を逸脱した場合には、照射は自動的に中断される。その際は、再度位置確認を行い、追跡条件が満たされていることを確認した上で照射を再開する。

また、治療期間中にマーカー位置の変化や体内環境の変化が疑われる場合には、CBCT撮影を行い、内部マーカーの位置および周囲臓器の状態を評価し、必要に応じて治療方針の再検討を行う。

このように、SyncTraX FX4を用いた治療では、照射前から照射中に至るまで内部マーカーを継続的に監視することにより、呼吸性移動を伴う体幹部腫瘍に対して高い位置精度を維持した照射が可能となっている。

## 4. 実臨床での経験

### 4-1. 治療時間の延長

SyncTraX FX4を用いた動体追跡放射線治療では、照射可能範囲を腫瘍近傍のマーカー位置に限定しているため、呼吸性移動対策を行わない治療と比較して治療時間が延長する。一方で、近年は高線量率照射(6MV FFF ビーム: 1400 MU/min)に対応した運用が可能となり、照射時間を大幅に短縮できるようになった(Fig.7)<sup>3)</sup>。これにより、患者の負担軽減に加え、透視時間の短縮による被曝線量の低減も期待できる。

### 4-2. 吸気相での治療

SyncTraX FX4による動体追跡照射は、通常、自然呼吸位相を基準として照射を行うことで、呼吸変動に対して安定した照射が可能である。一方、解剖学的条件や既往照射との位置関係などから、吸気位相を基準とせざるを得ない症例も存在する。

自然吸気位相では、止まる位置のばらつきが大きく、特に頭尾方向のマーカー位置が安定しにくい傾向がみられた(Fig.8)。その結果、設定されたマーカー位置の許容範囲内にマーカーがとどまる時間が短くなり、照射時間が延長することがある(例:通常10分前後の治療が20~30分程度要する)。

このような症例では、吸気位相の再現性を高めるために患者への声かけを行うなど、治療担当技師によるリアルタイムなコミュニケーションにより改善が見られることもある。

## 5. 被曝線量

SyncTraX FX4による動体追跡放射線治療では、治療中に2方向kV透視を用いたリアルタイム追跡を行うため、透視に伴う被曝が避けられない。本装置における透視線量については、Tanabeらが報告<sup>4)</sup>した50msの計測におけるアイソセンター空気カーマ(110kV, 100mA: 0.11~0.15 mGy(Fig.9))を基に、当院の透視

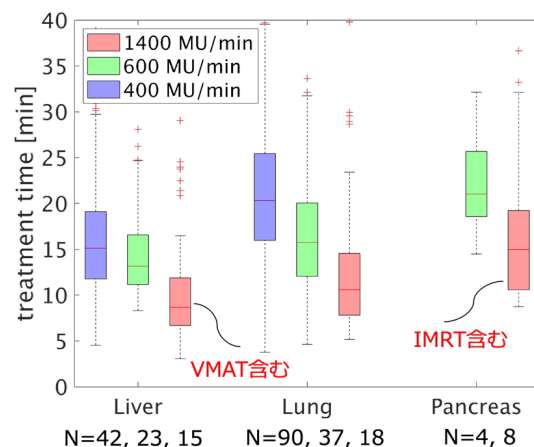


Fig.7 治療ログから評価した1 fractionあたりのX線透視開始から照射完了までの時間

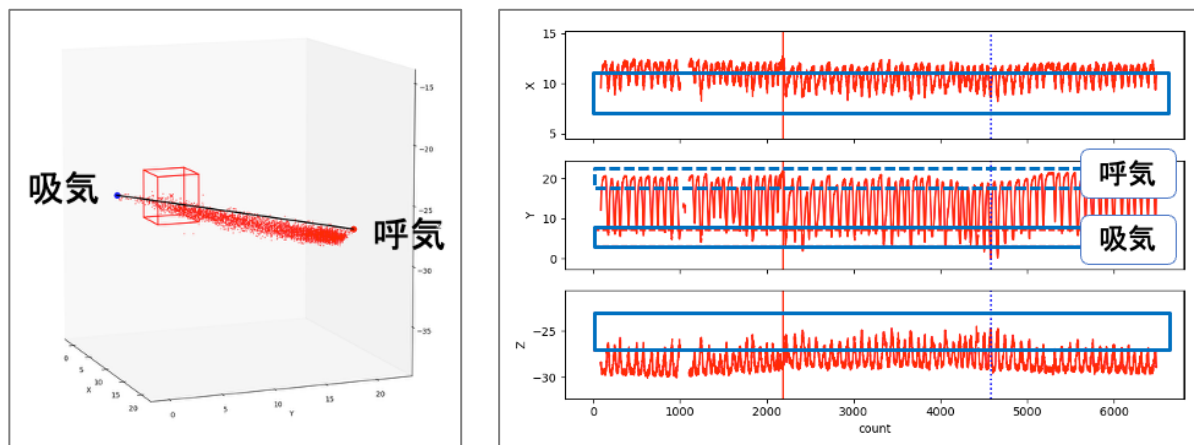


Fig.8 SyncTraX FX4による金マーカのログ解析結果

条件 (15 fps, パルス幅 4 ms, 10 分) へ換算すると、空気カーマは約 94 mGy と推定された。本推定は、パルス幅およびフレームレートに対して線量が比例するとの仮定に基づく概算値である。

透視に伴う被曝については、皮膚障害などの確定的影響が問題となる線量域には達しないと考えられるものの、ICRP が示すように確率的影響にはしきい値が存在しないことから、可能な限り低く抑えることが重要である。また、分割照射で繰り返し透視を行う場合が多く、累積線量の管理も重要となる。放射線治療における位置照合や動体追跡に伴う撮像線量については、現時点では診断参考レベル (DRLs) が設定されていないが、自施設の撮像条件が適切かどうかは随時見直しが必要である。

また、AAPMTG-180 では、画像誘導に伴う撮像線量が治療線量の 5% を超える場合には、臨床的影響を考慮すべきであると提言している<sup>5)</sup>。今後は RDSR の活用など、より体系的な線量管理の確立が望まれる。

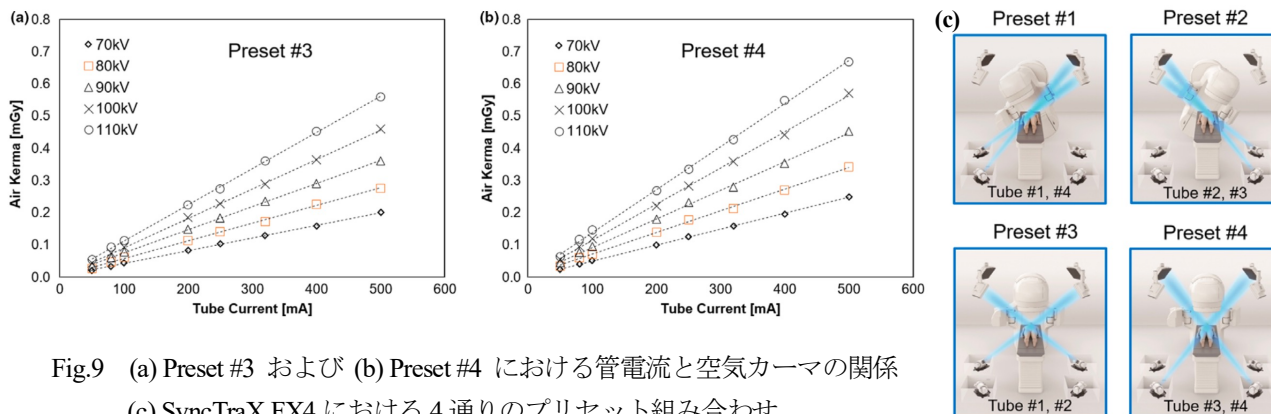


Fig.9 (a) Preset #3 および (b) Preset #4 における管電流と空気カーマの関係  
(c) SyncTraX FX4 における 4 通りのプリセット組み合わせ

## 6. 発展的取り組み：肺癌 SBRT への応用

近年、肺癌に対する定位放射線治療 (stereotactic body radiotherapy : SBRT) は、短期間で高線量を投与できる治療法として注目されている。一方で、肺癌は胃、十二指腸、小腸などの消化管と近接しており、腫瘍および周囲臓器の呼吸性移動に加えて、蠕動運動などの非周期的な動きも重畳するため、線量集中性と安全性の両立が困難な部位であることが指摘されている。

特に、腫瘍と隣接臓器の inter-fractional motion および intra-fractional motion は、計画時に想定した線量分布からの乖離を生じさせ<sup>6), 7)</sup>、overdose による重篤な消化管障害のリスクを高める要因となる<sup>8), 9)</sup>。

このような背景から、肺癌 SBRT においては、日々変動する体内環境を考慮した柔軟な治療計画と、

照射中の腫瘍位置を高精度に把握・管理する手法が重要となる。

当院では、膵癌 SBRT に対してプランライブラリー方式の治療計画を導入し、MU 値を段階的に調整した複数の治療計画をあらかじめ作成している。治療当日には、治療計画用 CT および CBCT 画像を用いて腫瘍と周囲臓器の位置関係を評価し、等線量分布を比較した上で、最適なプランを選択する運用を行っている。

また、画像照合においては、治療計画 CT (呼気息止め)、当日 CBCT (呼気息止め)、および治療中の透視 (自然呼吸) における呼吸位相の整合性を重視している。

まず、呼気息止めで撮影した CBCT を用いて、骨照合による 6 軸補正を行う。続いて、同 CBCT を用いて、内部マーカーに基づく位置合わせを実施し、並進移動する。この状態で CBCT 上に複数プランの等線量分布 (isodose line の ROI) を表示し、腫瘍および隣接臓器への線量を確認した上で、使用プランを最終決定する (Fig.10)。

照射時は、他の臓器の動体追跡放射線治療と同様に、内部マーカーの三次元位置をリアルタイムで追跡しながら、呼気位相を基準とした設定範囲内で迎撃照射を行っている。

このように、膵癌 SBRT においては、単に呼吸性移動による影響を抑制するだけでなく、日々変動する体内環境に応じた治療計画を選択・適用することで、安全性と線量集中性の担保が可能であると考えられる。

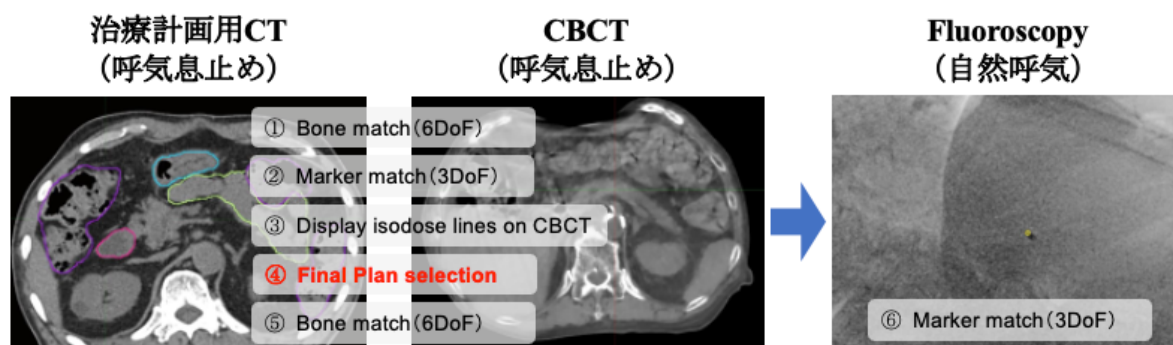


Fig.10 膵癌 SBRT における画像照合および動体追跡のワークフロー

## 7. まとめ

本稿では、当院における SyncTraX FX4 を用いた動体追跡放射線治療について、装置構成、運用手順、実臨床での経験、被曝線量、および発展的取り組みとしての膵癌 SBRT への応用について概説した。

SyncTraX FX4 を用いた動体追跡放射線治療は、内部マーカーを指標とした三次元位置をリアルタイムに把握し、呼吸性移動を伴う体幹部腫瘍に対して高い位置精度を維持した照射を可能とする。一方で、マーカー留置による侵襲性や、治療時間の延長、透視に伴う被曝線量など、運用上の課題も存在するため、照射技術や撮像条件の最適化、線量管理の継続的な見直しが重要である。

膵癌 SBRT への応用においては、腫瘍および周囲臓器の位置関係が日々変動するという特性を踏まえ、プランライブラリー方式と画像照合を組み合わせた運用により、治療当日の体内環境に応じた柔軟な治療計画の選択が可能となった。これにより、安全性と線量集中性の両立が図れる可能性が示唆された。

## 参考文献

1. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys.* 2006;33(10):3874-3900.
2. Ionascu D, Jiang SB, Nishioka S, Shirato H, Berbeco RI. Internal-external correlation investigations of respiratory induced motion of lung tumors. *Medical Physics.* 2007;34 (10) :3893-3903.
3. 藤田 勝久, 宮本 直樹. 寄稿\_治療技術事始め: 動体追跡放射線治療の始まり・現在・未来. *放射線治療部会誌.* 2024;38(2):69-81.
4. Tanabe S, Umetsu O, Sasage T, et al. Clinical commissioning of a new patient positioning system, SyncTraX FX4, for intracranial stereotactic radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(6):149-158.
5. Ding GX, Alaei P, Curran B, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys.* 2018;45(5):e84-e99.
6. Uchinami Y, Suzuki R, Katoh N, et al. Impact of organ motion on volumetric and dosimetric parameters in stomach lymphomas treated with intensity-modulated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(8):78-86.
7. Uchinami Y, Kanehira T, Fujita Y, et al. Evaluation of short-term gastrointestinal motion and its impact on dosimetric parameters in stereotactic body radiation therapy for pancreatic cancer. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2023;39:100576.
8. Murphy JD, Christman-Skieler C, Kim J, et al. A dosimetric model of duodenal toxicity after stereotactic body radiotherapy for pancreatic cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;78(5):1420-1426.
9. Miften M, Vinogradskiy Y, Moiseenko V, et al. Radiation dose-volume effects for liver SBRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2021;110(1):196-205.

# 「Radixact Synchrony 編」

磐田市立総合病院 三浦 正稔

## 1. はじめに

呼吸性移動を伴う腫瘍に対する放射線治療では、照射中の位置変動が治療精度に大きく影響するため、その補正は臨床上の重要課題である。この課題に対処するため、近年、各メーカーによりさまざまな呼吸性移動対策技術が開発されているが、なかでも Accuray 社の Synchrony は、呼吸性移動に対する照射位置をリアルタイムに補正可能な数少ないシステムの 1 つであり、リアルタイム適応放射線治療（real-time adaptive radiotherapy）に分類される。Synchrony は Accuray 社の動体追尾照射技術の総称であり、2002 年に CyberKnife に初搭載された。Radixact には 2019 年に搭載され、TomoTherapy 装置においては比較的新しい技術である（Fig. 1）。

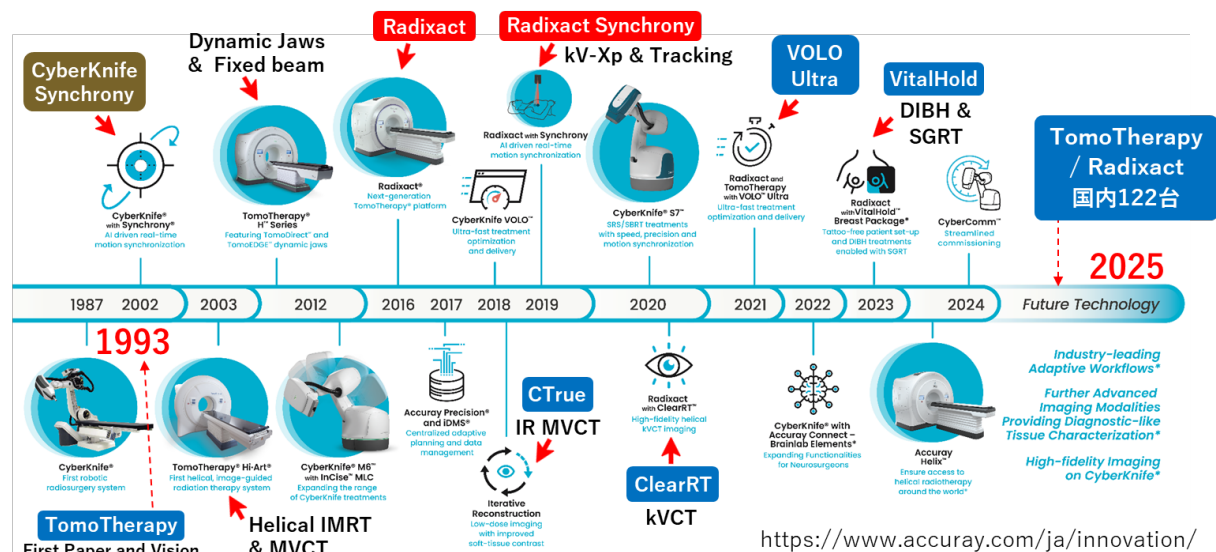


Fig. 1 CyberKnife と TomoTherapy の技術開発の軌跡

## 2. 当院の呼吸性移動対策

当院は外部放射線治療装置として Novalis Tx (Varian/Brainlab 社) および Radixact X9 (Accuray 社) の 2 台を保有している (Fig. 2)。呼吸性移動への対応として、Novalis では internal target volume (ITV) 法、呼吸同期照射および呼吸停止照射が実施可能である。一方、Radixact では ITV 法に加え、Synchrony による動体追尾照射が可能である。当院では 2021 年より Radixact を用いた治療を開始し、同年 6 月から肺がんを中心に Synchrony を導入した。現在までに約 70 例の Synchrony 治療を実施しており、呼吸性移動対策における重要な選択肢の 1 つとなっている。

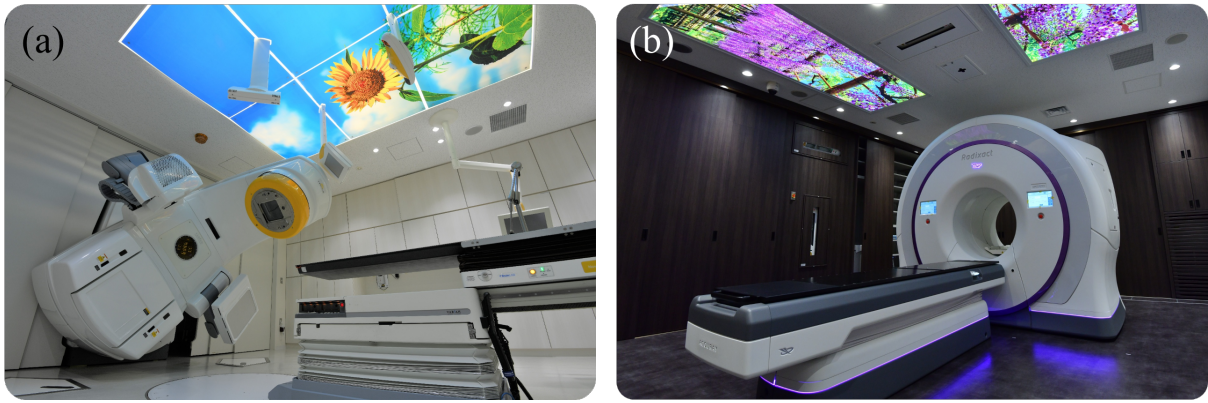
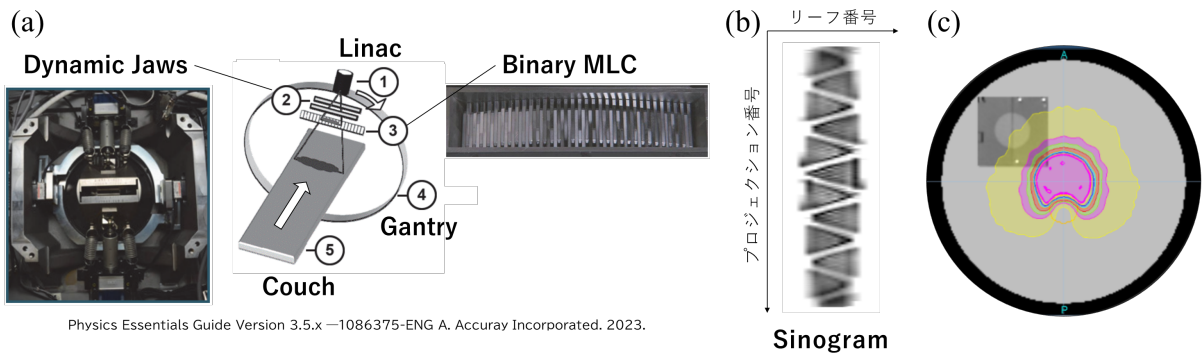


Fig. 2 当院の外部放射線治療装置. (a) Novalis Tx, (b) Radixact X9

### 3. Radixact Synchrony の技術概要

#### 3-1 Radixact の照射機構

Radixact は TomoTherapy の後継機であり、ヘリカル式強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiation therapy: IMRT) を基本とする装置である。回転ガントリに搭載された Linac と、体軸方向に移動するカウチの同期動作によりヘリカル照射を実現する。照射野形成は Dynamic-Jaw と 64 枚の multi-leaf collimator (MLC) により行われる (Fig. 3a)。MLC の動作は開・閉の 2 状態のみであることからバイナリ (binary) MLC と呼ばれ、照射中に高速で開閉を繰り返し、その開口時間によって線量強度を制御する。この制御はガントリ 1 回転あたり 51 方向のプロジェクトションにて行われ、その制御情報はサイノグラム (sinogram) と呼ばれるファイルで定義される (Fig. 3b)。サイノグラムの濃度は各リーフの開口時間を表しており、濃度が濃いほどバイナリ MLC の開口時間が長いことを意味する。このサイノグラムに従ってヘリカル照射を行うことで、強度変調の線量分布が得られる (Fig. 3c)。



Physics Essentials Guide Version 3.5.x —1086375-ENG A. Accuray Incorporated. 2023.

Fig. 3 Radixact の照射機構.

(a) 照射機構のジオメトリ, (b) サイノグラムの一例, (c) 強度変調線量分布の一例

#### 3-2 Radixact Synchrony で選択可能な追尾方法

Radixact Synchrony では、標的移動の性質と fiducial marker の有無に応じて、「Fiducial」「Fiducial with Respiratory」「Lung with Respiratory」の 3 方式が選択可能である (Fig. 4)。前立腺など不規則な移動を伴う腫瘍には「Fiducial」方式が適用される。一方、呼吸性の周期的な移動を伴う腫瘍 (肺・肝など) では、kV-X 線画像により検出した腫瘍位置情報と、患者体表の light emitting diode (LED) marker から取得した呼吸波形信号とを組み合わせ合わせた相関モデルに基づき、呼吸性移動と同期したリアルタイム追尾

が可能である。特に肺腫瘍においては、marker-less で追尾できる「Lung with Respiratory」が選択可能であり、本稿では同方式に焦点を当てる。

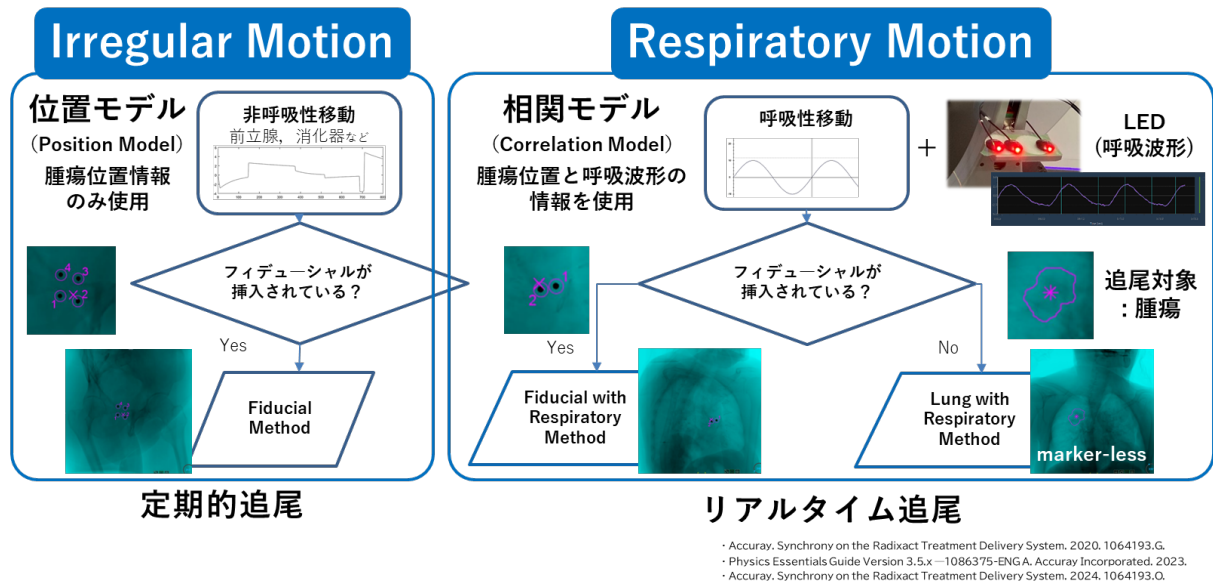
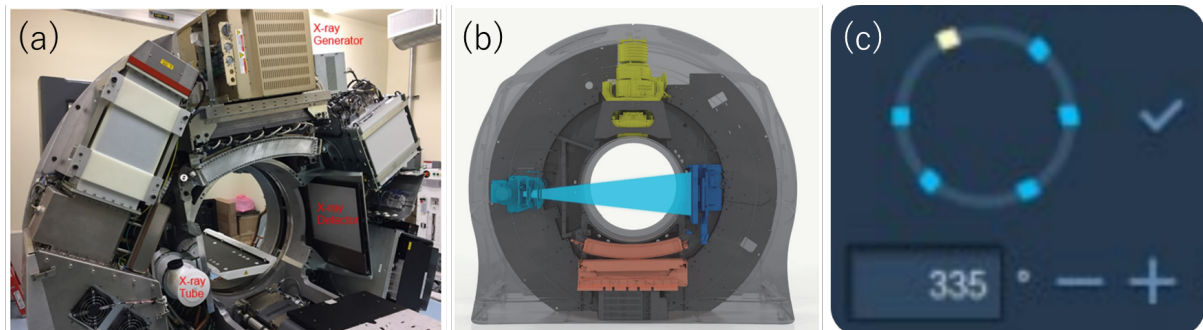


Fig. 4 Radixact Synchrony で選択可能な3つの追尾方法

### 3-3 腫瘍位置検出と相関モデルの構築

Radixact Synchrony にはガントリ搭載型の kV イメージングシステムが備わっており、任意のガントリ角度から画像を取得できる (Fig. 5).



・ Accuray, Synchrony on the Radixact Treatment Delivery System. 2024. 1064193.O.  
 ・ Physics Essentials Guide Version 3.5.x –1086375-ENG A. Accuray Incorporated. 2023.

Fig. 5 Radixact Synchrony の kV-X 線イメージングシステム.

(a) 第1世代 (Gen1kVIS), (b) 第2世代 (Gen2kVIS), (c) kV-X 線撮影の角度設定画面

腫瘍位置の検出は、治療計画 CT から生成した同一角度の digitally reconstructed radiograph (DRR) との template matching (テンプレートマッチング) により行われ、画像間の類似度に基づいて最も一致する位置を腫瘍位置として特定する (Fig. 6).

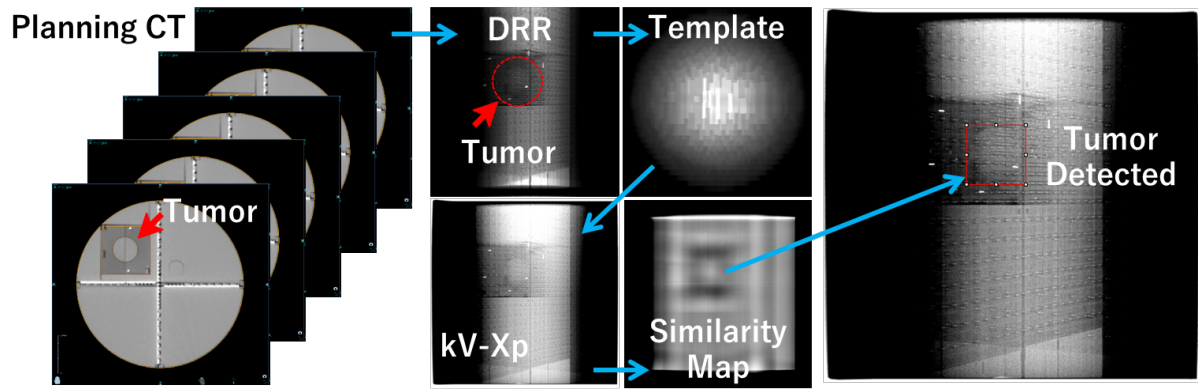
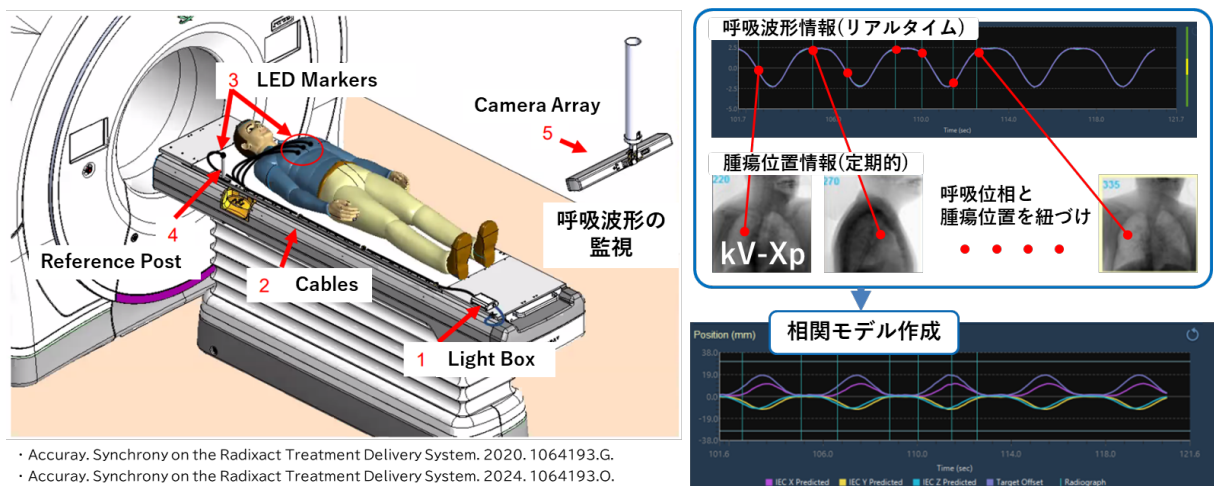


Fig. 6 テンプレートマッチングによる腫瘍位置検出の一例

ガントリ回転中に複数角度で取得された kV-X 線画像から、異なる呼吸位相における腫瘍の 2 次元位置情報を得るとともに、リアルタイムに取得される外部呼吸信号と対応づけることで、腫瘍位置（体内情報）と呼吸波形（体外情報）を結びつけた相関モデルが構築される (Fig. 7, 8)。このモデルに基づき腫瘍位置の 3 次元座標を推定し、照射中の追尾制御が行われる。

なお、治療中は kV-X 線画像取得のたびにモデル精度の検証および更新が自動的に行われるため、呼吸パターンの変動に対しても適応可能であることが Synchrony の大きな特徴の 1 つである。



・ Accuray. Synchrony on the Radixact Treatment Delivery System. 2020. 1064193.G.  
 ・ Accuray. Synchrony on the Radixact Treatment Delivery System. 2024. 1064193.O.

Fig. 7 呼吸波形信号取得のハードウェア構成と相関モデル構築



Fig. 8 Lung with Respiratory 追尾方法選択時の Radixact Synchrony 照射コンソール画面

### 3-4 Radixact Synchrony の追尾機構

動体追尾における照射位置補正は Dynamic-Jaw およびバイナリ MLC によって実行される (Fig. 9). Dynamic-Jaw は頭尾方向 (IEC-Y) の標的変位を連続的に追尾し, 呼吸性移動の主要成分に対応することで高精度の追尾を実現する (Fig. 9a). 一方, バイナリ MLC は左右方向および腹背方向 (IEC-X/Z) の変位を補正し (Fig. 9b), 標的変位が一定の閾値 (約 4.3 mm) に達した時点でサイングラムをシフトさせることにより補正が行われる (Fig. 9c, 9d). MLC のリーフ幅は isocenter 換算で 6.25 mm であるため, Dynamic-Jaw のような連続的な補正はできず離散的な補正となる. さらに, バイナリ MLC は強度変調にも関与していることから, 動体追尾に伴うサイングラムのシフトは線量分布へ影響を及ぼす可能性がある. このため, バイナリ MLC の離散的な補正に応じた適切なマージン設定に加え, 動体ファントムを用いた patient-specific QA (PSQA) により, 呼吸性移動を再現した条件下における動体追尾照射の線量分布を検証することが重要である.

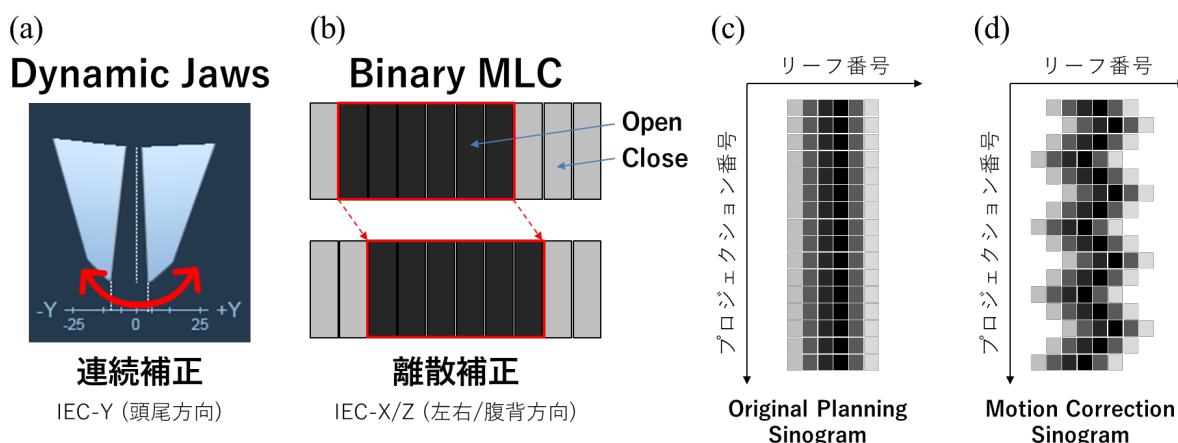


Fig. 9 Radixact Synchrony の追尾機構. (a) 頭尾方向の追尾機構, (b) 左右・腹背方向の追尾機構, (c) 治療計画のサイングラムのイメージ, (d) 動体追尾時のサイングラムシフトのイメージ

#### 4. 当院における Radixact Synchrony の臨床ワークフロー

Radixact Synchrony では、腫瘍位置の検出精度および相関モデルの安定性が治療品質を左右するため、各工程で適切な評価と確認を行いながら臨床運用を行っている。以下に、当院のワークフローを示す (Fig. 10)。

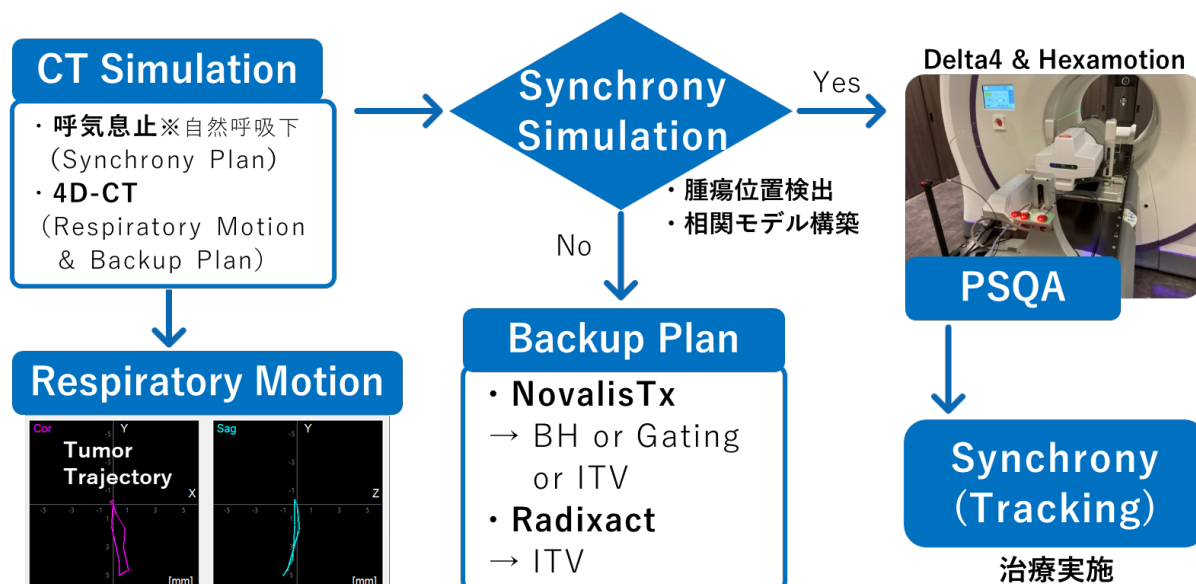


Fig. 10 当院における Radixact Synchrony の臨床ワークフロー

#### 4-1 治療計画用 CT および 4DCT 画像の取得

Synchrony による追尾照射は自由呼吸下で行われるが、腫瘍位置の検出は照射中に取得される瞬間的な kV-X 線画像と、治療計画 CT から生成された DRR を用いたテンプレートマッチングにより行われる。そのため、テンプレートマッチングの基準となる治療計画 CT には、腫瘍形状が時間的に安定して描出されていることが重要である。この要件を満たすため、当院では腫瘍位置の安定性と再現性が高いとされる自由呼吸下の呼気終末位相で取得した息止め CT を治療計画に採用している。このため、自由呼吸下の延長として同様の呼気終末位相での息止めが再現できるよう、撮像前に十分な説明と練習を実施している。

また、治療計画 CT に加えて 4DCT も取得し、腫瘍の呼吸性移動の軌道を事前に把握している。4DCT から抽出した腫瘍の重心位置データは、追尾照射中にコンソールに表示される comet graph (相関モデルに基づく腫瘍の予測軌道) との比較や、動体ファントムを用いた PSQA における呼吸性移動の再現に活用している。さらに、Synchrony による追尾照射が困難と判断された症例では、これらの情報をもとに ITV 法や呼吸停止法によるバックアップ治療計画を準備し、治療継続性の確保に努めている。

#### 4-2 Synchrony Simulation による事前評価

治療開始前には、kV-X 線撮影のみを用いた Synchrony Simulation を実施し、腫瘍検出能および相関モデル構築の可否を評価する。ここでは、腫瘍が安定して検出可能となる撮影角度の選定、テンプレートマッチングによる位置検出精度の評価に加え、腫瘍位置と外部呼吸信号との相関モデルが構築可能かどうかを確認する。

また、4DCT から得られた腫瘍の実測軌道と comet graph が大きく乖離していないかを評価する (Fig. 11)。これらの結果を総合的に判断することで、Synchrony による追尾照射が安全かつ適切に実施可能

であることを事前に確認している。

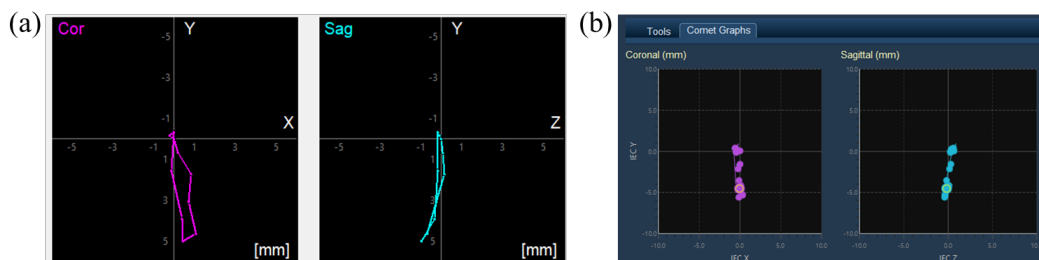


Fig. 11 腫瘍の呼吸性移動の軌道比較.

(a) 4DCT から得られた呼吸性移動の軌道, (b) Comet graph (相関モデルに基づく腫瘍の予測軌道)

### 4.3 動体ファントムによる照射精度検証

Synchrony による動体追尾照射の線量分布を評価するため、当院では Delta4 Phantom+ と HexaMotion を組み合わせた動体ファントムによる PSQA を実施している (Fig. 12a). 4DCT から抽出した各呼吸位相における腫瘍重心位置座標から補間処理によってモーションファイルを作成し、HexaMotion に入力することにより、患者固有の呼吸性移動を再現した追尾照射を行う (Fig. 12b). 追尾に伴う線量分布の変化が許容範囲に収まっているかを確認し、さらに、治療計画で想定した線量分布が実照射下で再現されていることを、測定結果に基づいて検証している。

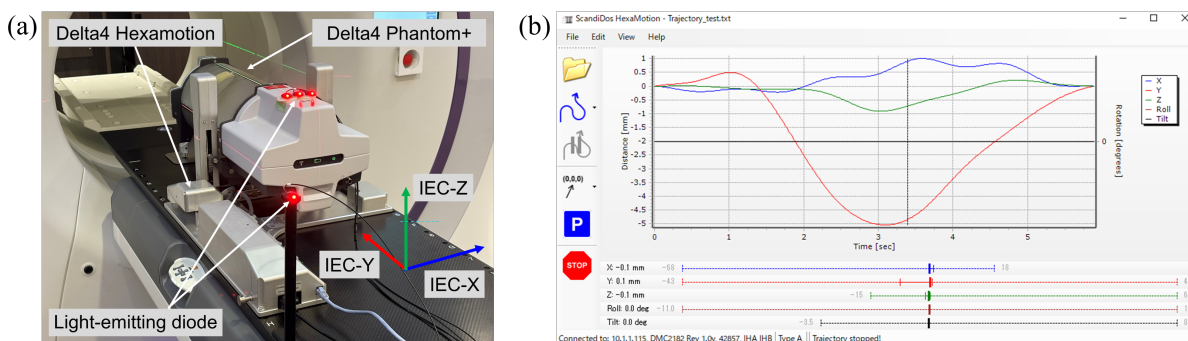


Fig. 12 動体ファントムを用いた線量分布検証.

(a) Delta4 Phantom+ と HexaMotion, (b) HexaMotion の操作画面とモーションファイルの一例

## 5. 運用上の課題とその対策

### 5-1 照射中の呼吸変動と患者因子

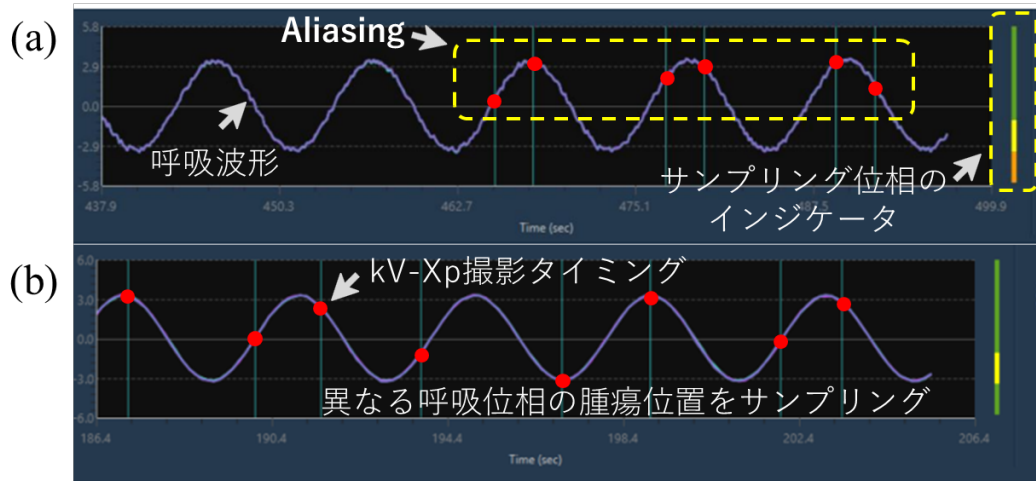
自由呼吸下での照射では、照射中に患者が入眠し呼吸波形が不安定になることがあるため、適宜声掛けを行い安定した呼吸の維持に努めている。さらに、腫瘍コントラストが低い症例や、心臓近傍で心拍動の影響が大きい症例などでは、腫瘍位置検出や相関モデルの構築が困難となることがあるため、Synchrony Simulation による事前の適応評価が重要となる。

### 5-2 動体追尾困難症例への対応

Synchrony による動体追尾照射を安定して実施するためには、まず腫瘍位置を確実に検出できることが必要である。したがって、腫瘍の検出が困難な場合には、腫瘍が安定して検出可能となるよう kV-X 線撮影の角度を最適化することが第一の対応策となる。

また、相関モデルを構築するためには、複数の異なる呼吸位相において腫瘍位置をサンプリングできることが重要である。位置検出自体は可能であっても、同一呼吸位相での撮影が連続すると、腫瘍位置のサンプリングが特定の呼吸位相に偏ることにより aliasing が生じ、その結果、呼吸性移動が十分に反映されず、相関モデルの精度が低下する可能性がある (Fig. 13a)。このような場合には、撮影角度の調整や、呼吸周期が安定するように呼吸コーチングを行うことで、撮影タイミングの調整を図ることが有効である (Fig. 13b)。

さらに、これらの対策を講じても追尾が困難と判断される症例に備えて、他の照射法によるバックアップ治療計画をあらかじめ準備しておくことが、安全かつ確実な治療継続の観点から推奨される。



・ Accuray. Synchrony on the Radixact Treatment Delivery System. 2024. 1064193.0.

Fig. 13 kV-X 線撮影タイミングの調整例. (a) 不良例, (b) 良好例

## 6. まとめ

Radixact Synchrony は、腫瘍位置情報と外部呼吸信号に基づく相関モデルと、Dynamic-Jaw およびバイナリ MLC による位置補正機構を組み合わせることで、呼吸性移動に対するリアルタイム追尾照射を実現する技術である。当院では、4DCT に基づく腫瘍軌道の事前評価、Synchrony Simulation による適応判定、動体ファントムを用いた PSQA、さらにバックアップ治療計画の準備を組み合わせることで、安全かつ安定した臨床運用を目指している。一方で、照射中の呼吸変動や、腫瘍コントラスト、心拍動の影響など、運用上の課題も存在する。今後は適応症例のさらなる検討や線量学的知見の蓄積を通じて、Radixact Synchrony の臨床的有用性をより高めていく必要があると考えている。

## 謝辞

本稿の作成にあたり、ご助言頂いた群馬県立県民健康科学大学大学院の佐々木浩二先生、アキュレイ株式会社の額額純一様、並びに磐田市立総合病院 放射線治療部門の皆様にご感謝申し上げます。

## 参考文献

1. Schnarr E, Beneke M, Casey D, Chao E, Chappelow J, Cox A, Henderson D, Jordan P, Lessard E, Lucas D, Myronenko A, Maurer C. Feasibility of real-time motion management with helical tomotherapy. Med Phys. 2018 Apr;45 (4) :1329-1337.
2. Chen GP, Tai A, Keiper TD, Lim S, Li XA. Technical Note: Comprehensive performance tests of

- the first clinical real-time motion tracking and compensation system using MLC and jaws. *Med Phys.* 2020 Jul;47 (7) :2814-2825.
3. Ferris WS, Kissick MW, Bayouth JE, Culberson WS, Smilowitz JB. Evaluation of radixact motion synchrony for 3D respiratory motion: Modeling accuracy and dosimetric fidelity. *J Appl Clin Med Phys.* 2020 Sep;21 (9) :96-106.
  4. Ferris WS, Culberson WS, Bayouth JE. Technical note: Tracking target/chest relationship changes during motion-synchronized tomotherapy treatments. *Med Phys.* 2022 Jun;49 (6) :3990-3998.
  5. Chao EH, Lucas D, Schnarr E. Evaluation of TomoTherapy dose calculations with intrafractional motion and motion compensation. *Med Phys.* 2018 Jan;45 (1) :18-28.
  6. Ferris WS, Culberson WS, Smilowitz JB, Bayouth JE. Effects of variable-width jaw motion on beam characteristics for Radixact Synchrony®. *J Appl Clin Med Phys.* 2021 May;22 (5) :175-181.
  7. Chen GP, Tai A, Puckett L, Gore E, Lim S, Keiper T, Johnstone C, Shukla M, Lawton C, Li XA. Clinical Implementation and Initial Experience of Real-Time Motion Tracking With Jaws and Multileaf Collimator During Helical Tomotherapy Delivery. *Pract Radiat Oncol.* 2021 Sep-Oct;11 (5) :e486-e495.
  8. Miura M, Sasaki K, Shiota Y, Inoue K. Investigation of the Response of Binary Multileaf Collimator Compensation to Target Setup Errors in the Radixact Synchrony System: A Phantom Study. *Cureus.* 2025 Jun 3;17 (6) :e85305.

## 「Vero 編」

広島がん高精度放射線治療センター 三浦 英治

### 1. Vero4DRT の特徴

Vero4DRT は、国産の高精度放射線治療装置であり、Oリング型ガントリー構造を採用している。この構造により、照射中に寝台を移動させることなく、ガントリーを360度回転させることができ、さらに、装置本体がスウィング動作を行うことで、多方向からの照射が可能となる。高い機械剛性に基づく回転精度と幾何学的安定性に優れる点が特徴である。図1にVero4DRTの外観を示す。

搭載されている6 MV X線（最大線量率500 MU/min）は、リーフ幅5 mmのマルチリーフコリメータ（MLC）により、最大15 cm × 15 cmの照射野に対応する。画像誘導機能として、直交kV撮影、EPID、CBCTによる三次元画像取得が可能であり、高精度な位置合わせを実現する。

さらに、照射ヘッドにはパン・チルトの二軸ジンバル機構が備わっており、照射方向の連続的な首振り制御によって、動体標的の追従および微小な幾何学的誤差の補正が可能である。この動的制御により、呼吸性移動を伴う腫瘍に対しても高精度な追尾照射が実現できる。照射方式としては、3D-CRT、IMRT、VMAT、Dynamic Conformal Arc、Dynamic Wave Arcなどが選択可能であり、体幹部定位照射（SBRT）を含む幅広い臨床ニーズに柔軟に対応する。

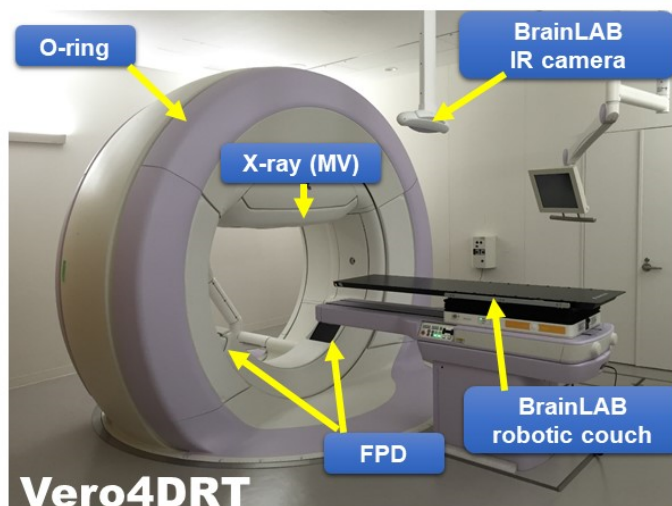


図1. Vero4DRTの外観

### 2. 動体追尾照射のワークフロー

図2に動体追尾照射の基本的な流れを示す。動体追尾照射では、照射前に標的の近傍へ金マーカーを留置し、内部基準として位置情報を取得するための準備を行う。また、通常の患者セットアップに加えて、腹壁上に赤外線反射マーカー（infrared reflective marker : IRマーカー）を設置する必要がある。

ただし、IR マーカーの検出が不安定となる場合があり、貼付位置や角度、高さなどの微調整を行うことが求められる。

患者セットアップ後、IR マーカーと標的近傍に留置した金マーカーを用いて、外部呼吸信号と内部標的位置との相関モデルを作成する。透視下で予測位置と実測位置の整合を確認した後に照射を開始する。照射中は赤外線信号を連続的に取得し、ジンバルヘッドが標的をリアルタイムに追従する。同時に kV 透視による監視を行い、予測位置と腫瘍位置の乖離が設定閾値を超えた場合には、自動的にビームを停止することが可能である。

Vero4DRT では、構築された 4D モデルに基づき、IR マーカーの信号を用いてジンバルの自動制御により、照射ヘッドの角度を補正し、追尾照射を可能にしている。そのため、IR マーカーの適切な設置と安定した検出は、動体追尾照射の精度維持において極めて重要である。

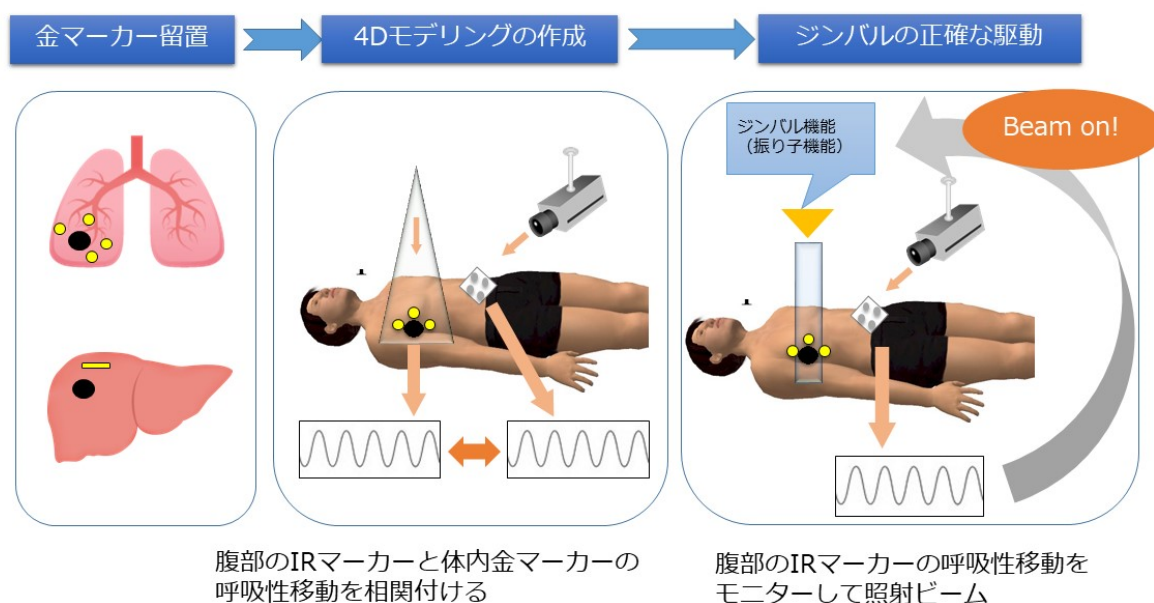


図2. 動体追尾照射のワークフロー

### 3. 金マーカー

金マーカーは、動体追尾照射における内部基準として用いられ、kV X 線撮影により三次元的な位置検出を行うとともに、IR マーカーとの相関モデル構築に利用される。金マーカーは気管支鏡下または経皮的に留置され、脱落や移動のリスクを考慮して腫瘍近傍に配置する。

肝臓の場合、腫瘍近傍であっても前後方向の位置関係によって動きが異なる可能性があるため、コロナル面上で同一平面に配置することで、腫瘍と金マーカー間の位置誤差を最小限に抑えることができる。当院では、肝臓定位照射において Visicoil を使用している。図3に、異なる直径の Visicoil を高電圧および低電圧条件で撮影した画像を示す。追尾用マーカーである Visicoil の撮影条件は、4D モデリングの精度に大きく影響するため、管電圧および管電流の最適化が不可欠である。図に示す管電圧依存性の検討結果から、低電圧条件では金マーカーと周囲組織とのコントラストが低下し、撮影条件が不適切な場合には、安定した相関モデルの構築が困難となることが確認された。

実際の臨床環境では、骨構造や体厚、呼吸状態などの追加的な変動要因が多く存在する。そのため、装置の特性を十分に理解し、事前に撮影条件を最適化しておくことが重要である。なお、肺腫瘍の場合には、金マーカー留置後に一定の安定化期間を設けた上で計画 CT を実施することが望ましい。これは、留置直後には微小な移動や炎症反応による位置変化が生じる可能性があるためであり、

十分な安定化を確認した後に位置情報を取得することで，追尾精度を向上させることができる．









	Fiducial marker 直径			
	0.25 mm	0.50 mm	0.75 mm	1.10 mm
60 kV				
120 kV				

図3. Visicoil の管電圧依存性. 低管電圧では金マーカーと周囲組織のコントラストが低下し，高管電圧では視認性が向上することが確認できる．

#### 4. 4D モデリング

4D モデリングの解析画面を図4に示す．IR マーカーの位置情報を 16.7 ms 間隔で取得し，同時に kV X 線撮影を 640 ms 間隔で実施する．これらのデータから取得したマーカー座標に基づき，呼吸位相および呼吸速度を変数とする相関関数を構築し，外部呼吸信号と内部金マーカー位置との動体的関係をモデル化する．

構築された予測モデルは，透視下で取得した実測マーカー位置との比較により精度を評価する．予測位置と実測位置との差は，座標軸（左右，頭尾，前後）ごとに平均絶対誤差および標準偏差として算出される．これによりモデルの妥当性を定量的に確認できる．誤差が許容範囲を超える場合には，再度マーカー動体を取得し再モデリングを行う．この4D モデリング工程は，追尾照射における位置予測精度を左右する重要なプロセスであり，モデルの信頼性確保が照射精度の維持に直結する．

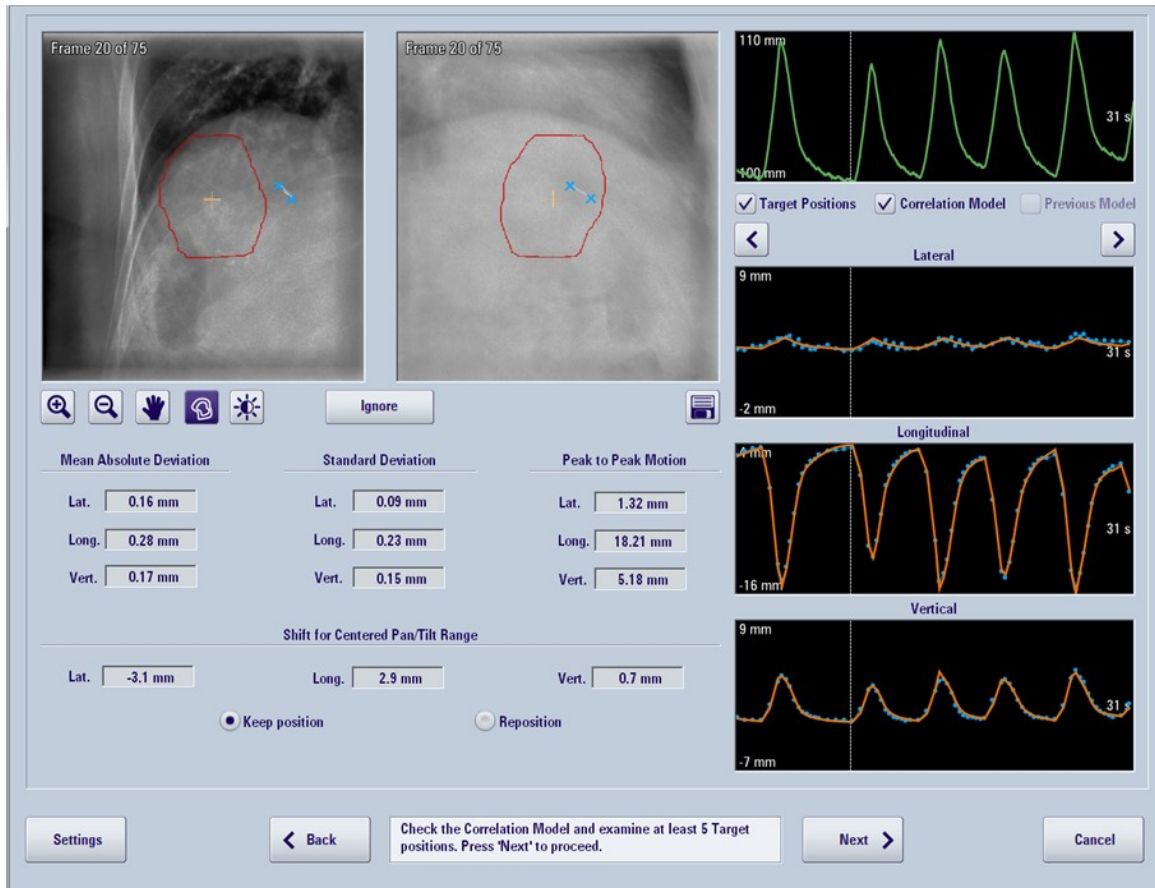


図4. 4Dモデリング時の画面

## 5. QA

動体追尾機能のQAでは、追尾の有無による電離箱線量計測に加え、フィルムを用いた線量分布比較を行い、追尾機能の有効性を検証する(図5)。患者QAでは、線量および照射精度の評価だけでなく、操作性やワークフローの確認も重要である。たとえば、意図的にIRマーカを脱落させ、システム上で発生する挙動を確認し、その対策を検討することが望ましい。また、臨床運用を想定したQAシナリオとして、呼吸波形の変化やマーカ検出エラーなどの異常条件を再現し、装置の安全停止機能やアラート動作を確認しておくことも重要である。これら一連の評価は、動体追尾精度のみならず、安全性およびシステム信頼性の確保に不可欠である。

さらに、照射系の応答遅延や追尾補正の精度評価も欠かせない。実際には、既知の動きを模擬するモーションファントムを用いて、ターゲット追従における時間遅れや位置ずれを定量的に評価する。これにより、ジンバル制御系のタイミング補正や関連モデルの実用的な妥当性を検証することが可能である。

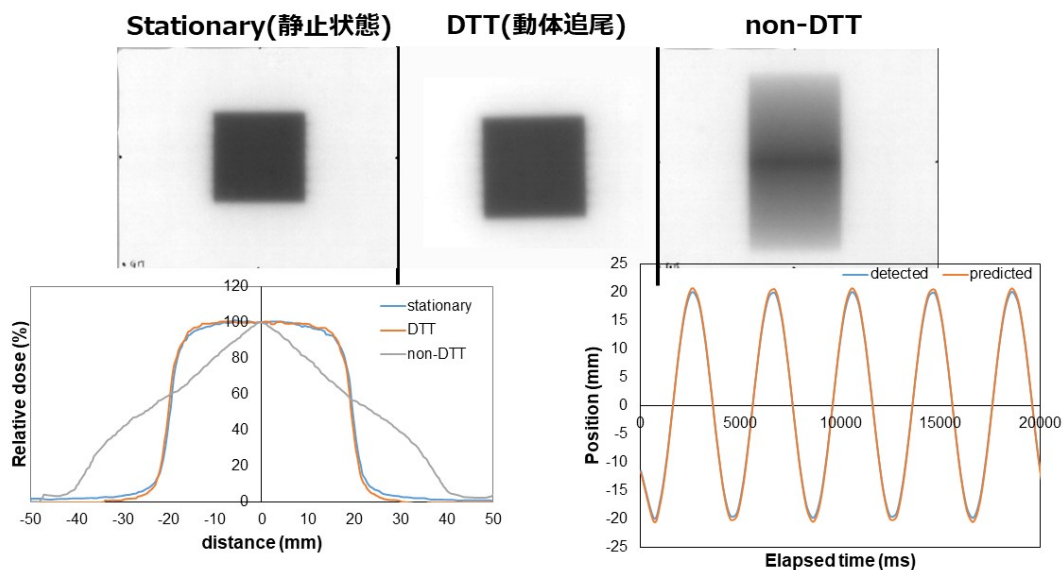


図5. 動体追尾照射でのフィルム測定

## 6. 動体追尾照射の限界と展望

Vero4DRT の追尾照射では、症例ごとにリハーサルを実施し、透視下でのマーカー検出、相関モデルの構築、再モデリングの可否、検出不能角度の有無などを事前に評価する必要がある。現状では金マーカーが必須であることが課題となる。金マーカー留置の侵襲性と治療開始までに期間が長くなってしまふことを考慮する必要がある。今後は、金マーカーに依存しない追尾手法や低侵襲なマーカー技術の開発に加え、ワークフローを簡素化と安全性と精度の両立を可能とする運用体制の構築が求められる。

# 放射線治療 座長集約

## 線量評価 1 (演題 012-016)

### 012 超高精細半導体検出器における線量校正時の線量率が VMAT 照射の $\gamma$ 解析に与える影響

本研究は、定位放射線治療の QA に用いられる半導体検出器 myQA SRS の線量率依存性に注目し、線量校正時の線量率 (CaIDR) が VMAT 照射の  $\gamma$  解析結果に与える影響を評価したものである。頭部と肺の臨床データを用いて、CaIDR を変化させた際の  $\gamma$  パス率を比較検討した結果、頭部症例では高い CaIDR で、肺症例では低い CaIDR で  $\gamma$  パス率が低下する傾向を明らかにした。これは、治療部位の平均線量率に応じた最適な CaIDR が存在することを示唆しており、臨床 QA の精度を担保する上で重要な知見である。これまで VMAT のように複雑に線量率が変化する照射法に対する CaIDR の影響は十分に検証されておらず、本研究の新規性は高い。今後は、多様な疾患部位や治療計画での検証を重ね、最適な CaIDR の選択基準を確立することが期待される。

### 013 呼吸同期照射における呼吸波形が線量精度に与える影響

本演題は、呼吸同期照射における呼吸波形の周期と振幅の変動が、多分割絞り (MLC) の動作を介して線量精度にどのような影響を及ぼすかをファントム実験により詳細に検証したものである。呼吸波形を 5 パターンに変化させて線量誤差や MLC のリーフ位置誤差を評価した結果、リーフ位置誤差は呼吸周期との関連性を示した一方で、最終的な線量誤差は呼吸波形に大きく依存しないという興味深い結論を導き出した。呼吸同期照射における MLC の動態と線量誤差の関係性に着目した研究は少なく、本研究は同期照射の精度限界を理解する上で貴重なデータを提供するものである。実臨床では不規則な呼吸変動も想定されるため、今後はより複雑な呼吸パターンを用いた検証や、その影響を低減するための技術開発に関する研究へと発展することを期待したい。

### 014 ヘリカル型放射線治療装置を使用した前立腺 IMRT における動体追尾設定の精度検証

本研究では、ヘリカル型放射線治療装置 Radixact に搭載された動体追尾システム Synchrony の前立腺 IMRT における精度を、臨床的に起こりうる 4 つの移動パターンを模擬して検証している。特に、動体追尾の重要な設定パラメータである Potential Difference (PD) と Auto Pause Delay に着目し、その妥当性を評価した点は高く評価できる。検証の結果、便貯留のような大きな非周期的移動に対しては線量低下の可能性があることを明らかにし、現行設定の適用限界を示した。前立腺のような呼吸性移動とは異なる複雑な動きに対する動体追尾技術の精度検証は報告が少なく、本研究の新規性は高い。この結果は、日々の治療前の画像誘導だけでなく、治療中の臓器移動を考慮した治療計画や適応放射線治療の重要性を示唆するものであり、今後の研究の進展が期待される。

## 015 独立 QA プラットフォームにおける標準ビームモデルを用いた線量計算および EPID ベース線量検証の精度評価

自動化された独立 QA プラットフォームである SunCHECK の線量計算精度を評価した研究である。当システムには初期設定として標準ビームデータが登録されているが、その信頼性に関する報告は十分ではない。そこで本研究では、単純な矩形照射野および前立腺 IMRT に対して、SunCHECK による線量計算結果と、EPID および円筒型 4 次元半導体検出器 ArcCHECK を用いた実測線量検証結果との比較を行った。解析の結果、小照射野ではガンマ解析のパス率が低下したものの、全体として概ね良好な一致が認められた。SunCHECK ではビームデータの修正も可能であるが、標準ビームデータをそのまま使用しても、実臨床における線量検証精度は十分に担保できることが示された。近年、即時適応放射線治療の実践に向けて、実測線量を省略し独立線量計算システムを利用する機会が増えつつある。そのため、これらのシステムの精度を事前に保証しておくことは極めて重要である。本研究より、標準ビームデータを基準とした SunCHECK を用いた線量検証は、臨床現場における負担軽減と検証精度の向上を両立できる可能性が示唆された。

## 016 研究班報告：ポリマーゲル線量計による放射線治療計画検証の標準化に向けた多機関共同研究

ポリマーゲル線量計を用いた放射線治療計画検証の標準化に向けた他機関共同研究である。ポリマーゲル線量計は、3次元線量分布を直接可視化できるだけでなく、MRI 装置により画像を取得し線量変換することで、詳細な3次元線量分布の評価が可能である。また、線量計自体がファントムとして機能するため、人体を模擬した形状とすることも可能である。一方で、温度依存性や MRI の画質によって線量検証結果の精度に影響を受けるため、特に郵送調査を実施する際に問題となる。そこで本研究では、作製したポリマーゲル線量計をクール便で複数の施設に郵送し、各施設で線量検証を行った。方法としては、同一の治療計画に基づいて照射を行い、各施設で撮像した MRI 画像データを返信してもらい、主幹施設のみで一律に3次元線量解析を行った。解析の結果、施設間で治療計画データとのガンマ解析のパス率にばらつきが認められ、施設によってはパス率が70%程度(3%/3mm)となる例もあった。これは、各施設で取得された画像のコントラスト比に差が生じていたことが要因と考えられた。以上より、ポリマーゲル線量計を用いた郵送調査を推進するためには、MRI の画質の安定性を確保するための標準化された指標が必要であることが示唆された。

小野 薫 (広島平和クリニック)

井上 裕之 (大阪市立総合医療センター)

## 治療計画 1 (演題 148-153)

### 148 早期非小細胞肺癌 SBRT における人工知能を用いた治療計画の評価

Adaptive radiotherapy 装置である ETHOS による治療計画を評価するため、早期非小細胞肺癌を対象に実際に治療に用いられた 3DCRT による治療計画と ETHOS による IMRT および VMAT の治療計画を比較した研究であった。ETHOS による計画では JCOG1408 ver1. 7 による線量制約を基準とした。結果では ETHOS による線量分布のほうがターゲットに対してカバレッジはいいが不均一な線量を与える計画となったが、総合的には遜色ない計画ができたとされていた。ただし ETHOS には IMRT や VMAT であり、Eclipse の 3DCRT と比較して優位な照射方法であるため、単純に ETHOS が優れているとは言えないため、今後同条件での比較が望まれる。

## 149 サーマプラスチックボラス形成過程の CT 値変化と線量計算アルゴリズムの違いが線量分布に与える影響

皮膚血管肉腫などでボラスを用いる際にボラスの密着度が問題となる。そのようなボラス使用時に通常のボラスの代わりに、シェルに用いられる熱可塑性プラスチックを用いることで密着度の高いボラスを作成することを目的に、初期検討として線量分布計算上の線量への影響を確認した研究である。水等価ファントム上に通常の 5mm/10mm 厚ボラス、メッシュ状/プレート状の熱可塑性プラスチックを置き CT 撮影後に治療計画を立てた。熱可塑性プラスチックの冷却過程における CT 値の変化の影響を見るため、熱可塑性プラスチックは冷却中にも CT 撮影を行い冷却中の CT 値の変化による線量分布の変化を確認した。結果では冷却度合いの違いによる CT 値の変化は計算線量に影響なかったこと、熱可塑性プラスチックによるビルドアップの変化は通常ボラスと同等であったことを示した。今後熱可塑性プラスチックの人体に合わせた整形後においてこの結果を踏襲できる結果を出せるかどうかの検討が望まれる。

## 150 MRI-CT 画像変換の深層学習モデルにおけるアイデンティティ損失関数の影響に関する検討

CycleGAN を用いた深層学習による MRI-CT 画像変換におけるアイデンティティ損失関数の影響を検討した研究である。アイデンティティ損失関数は CycleGAN において MRI 画像を CT 画像に変換するモデルに CT 画像を入力とした場合に正しく CT 画像とならない、また同様に MRI 画像へ変換するモデルにおいて MRI 画像を入力した場合も正しく MRI 画像とならない度合いを損失にした関数であるが、そのアイデンティティ損失関数のウェイトを変化させ、Inception モデルを用いた評価指標 FID と KID を用いて評価した。結果ではウェイトをデフォルトの 0.5 から 20 程度にした場合のほうがより良い結果となり、医療画像ではより高いアイデンティティ損失関数のウェイトが必要であることを示した。この研究は比較的限局した研究目的ではあるが、結果としてアイデンティティ損失関数の影響を示したことと共に、深層学習を対象とした検討内容がまだまだあることを示していると考えられる。

## 151 深層学習を用いたヘリカル式放射線治療装置における治療計画自動化のためのサイノグラム予測モデルの構築

本演題は、深層学習を用いてヘリカル式放射線治療装置のサイノグラムを予測し、治療計画最適化プロセスの自動化に向けた可能性を示した点で非常に意義深い内容であった。とくに Feature Fusion モデルが、従来の CNN や ResNet を上回る予測精度 ( $R^2=0.89$ ) を示し、実際の照射精度評価においても一定の  $\gamma$  パス率を達成したことは、サイノグラム予測が実臨床レベルへ近づきつつあることを示している。一方、 $\gamma$  解析の結果からは、現時点では臨床適用に十分な精度には到達しておらず、さらなるモデル改良が必要であることも明確となった。しかし、線量分布だけでなく、実照射に不可欠なサイノグラムそのものを深層学習で予測しようとするアプローチは先進的であり、放射線治療計画の自動化に向けた新たな方向性を提示したといえる。今後は、学習データの拡充、装置間での汎用性検証、適応放射線治療との連携など、臨床ワークフロー全体を見据えた発展が期待される。本研究が、治療計画自動化の実装に向けた重要な基盤技術として発展することを期待したい。

## 152 小児の全脳全脊髄照射に対する標的設定が VMAT および陽子線治療における子宮・卵巣線量へ与える影響の評価

本演題は、小児髄芽腫に対する全脳全脊髄照射において、標的設定の違いが子宮・卵巣線量へ与える影響を VMAT と陽子線 SFUD の両面から体系的に比較した点に大きな意義がある。全脊髄照射の標的設定には施設間で統一がなく、特に小児では妊孕性温存が極めて重要な課題であるため、本研究は臨床的な問いに直接応える内容であった。結果として、標的に椎体全体を含める(VB full)あるいは前方 3 mm を除去する(VBS)ことで、VMAT・SFUD いずれにおいても子宮・卵巣線量が増大することが示された。特に陽子線 SFUD では、腸管ガスや膀胱に起因する低線量域の広がりにより、子宮線量が相対的に増加する現象が明確に示されており、陽子線であっても標的設定次第で妊孕性温存の利点が損なわれうる点は興味深い知見である。一方で、VB(脊柱管のみの設定)では陽子線治療が最も子宮・卵巣線量を低減できる可能性が示された。今後の臨床展開としては、妊孕性温存を重視する症例において標的設定の標準化が改めて求められる。

## 153 小児の全脳全脊髄照射における標的設定と体動に対する子宮・卵巣線量の堅牢性評価

本演題は、小児髄芽腫に対する全脳全脊髄照射(CSI)において、標的設定および体動が子宮・卵巣線量に与える影響を VMAT と陽子線 SFUD の双方で詳細に比較した点で非常に意義がある。小児 CSI では妊孕性温存が重要な課題であり、標的設定の違いによって生殖腺線量が大きく変動し得ること、さらに小児特有の体動リスクが線量分布に影響する可能性が大きいことが改めて示された。結果として、VBFULL では体動による子宮・卵巣線量の増加が顕著であり、VMAT では最大約 10%・45%、SFUD では 6%・25% の増加が確認された。また VB 設定下では VMAT と SFUD の弱点が逆転し、VMAT は中低線量の広がりにより、一方 SFUD は急峻な線量勾配により、それぞれ体動に対して異なる形で脆弱性を示した点は興味深い。生殖腺線量の制約を満たしつつ、体動にも耐え得る治療計画を構築するためには、標的設定の標準化と、VMAT・陽子線それぞれの特性を理解した選択が必要になる。今後は、ロバスト最適化の導入や、骨に対する子宮・卵巣位置の治療日間の変化、さらに臨床データとの照合により、妊孕性温存を重視した小児 CSI の最適化が進むことが期待される。

武村 哲浩 (金沢大学)

松尾 勇斗 (北海道大学病院)

## 照射技術 1 (演題 154-158)

### 154 上葉肺腫瘍における腫瘍位置変動の解析

サイバーナイフを使用した動体追尾照射における、腫瘍位置の解析に関する報告であった。上葉肺腫瘍患者を対象に自然呼吸下で治療中に取得された経時的な腫瘍位置座標をレトロスペクティブに解析することで、腫瘍位置座標の中央値を基準に Inter fractional tumor motion と Intra fractional tumor motion を算出するという内容であった。Inter fractional tumor motion については、左右、腹背、頭尾方向それぞれで 3mm 以上の差が認められる症例があったが、Intra fractional tumor motion では腹背方向にのみ 3mm 以上の差が認められる症例があり、このように症例による腫瘍動態のばらつきや傾向から、症例ごとに腫瘍動態を適切に把握し、対処する必要性が提言された。疾患や部位で一律にマージンを設定する現状からの次のステップとして、患者個別のマージン設定に繋がられる研究であり、今後も検討を深めていただきたいと感じた。

### 155 高精細 OSI システムを用いたオープンシエルの位置固定精度に関する事前確認の有用性

高精細 OSI(Optical Surface Imaging)システムを用いてオープンシエルの位置固定精度を評価した報告であった。オープンシエルを作成した日に OSI を用いて固定精度を評価し、治療時にも CBCT による評価に加え、OSI による計測結果と比較検討を実施した内容であり、結果はいずれもガイドラインの 2mm 以内であった。今回の報告は、オープンシエルが十分な固定精度を有することを示しただけでなく、OSI によりシエル作成時と治療時における位置ずれの整合性を確認することが可能であった。また本手法は、脳定位照射における X 線を使用した事前検証ではなく、被曝を伴わない手法で同等の精度が得られるメリットがあり、臨床使用における有用性が示唆された。こうした固定精度の事前検証により、再セットアップ実施の可否が判断できるため、臨床のワークフローに組み込むことが可能な実用的な研究であるといえる。

### 156 Triggered kV imaging で取得した kV 画像の基礎検討

Triggered kV imaging で取得した kV 画像に関して、臓器や検出器の位置関係が画像に及ぼす影響について検討した報告であった。臨床において kV 画像と DRR 画像の臓器 ROI の位置ずれが認められた経験から、肺がんの模擬腫瘍をアイソセンタに配置し、検出器を移動させた場合や、検出器固定して模擬腫瘍の位置を移動させた場合などの条件下で DRR 画像に表示される ROI 位置について、画像解析により評価を行ったものであり、今回のファントム実験により、患者に起因しない物理的要因であることが示唆された。kV 撮影時の拡大率や ROI の形状など複数の要因が考えられるが、研究により原因の究明と対策を考案することができれば、現場のエラー事例を機に研究を行い、運用改善に至るモデルケースとなる可能性があり、今後の検討に期待したいと考える。

### 157 CBCT 撮影における体型別線量調整モデルの開発と臨床応用

CBCT 撮影における患者体型と画質の関係をモデル化し、体型に応じた最適な撮影線量設定を実現した研究が報告された。アクリルファントムおよびトルソファントムを用いて、水等価直径と HU 値の標準偏差との関係をモデル化し、臨床データでその妥当性を検証した点が特徴である。前立腺症例を対象とした検証では、100%線量モデルとの良好な一致が得られ、最大 50%の線量低減でも診断上十分な画質が維持できることが示された。また、本モデルは専用ファントムを必要とせず汎用性が高く、臨床データを基に実際の患者へ適用し有効性を確認している。患者体型に応じた線量調整を可能とする本手法は、不要な被ばく低減に寄与する臨床的意義が高く、今後の自動線量選択アルゴリズムへの発展が期待される。

### 158 IGRT タスク・シフトにおける兵庫県立病院群の前立腺 IMRT 位置照合補正移動量の比較

前立腺 IMRT における IGRT 時の位置照合について、兵庫県立病院グループの技師による照合精度を検証した研究が報告された。8 施設 40 名の診療放射線技師を対象に、2 日分の CBCT 画像を用いて位置照合を行い、施設間・施設内の差や経験年数、マニュアル整備状況などを併せて調査した。結果として、照合位置の平均値および標準偏差に大きな差はみられず、DVH の評価も良好であった。体内の状態が異なるワーストケースといえる症例においても、直腸の線量分布が急峻な高線量域で最大 5%程度の差に収まり、全体として高い再現性が確認された。これらはマニュアル整備や教育体制の成果と考えられる。今後

はさらなる教育体制の充実と詳細項目の再検討が期待される。

津田 信太朗 (広島大学病院)

山田 巧 (新潟大学医歯学総合病院)

## 照射技術 2 (演題 159-164)

### 159 植込み型心臓電気デバイス装着患者における放射線治療期間中のデバイス位置変位量に基づいたマージン設定の試み

CIEDs 装着患者において、治療期間中のデバイス位置変動を IGRT 時の 2 方向 kV 平面画像から算出し、マージン設定の根拠を示した検討であった。腕下げ群と比較して腕上げ群はどの方向に対してもデバイス位置の変位量のばらつきが大きく、腕上げ群は Long 方向に対しての算出マージンが 7.1 mm であった。さらに腕上げ群の Lateral 方向 (95%tile 値) の変位量が有意に大きいことが示された。要因としては腕を挙上する際の回旋の違いの影響が大きいと考えられた。検討症例がウイングボードのみを使用した 14 年間の症例を対象としているため、セットアップの方法に工夫を施すことにより、デバイスの位置変動は安定し、マージンは縮小することが予想される。

### 160 ウェブカメラを用いた非接触型呼吸波形取得システムの開発

ウェブカメラを用いた非接触型呼吸波形取得システムと RPM 波形の類似性を、動体プラットフォームを用いて振幅・周期を変化させ比較した検討であった。いずれの条件下でも両者の相関係数は 0.987~0.999 と非常に高く、Bland-Altman 解析でも差異は許容範囲内であった。本検討において振幅 7 mm・周期 3 秒が最も厳しい条件であったが、今後はより臨床に則した呼吸変動パターンによる実践的な検証を期待する。

### 161 骨 SPECT 画像を利用した前立腺がん放射線治療における蓄尿条件最適化に向けた検討

前立腺がんに対する放射線治療患者において膀胱体積の再現性に関する要因として残尿量に着目した検討であった。残尿量は排尿後に撮影した骨 SPECT 画像から算出しており、骨シンチグラフィを実施する施設では簡便に事前評価が可能である。解析の結果、残尿量が 50 ml 以上で尿生成量のばらつきが大きくなる傾向があり、2 群間(尿生成量 50 ml 未満の群 vs 50 ml 以上の群)に有意差がみられた。このような情報を事前に入手できれば、膀胱体積再現性が不安定と予測される症例では、治療計画時の制約条件を厳格化するなどの対応が可能であり、今後さらなる症例追加が期待される。

### 162 Helical tomotherapy における臨床利用を想定した自作遠隔回転補正カウチの精度評価

Radixact における Pitching および Yawing 補正を目的とし、遠隔操作が可能で安価に作成可能な回転型天板を開発した報告であった。kV-CT 位置照合により算出した傾斜角度と期待値を比較したところ、どちらの回転においても誤差は約 0.1°以内であり、本モーターの有用性が示唆された。一方、天板素材がパイン材であるため、温度や湿度による影響や耐久性は今後の課題であり、荷重負荷を増やした条件での評価も期待される。本機能は多くのユーザに恩恵を与えられるため企業との共同研究も検討して欲しい。

## 163 画像誘導放射線治療適用時のセットアップマージンに付加する放射線治療装置の幾何学的誤差量の検討

治療装置の幾何学的不確かさ成分として定期点検で得られたWinston-Lutz試験の測定結果とvan Herkらの式 ( $2.5\Sigma+0.7\sigma$ ) を使用しSetup Margin(SM)を算出した検討であった。Winston-Lutz試験の結果をSMに反映した場合、SMへの平均付加量は約0.3 mmであった。また、一部の患者にセットアップエラーの外れ値が存在した要因としてBMIの影響を示していた。本検討で使用した治療装置以外や固定方法などによっても結果の傾向が変わる可能性がある。また、コプラナー照射の場合はWinston-Lutz試験のカウチ回転中心精度の影響を分離した解析が今後必要であると考えられる。

## 164 乳がんに対する DIBH 照射の体表面照合における解剖学的関心点の位置精度評価

左乳房に対する DIBH 放射線治療直前の MV 画像から、胸壁で位置照合を行った場合(体表面照合を想定)をリファレンスとし、各解剖学的指標点(胸郭、心臓、乳頭、腹壁)で位置照合した場合との差を評価した検討であった。結果は全ての指標点に関して中央値で 1.7 mm~2.4 mm の差であったことから概ね良好な結果であった。一方で、体表面と心臓の位置照合の差が約 10 mm の症例が存在し、標的体積および体形の変化が影響していた。このことより体表面照合のみでは位置変動を捉えられないケースも存在することが示唆され、定期的な画像照合を行う重要性が示された。また本検討は治療初回と最終回のみでの検証であり、治療全期間での解析および症例数の増加が期待される。

篠田 和哉 (茨城県立中央病院)

大森 剛 (札幌医科大学附属病院)

## 治療計画 2 (演題 165-169)

### 165 肺癌定位照射における呼吸性移動およびセットアップエラーに対する ITV 法と 4D ロバスト最適化法の頑健性比較

セットアップの不確かさを考慮した従来のロバスト最適化に加え、4DCT を用いることで呼吸性移動に対しても堅牢な治療計画を作成し、ITV 法による手法との違いを明示する研究内容であった。ITV 法と比較して、提案手法である 4D ロバスト最適化法は各呼吸位相における GTV に対するカバレッジが良好で高い堅牢性が示された。ただし、計算量が非常に多くなることが課題とされる。計算時間とのバランスを考慮したさらなる検討が期待される。

### 166 局所進行性肺癌患者に対する深層学習を用いた自動治療計画の臨床的有用性評価：商用ソフトウェアとの比較検討

深層学習モデルによる予測線量分布を用いた自動治療計画支援ソフトウェア RatoGuide の有用性について、機械学習ベースの DVH 予測モデルによる自動治療計画を行う RapidPlan と比較、検討した。それぞれのシステムを用いて作成された IMRT 治療計画は、臨床プランとの MAE や DVH 線量指標で評価された。RatoGuide による自動治療計画は RapidPlan に比べ、臨床プランとの MAE が小さく、有用性が示された。今回の学習データは、ガントリー回転角度など限られた条件のプランが使用されていたが、よりバリエーションのあるプラン作成の可能性についても興味を持たれる。

## 167 子宮頸癌・子宮体癌の 3次元画像誘導小線源治療における深層学習を用いたリスク臓器の自動輪郭作成に関する検討

深層学習モデルを用いた正常臓器の自動輪郭描出について多くの報告がされているが、IGBT 時には体内にアプリケーションが挿入されており、その精度が低下することが知られている。本研究では、多様なアプリケーションを使用して撮影された CT 画像のリスク臓器輪郭を用いた自動輪郭モデルを構築することで、その輪郭描出精度を評価し、さらに自動で描出された輪郭による線量評価指標への影響についても検討した研究であった。DSC などによる輪郭評価では良好な結果が得られた。線量指標の評価においては、高線量域の描出精度に大きく影響を受ける結果が示されたが、迅速な対応が求められる IGBT の治療計画において、非常に有用なツールとなる可能性があると考えられる。

## 168 異なる線量最適化手法による頸部癌 helical IMRT 治療計画の線量分布および患者検証精度の比較

Precision に搭載されている最適化手法 VOLO Classic と VOLO Ultra について、実際に作成した頭頸部癌の治療計画に基づいて、治療計画の質および照射精度の同等性を線量分布および患者検証の観点から比較・検討された研究内容であった。線量分布の指標である HTCI および HI、患者検証における  $\gamma$  パス率いずれにおいても、2つの計算アルゴリズム間には有意差は見られず、VOLO Ultra は治療品質を維持したまま治療計画時間が短縮できる可能性を示された。今回の結果は、2つの計算アルゴリズムの比較がそれぞれ異なる患者の治療計画によって検討されていたため、同一患者における計画の比較や、他の部位における検証結果についても興味を持たれる。

## 169 頭頸部の deformable image registration における Demons 変形アルゴリズムの評価

治療期間中の体型変化により、治療計画の変更が多い頭頸部領域に注目し、オープンソースの医用画像解析ソフトウェアである 3D Slicer において、DIR の精度向上を目的とし、従来の B スプライン変形と Demons 変形を比較、検討した。それぞれのアルゴリズムによる DIR 精度の指標として DICE 係数と 95% ハウスドルフ距離で評価された。Demons 変形は B スプライン変形と比較して多くの臓器で DICE 係数が高く、95% ハウスドルフ距離は小さく、有用性が示された。今回の研究内容は DIR 精度についてのみ検討されていたが、計算量の観点から処理時間と精度の両立に関するさらなる検討が期待される。

廣瀬 貴章 (九州大学病院)

山田 亮太 (北海道大学病院)

## 粒子線治療 (演題 170-173)

### 170 腭頭部癌炭素イオン線治療における横隔膜位置を指標とした位置照合法の有用性の評価

腭頭部癌は、周囲に胃・十二指腸・小腸などのリスク臓器が近接していることに加え、呼吸性移動や腸管内容量変化に伴う日々の位置・形態変化などが存在することから、現代の高精度技術をもってしても依然として技術的課題の多い疾患の一つとされている。本研究では腭頭部癌炭素イオン線治療において治療期間中に観察される日々の位置変化に対して横隔膜位置を指標とした補正を行うことの有用性について報告している。仰臥位および腹臥位で取得された複数の確認用 CT を用い、頭尾方向に限定した仮想的な位置補正をシミュレーションした結果、十二指腸線量の有意な増加を招くことなく GTV の線量カバレッジを改善できることが示された。特に横隔膜位置変位が 5 mm を超えるケースにおいてより有効であり、本知見は炭素イオン線治療だけでなく X 線治療や陽子線治療においても参考になる有益な内容で

あった。

### 171 BNCTにおける治療計画 CT を用いた最適な照射中心決定法の提案

近年、加速器を中性子源とするホウ素中性子捕捉療法 (boron neutron capture therapy; BNCT) システム (加速器 BNCT) が実用化され、一部疾患に対して保険診療として提供されるようになった。加速器 BNCT においても患者固定精度は治療品質を左右する重要な因子であり、さらなる精度向上に向けた技術開発が求められている。本研究では、膠芽腫に対する BNCT を対象に、治療計画 CT を用いた三次元照合の有用性を、研究炉時代に行われていた目視による位置決め (従来法) と比較することで定量的に評価した。6 症例を解析した結果、long・lat・vert 各方向において、それぞれ平均 6.8 mm, 3.3 mm, 1.0 mm の位置精度改善が得られたとのことであった。研究炉では環境的・時間的制約が大きかったが、病院内での加速器 BNCT の導入により治療環境は大幅に向上しており、本研究の成果は今後 BNCT のポテンシャルを一層引き出すうえで重要な知見となるものである。

### 172 ビーム側方および後方における重粒子線による電子デバイスへの影響

埋込み型心臓電気デバイス(CIEDs)の使用者における放射線治療時の誤作動が報告され、2019 年にガイドライン「埋込み型心臓電気デバイス(CIEDs)装着患者に対する放射線治療ガイドライン」が日本放射線腫瘍学会・日本循環器学会より公開されている。特に重粒子線治療では誤作動のリスクが高いとされており、照射線量と誤作動の関係を明確にすることが重要である。本研究では、重粒子線治療における埋込み型心臓電気デバイスの誤作動の影響の評価を、代替デバイスとして Field Programmable Gate Array (FPGA) と呼ばれる電子基板を用いて、アクリルファントムに設置した FPGA 電子基盤のソフトウェア数を定量的に評価し、高エネルギーほど電子デバイスへの影響が大きいことを示された。今後、照射方法の工夫、FPGA の配置方法の詳細化だけでなく、モンテカルロシミュレーション等を用いたビーム側方および後方における FPGA 基盤への照射線量を明らかにすることで研究が発展され、次期ガイドライン改訂時に研究成果が引用されることに期待する。

### 173 陽子線スポットスキニング照射における短飛程アプリケーション使用時の線量計算精度の検証

陽子線治療において、治療計画装置による線量計算精度を正確に把握することは非常に重要である。本研究では、陽子線治療の治療計画装置のコミッショニング時におけるレンジシフトを通過したビームデータが反映されていないことに着目し、短飛程アプリケーションに使用するレンジシフトの有無、設置位置、照射野サイズが治療計画装置における線量計算精度を評価された。レンジシフト使用時に線量誤差が大きくなる傾向があり、特に小照射野でのビームカーネル設計が線量計算に大きく影響を与えることを再確認し、レンジシフト通過後の散乱モデリングと QA の重要性を再確認した。臨床で使用される治療計画装置におけるビームモデリングにおいて、レンジシフトを通過したビームデータが反映されないため、各施設において、線量計算精度について評価することが重要である。

加藤 貴弘 (福島県立医科大学)

吉村 高明 (北海道大学)

## 撮影技術 (演題 188-193)

### 188 Dual energy CT を用いた阻止能比画像における金属アーチファクトの検証

本演題は、Dual Energy CT 解析アプリケーションの Direct SPR (Stopping Power Ratio) について

のものであった。コミッショニングの一環として金属アーチファクトの検証を行っていた。Artifact Index (AI) による評価と視覚評価を、Single Energy CT と Direct SPR との間で行い、Metal Artifact Reduction (MAR) の使用においても同様に比較検討されていた。結果としては、金属アーチファクトに関して、Direct SPR 画像は特別な対応は不要であるとされていた。また、Direct SPR 画像においても MAR を用いることで金属アーチファクトが低減し、治療計画の精度向上に有効であると示唆されていた。しかし、金属を含まないスライス面に、特有のアーチファクトが確認されており、その特性を把握したうえででの使用が望まれる。また、Direct SPR は粒子線施設において国内初導入となるため、今後も慎重にコミッショニングを行う必要があるものの、臨床への応用がとて期待されるものであった。

#### 189 ITV 法におけるテスト波形同期 4D-CT を応用した非呼吸同期 4D-CT の有用性

本演題は、患者の呼吸波形と非同期で撮影を行う非呼吸同期 4D-CT の ITV 抽出の正確性を評価したものであった。通常の 4D-CT を基準とし、本手法、slow scan CT との比較を average intensity projection(AIP)、maximum intensity projection(MIP)を用いて行っていた。ITV の理論値との比較とダイス係数での体積の類似度を検討されていた。今回検討されていた呼吸周期 (3.0 秒, 4.0 秒) と呼吸振幅 (1.0cm, 1.6cm, 2.0cm) においては、十分長いテスト波形 (6.0 秒) で画像取得をすることで、正確性の高い ITV 抽出が可能ということであった。実臨床において、安定した呼吸波形が取得できない場面が想定される。今後、不規則な波形においても追加検討することで、より臨床応用が期待されるものであった。

#### 190 放射線治療計画 CT における位置決め画像撮影時の X 線管位置が CT-AEC に与える影響

本演題は、スカウト画像の取得方向の違いが CT-AEC の出力制御にどのように影響するかの検討であった。A-P, P-A, R-L, L-R の 4 方向において、画像ノイズと吸収線量について比較されていた。結果としては、画像ノイズに有意差はなく、P-A 方向の吸収線量が高いというものであった。本演題においてのスカウト撮影は 1 方向のみということであり、2 方向での検討も今後していただきたい。また、水晶体への被ばくを考えると A-P 方向より P-A 方向のほうが良いという報告もあるので、被ばく部位を含めた報告が期待される。CT 装置によって特性が異なるので、臨床で使用している機器について知ることはとても有用であると考えます。

#### 191 放射線治療計画 CT と画像誘導放射線治療 CT における被ばく線量指標の多施設調査 : Local DRLs の提案

本演題は、放射線治療計画 CT および画像誘導放射線治療 CT に対する被ばく線量の現状を全国 18 の国立大学病院から体系的に収集し、Local DRLs を提示した点で大変意義深い研究である。従来、診断用 CT に比べ放射線治療用 CT の線量評価は標準化が進んでおらず、施設間のプロトコル差により被ばく線量の把握と最適化が難しい状況にあった。本研究は多施設データに基づく信頼性の高い指標を示し、国内では不足していた放射線治療用 CT の線量管理の基盤を築いたといえる。特に、IGRT に関する線量指標の報告は少なく、本発表は先駆的な成果である。今後は装置間や撮影法に対する詳細な分析も重ね、全国的な DRLs 策定や現場での最適化推進に向けた具体的提案へとつながることを期待したい。

## 192 放射線治療計画用 4DCT における孤立性肺結節の画質と被ばく線量低減の最適化

本演題は、放射線治療計画における 4DCT の被ばく線量最適化を目的に、孤立性肺結節を対象とした画質と線量のバランスを検証したものである。3D プリンタで作成した模擬結節を動態ファントム内に配置し、臨床呼吸パターンを再現した上で管電流を段階的に変化させ、物理評価と視覚評価の双方から画質を多角的に検証している。結果は、120 mA から 60 mA までの低減により約半分の線量削減が可能で、輪郭描出や体積評価など治療計画に重要な指標は良好に維持されることが示された。4DCT は呼吸性移動評価の信頼性確保のため高線量となりがちであり、本研究はその問題に対し具体的かつ実装可能性の高いエビデンスを提供している。今後の放射線治療計画用 CT の標準化や DRLs 策定における重要な報告であり、臨床現場での活用が期待される。

## 193 Motion vector field を用いた放射線治療における cone-beam CT 画像再構成の検討

本演題は、放射線治療における Cone-beam CT (CBCT) の動態アーチファクト低減を目的とした基礎的検討である。呼吸などの体動はコントラスト低下などの画像劣化を招き、治療計画や位置照合の精度に影響を及ぼす。本研究では、Motion Vector Field (MVF) により被写体動態を数値的に再現し、従来広く用いられる FDK 法と、逐次近似再構成である ML-EM 法を比較評価している。結果として、FDK 法に比べ ML-EM 法はアーチファクトの軽減と画像精度の改善が定量的に確認された。これは ML-EM 法がモーションにより頑健であることを示す重要な知見である。今後は実測 CBCT データでの検証やさらにモーションアーチファクトに強い再構成法への展開が期待され、治療精度向上に大きく寄与する可能性がある研究といえる。

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

佐藤 慧 (市立札幌病院)

## その他 1 (演題 264-269)

### 264 ロイコクリスタルバイオレットを使用した色素ゲルポーラスの硬度に関する検討

本演題は、ロイコクリスタルバイオレット (LCV) を用いた新規ゲルポーラスファントムの基礎的物性特性、とりわけ経時変化および硬度に関する検討であった。従来のゲルポーラスは線量依存的な着色による可視化が可能である。一方、物理的安定性や取り扱い性に課題があった。本研究では、ゲル濃度や組成の違いが硬度や安定性に与える影響を評価し、線量分布評価に適した新素材の可能性を示した点に意義がある。今後は、線量応答性との相関や保存条件に伴う変化の評価など、臨床応用に向けたさらなる検討が期待される。

### 265 IMET に向けた高エネルギー電子線におけるスポットスキニング照射の実現可能性についての検討

本演題は、高エネルギー電子線を用いた強度変調電子線治療 (IMET) の実現を目指した基礎的研究であり、特に空気圧制御によるビーム収束の改善を目的とした点が特徴であった。10 分の 1 気圧下での照射により、空気散乱の影響を抑制しペナンプラを縮小できる可能性が示された。電子線治療の高精度化に寄与する新たなアプローチであり、今後は照射制御の安定性や線量分布の再現性を含めたさらなる検討が望まれる。

## 266 UVC カメラのパラメータ設定による MV-X 線の線量直線性

本演題は、USB Video Class (UVC)カメラに使用されている CMOS イメージセンサー(CIS)を用いた MV-X 線の線量計測利用を目指すための基礎的検討であり、線量直線性を評価した内容であった。CIS を用いた線量計測では、複数のパラメータ設定によって MV-X 線の応答直線性に影響を与える結果が報告されていた。CIS は高分解能な検出器であり、定位放射線治療などの急峻な線量勾配を有する線量分布検証には有用な検出器となり得ることから、将来的な検出器としての実用化が期待される。

## 267 直線加速装置によるスキヤタリングフォイルフリー電子線の収束についての検討

本演題は、スキヤタリングフォイルを用いないスキヤタリングフォイルフリー (SFF) 電子線におけるビーム収束特性を評価した報告であった。従来の方式ではスキヤタリングフォイルにより電子線エネルギーの拡散が生じる点が課題であったが、本研究ではそれを排除することで、ビームプロファイルの安定性や線量分布の改善が確認された。装置構造やエネルギー設定が治療効率に与える影響を明確に示した点に意義があり、将来的な装置開発や臨床応用に向けた発展が期待される。

## 268 CMOS image sensor を用いた PDD 計測および UVC カメラの最適な設定条件の検討

本演題は、USB Video Class (UVC)カメラに使用されている CMOS イメージセンサー(CIS)を用いた MV-X 線の深部線量百分率(PDD)計測に関する基礎的検討であった。電離箱線量計で取得した PDD をリファレンスとして、CIS で取得した PDD を比較した結果、ゲイン設定により PDD 曲線の形状に変化が生じることから、MV-X 線の各エネルギーで最適なゲイン設定を評価するものであった。本報告では基準照射条件のみの計測結果を報告するものであったことから、将来の臨床使用を考慮すると今後はビームデータ測定時のように照射野サイズの違いにより散乱線寄与が異なる測定条件下における評価が望まれる。

## 269 グローバルシャッター方式の UVC カメラを用いた MV-X 線の線量率特性に関する調査

本演題は、グローバルシャッター方式の USB Video Class (UVC)カメラに使用されている CMOS イメージセンサー(CIS)において MV-X 線の線量率特性を評価した内容であった。先行研究の課題であったローリングシャッター方式のデータ読み出し遅延や測定精度の不安定さが、グローバルシャッター方式を採用することで、線量率依存性が改善することが報告された。ただし、高線量率域で安定した結果が得られていたのに対して、低線量率においてはノイズ成分等の寄与による積算値の減少傾向がみられることから、今後は線量率補正手法の構築や測定の再現性に関する検討が望まれる。

佐々木幹治 (徳島大学)

坂本 昌隆 (浜松医科大学医学部附属病院)

## 治療計画 3 (演題 270-273)

### 270 可変絞りコリメータ入射粒子に対する相互作用処理を考慮したモンテカルロ法による計算精度の解析

モンテカルロ (MC) 法の計算負荷を低減するため、JAW での粒子相互作用を簡略化する「単純法」と「応用法」を考案し、その計算精度を検証した。特に「応用法」は、相互作用の有無を確率的に判定することで、計算時間を短縮しつつ、従来のアナログ法 (フル計算) とほぼ同等の高い精度を維持できるこ

とを示した。また、MLCが照射野を形成する一般的な条件下では、より簡易な「単純法」も実用可能であることが示唆された。本手法は、「最適化計算は高速な単純法、最終計算は高精度な応用法」といった使い分けにより、治療計画の計算精度の向上と大幅な効率化を両立しうるものである。将来的には、計算速度が鍵となるオンライン適応放射線治療（Online ART）などにおいて、高精度なモンテカルロ計算をリアルタイムで実装するための基盤技術として活用されることが期待される。

#### 271 呼吸停止下肺定位放射線治療における位置変位に対する堅牢性を考慮した治療計画の検討

呼吸停止下肺 SBRT において、腫瘍と肺の密度差に起因する位置ずれ時の線量誤差を低減するため、計画時に CT 値を仮想的に置換（Density Override）する手法について報告した。PTV や ITV 内の CT 値を平均値や腫瘍密度に置換して最適化を行うことで、位置変位が生じた際の腫瘍線量（D99%）の低下を有意に抑制し、計画の堅牢性（ロバストネス）が向上することを実証した。本手法は、高精度アルゴリズムを使用する際の標準的な安全対策（プロトコル）として導入可能である。特に、腫瘍が小さく移動の影響を受けやすい症例において、日々のセットアップ誤差や息止めの再現性の低さが懸念される場合でも、線量不足のリスクを最小限に抑えた「不確実性の影響を受けにくい、信頼性の高い治療計画」を提供するために直接的に役立つ知見である。

#### 272 全骨盤を含む前立腺癌に対する VMAT 治療計画における feasibility DVH の最適な f 値の検討

全骨盤照射を含む前立腺癌に対する VMAT 治療計画において、Pinnacle<sup>3</sup> Evolution の feasibility DVH（FDVH）を活用した最適な f 値の検討を行った報告であった。FDVH は、OAR 線量制約の達成に向けた指標として f 値を用いることで、治療計画の効率化と線量予測の精度向上に寄与する技術である。本発表では、膀胱・直腸の体積や PTV との重複関係に着目し、20 症例を対象に f 値を 0~0.5 の範囲で検討した結果、多くの症例で f=0.2 が最適であることが示された。さらに、尿量や臓器間の重複距離に応じて例外的に f=0.1 が有効となる症例も存在することが明らかとなり、FDVH による個別最適化の可能性が示唆された。この知見は、複雑な骨盤照射領域における VMAT 計画の標準化と効率化に貢献するものであり、計画時間短縮にも寄与する可能性がある。今後の臨床応用に向けて症例特性に応じた f 値選択の指針として有用と考えられ、前立腺以外の症例に対しても臨床応用できることを期待する。

#### 273 自然呼吸下の肺定位放射線治療における volume 4DCT を用いた合成画像の有用性

CyberKnife による肺定位放射線治療において、自然呼吸下での腫瘍位置の再現性向上を目的に Volume 4DCT と息止め CT を統合した合成画像の有用性を検討した報告であった。臨床現場では、息止め CT による位置ずれや再撮影の必要性がしばしば課題となるが、本研究では Volume 4DCT の呼吸運動情報を活かしつつ、軸方向の補完を行うことで、ノンコプラナ照射にも対応可能な線量計算画像を構築し、7 症例での線量再計算と統計的検証が行われた。結果として、GTV・PTV の一部指標に統計的有意差は認められたものの、全体として±3%以内の同等性が保たれており、臨床的には十分な精度が確認された。特に、自然呼吸下で得られる画像が実際の照射状態を忠実に反映する点は、腫瘍位置の再現性向上に寄与し、再撮影の回避や治療計画の効率化に直結する重要な成果である。本手法は、患者負担の軽減と治療精度の両立を図るうえで、現場に即した実践的なアプローチであり、今後の標準化や施設間展開にも期待が持てる。治療精度とワークフローの両面から、非常に有用な報告であった。

## QA・QC2 (演題 274-278)

### 274 表面誘導放射線治療における QA ファントム体表面の人体再現度に関する検討

本演題は、表面誘導放射線治療 (SGRT) の品質保証 (QA) において、体表面ファントムの人体再現度を評価した研究である。呼吸性移動を模擬できる非剛体ファントムを 3D プリンタで作製し、内部構造の有無が体表面挙動に与える影響を検討した。結果として、同一形状の体表面であっても内部構造の差異により Z 方向の変位挙動が異なることが示され、SGRT における表面追跡精度に内部構造が影響し得ることが明らかとなった。従来、SGRT QA では表面形状のみを対象とした検証が多かったが、本研究は「内部構造の再現性」に着目した点で新規性が高く、臨床でのファントム選定指針に示唆を与えるものである。今後は実患者データとの比較や動態評価への発展が期待される。

### 275 ステッピングモータを用いた安価で動作精度の高い動態ファントムの開発

本演題は、呼吸同期照射や動態追尾照射に用いる動態ファントムの開発を目的とし、ステッピングモータと Arduino を用いた安価かつ高精度な自作ファントムを報告したものである。振幅や周期を変化させた複数条件下で駆動精度を評価した結果、移動距離の誤差は $\pm 0.0$  mm、移動時間の誤差も 0.2%未満と、極めて高い精度が確認された。市販の動態ファントムは高価で導入が難しい現状に対し、本研究は汎用部品を活用して再現性の高い動作を実現しており、教育・研究・臨床 QA のいずれにも応用可能な有用な成果である。今後は多軸制御や呼吸波形の再現性検証など、より臨床的な運動モデルへの拡張が期待される。

### 276 体表面画像誘導放射線治療システムのカメラ感度設定が色認識能に与える影響

本演題は、体表面画像誘導放射線治療システム (AlignRT) において、カメラ感度設定が色認識能および位置精度に与える影響を評価した研究である。HTML 基本 16 色および Monk Skin Tone スケール 10 色を用い、感度設定 (Dark/中間/Fair) を変化した条件下での認識能と位置精度を検証した。その結果、暗色では設定に関わらず認識が困難であり、色の濃さが増すほど位置精度が低下する傾向が示された。肌色の違いに応じた感度設定最適化の重要性を科学的に示した点は臨床的意義が大きく、多様な患者背景を考慮した SGRT 運用の一助となる。今後は実患者での検証や他機種との比較により、さらなる汎用化が期待される。

### 277 設置方法が異なるレーザ型体表面検出装置の長期精度管理についての報告

体表面画像誘導放射線治療 (SGRT) の装置は様々な製品がある。しかしながら、国内機器で光切断法を用いたレーザ型体表面検出装置である VOXELAN について、設置方法の違いによる検出位置精度を長期に解析した報告はない。今回の報告では 2 年の期間において 3 種類の設置方法において比較解析を実施した報告であった。長期的な SGRT 装置の安定性や、キャリブレーションの頻度の参考となる有用な報告であった。

## 278 研究班報告：安全な放射線治療装置立ち上げのための受入試験と品質管理項目の適正化に関する検討

これまでの受入試験に関する報告では単独の施設による報告はあるが、複数施設のデータに基づく精度、ばらつき、許容値に関する報告は少ない。本研究は13施設のVarian社製リニアック受入試験データを集め、試験項目に対する施設間のばらつきや調整限界を可視化した報告であった。本研究により、リニアックを新規導入する施設において非常に有益な情報であった。

小林 大輔（筑波大学附属病院）  
青山 貴洋（愛知県がんセンター）

### 線量評価 2(演題 332-336)

#### 332 標準計測プロトコルの違いが光子線の相互校正に与える影響

リニアック標準計測法 24(24法)において、標準計測法 12(12法)のCo-60校正とリニアック校正の違いによる $N_{D,w}$ への影響に加えて、フィールド線量計の相互校正時に動径方向不均一補正係数( $k_m$ )を導入したことで生じる、12法との $N_{D,w,Qcross}$ の差異を比較した演題であった。リファレンス線量計にはリニアック校正されたファーマ型電離箱 Exradin A19 を使用し、フィールド線量計は Exradin A12S, FC-23C, Exradin A1SL, CC13, PTW31016 の5種の円筒型電離箱を使用した結果、24法が12法に対して6MV-FFFで0.44~0.51%、10MV-FFFで0.82~0.95%高い傾向がみられたという報告であった。 $k_m$ の算出式は24法に記載されている式以外にも評価されており、IAEA TRS483 式 54 を使用した値との比較でも同様の結果であったと報告されていた。

$k_m$ はFFFビームのような平坦ではないProfileの線量評価において特に重要な係数となる。今後リニアック校正を行う予定のある施設にとって有益な情報であった。12法を用いた吸収線量測定においても $k_m$ と同様の係数を用いる事で、線量計の体積に依存する体積平均効果の誤差やFFFビームによる線量平坦性の誤差等を補正可能だと考えるので、そちらの補正を行った際の24法と12法との比較も今後検討頂きたい。

#### 333 国産0リング型リニアックによる2次元水ファントムを用いたX線プロファイル測定法の評価

リング型リニアック装置であるOXRAYにおいて、本来測定時には3D水ファントムを使用しX線プロファイルの測定を行う必要があるが、装置のリング角度を変え、かつ2D水ファントムを使用することで同等の測定が簡易的に行うことが可能であるとの報告であった。プロファイルの測定深は最大深5cm、10cm、20cmと2Dを寝台に対して0度に設置し、リング角度を45度、315度に回転することで対角軸外線量比(OCD)の測定を行っており、軸外線量比(OCR)の測定はリング角度45度のガントリレーザーを指標とし、2Dを寝台に対して45度に設置した。リング角度45度でInline、315度でCrosslineを測定しOCD、OCRをESTRO Booklet No.7の評価法で確認した結果、FF、FFFビーム共にコミッショニング時の3Dファントムのデータと良好に一致していた。3D水ファントムでは架台の設置が必要となり煩雑となるが、この測定法を行う事でAnnualQA時の簡易的なセットアップが可能となった。今後も定期的に測定を行う事で3D水ファントムデータとの差異が出てこないかの評価も継続して確認して頂きたい。

#### 334 端面照射を想定したダイヤモンド検出器の角度応答特性の定量評価

ダイヤモンド検出器において、角度依存性の不確かさを定量的かつ一様に評価する手法の構築を試みた演題であった。固体検出器は、一般に検出器の長軸方向に平行な照射(正面照射)を前提に設計されているため、長軸に垂直な方向からの照射(端面照射)では、角度依存性に起因する応答変動が無視できない可能性がある。今回は直径30cmの球体ファントムを治療寝台上に設置し、ダイヤモンド検出器(PTW社製TM60019)に対して

長軸方向(正面方向)から一方向照射を行い、その後長軸に垂直な方向(端面方向)に対し、同一線量条件で360°の回転照射を実施していた。寝台を透過する X 線の減弱影響を補正するため、指頭型電離箱(PTW 社製 TM31010)による一方向照射と回転照射の電荷量比から補正係数を算出し、端面方向の回転照射で得られた電荷量は、微小単位角度ごとの平均応答として扱い、正面照射時の応答と比較することで全周囲に対する平均角度依存性の不確かさとして評価されていた。端面照射の平均応答は、正面照射と比較して 6 MV で 1.015、10 MV で 1.009 と高い値を示した。また、3×3、5×5、10×10 cm の照射野間での応答に有意差は認められなかった。ダイヤモンド検出器の基礎測定としては有益な情報提供であった。ダイヤモンド検出器は電離箱線量計にはない特性等もあることから、今後も引き続き基礎測定を行って頂き、検出器の取扱いからくる不確かさの評価を検討頂きたい。

### 335 二次元イオンチェンバレイの銅製ウェッジプレートを用いた X 線線質測定の評価

二次元イオンチェンバレイである IC PROFILER の銅製ウェッジプレート(Quad Wedge Accessories: QWA)を用いた線質評価に関する演題であった。QWA はリニアックメーカーにより線質計算の内部処理が異なり、Elekta 機では Global 法、Varian 機では Local 法を用いており、両方法で測定値の安定性に相違が無いかを検証していた。4X, 6X, 10X, 6FFF, 10FFF のキャリブレーション条件を基準とした PDD(10)の安定性を短期と長期に分けて検証されており、QWA の活用に向けた丁寧な解析であった。結果は、短期安定性で 0.017%(両方法)、長期安定性で 0.20%(Global 法)、0.020%(Local 法)の変動係数であり、両方法で安定した X 線の線質測定が可能であると報告されていた。多くの施設で日常の QC として使用されている IC PROFILER に QWA を加えることで、簡便に線質の管理が可能であることが示され有用な情報であった。今後として、QWA を用いる最適なタイミング、使用頻度等に関する研究報告も期待したい。

### 336 頭蓋内金属が頭部定位放射線治療における評価点線量に与える影響

脳動脈瘤治療後の金属コイルが脳定位放射線治療に及ぼす影響についての報告であった。研究者は、金属球(直径 3 mm)を固体ファントム内のボラス部に挿入して CT を撮影し、模擬腫瘍を作成後、HyperArc による治療計画を行い、計画線量と実測値を比較していた。結果は、金属球なしの場合、実測値との相違は最大 4.0%、基準点では最大 4.2%、腹側および頭側に金属球を配置した場合は最大 4.0%、左側方向で最大 7.8%と報告していた。固体ファントムで実測値を絶対評価する場合、各種の補正を行い、少なくとも単純な照射法で計画線量と実測値が一致することを担保しなければならない。この点について発表時に研究者に確認したが、実測値との合わせ込みは実施済との回答であった。今回の報告では、HyperArc で治療した場合、均一物質内でも 4.0%の線量相違が生じるという重要な結果も示しており、発表時には、使用した補正係数・補正方法のスライドも提示する必要があったのではと考える。AcurosXB では、高原子番号の CT-物質密度テーブルをあらかじめ作成しておけば、今回使用した金属のストラクチャに対して物質名を指定した線量計算が可能であるので、その結果との比較も今後期待したい。

八重樫 祐司 (北海道科学大学)

石井 伸 (石巻赤十字病院)

## QA・QC1 (演題 337-341)

### 337 Oリング型画像誘導放射線治療システムを用いた二軸回転動的放射線照射法における照射中心位置精度の検証

Oリング型画像誘導放射線治療システム(OXRAY)を用いたDynamic Swing Arc(DSA)軌道における、照射中心位置の精度を検証した演題であった。患者寝台を動かさずにガントリとOリングを同時に回転させるDSAでは、動的条件下での精度保証が重要である。本研究では、鋼球を内蔵したファントムとEPID画像を用い、25種類のDSA軌道における照射中心位置の誤差を評価されていた。結果として、照射中心位置精度は平均で0.4mm以内と良好であった。軌道の変曲点付近で誤差が増大する傾向が示されたが、その差は平均0.2mm以内とのことであった。この変曲点における誤差の変動要因について、ガントリやOリングの速度変化などがどの程度寄与しているのか、詳細な解析が待たれるところである。本手法は簡便であり、治療前検証や定期的なQCとして有用な検討であると考えられた。今後、本検証方法を用いて、長期的な安定性についても評価を進めていただきたい。

### 338 離脱式MR装置寝台の治療計画利用に向けた位置精度評価

MR画像から作成した合成CTを用いた放射線治療計画の実現に向け、診断用MR装置の離脱式寝台の位置精度を評価した演題であった。MR-Linacとは異なり、寝台が一体化されていない診断用MR装置では、離脱・装着時の位置再現性が治療計画の前提として重要となる。演者らはスカウト撮像と自作ファントムを用い、寝台の移動直線性および離脱・装着時の位置再現性を簡便に評価する手法を検討されていた。評価の結果、寝台移動の直線性は良好であったものの、外部レーザとの位置合わせ後の再現性については平均5.5mmと比較的大きな差異が認められた。演者らはこの原因として外部レーザの照射位置不良の可能性を考察していた。また、移動直線性評価に用いた手法ではAAPMの基準を満たしておらず、評価手法の検出能自体に限界がある可能性も示唆された。MR画像を用いた治療計画の基盤となる重要な検討であり、まずは評価系の精度(外部レーザの調整や、スカウト撮像の分解能)を確立した上で、離脱式寝台の再現性について更なる検証を進めていただきたい。

### 339 人体の呼吸運動を再現する非剛体胸部ファントムの体表面構造についての検討

SGRTのQAにおいて非剛体ファントムによる試験を行うことが精度検証を行う上で望ましいとされているが、現在普及していない。人体の呼吸運動を再現する非剛体胸部ファントムの体表面構造について、材質と厚みを変え、素材の伸展性と可逆性の検討を行ったのち、実寸大の胸部ファントムを作成して評価を行った研究であった。素材は人体の呼吸運動の再現には厚み1.4mm以下のシリコンで可能と判断し、3Dプリンタで作成した型枠で人体ファントムを作成したところ、伸展率の平均は2.94%となり、人体の最大吸気での胸郭拡張率は3.45%と自然吸気での胸郭拡張率0.62%であるため、呼吸を再現可能な伸展性を有していた。可逆性についても、測定前後での周径に差はなかったと報告された。SGRTにおいては、表面の光沢なども気になるころではあるが、型枠に流し込むことにより、光沢が抑えられた仕上がりになるとのことだった。また今回は胸郭について均一な厚みで設計されていたが、場所により厚みを変えることで自重によるたるみや伸展性のコントロールも可能なのではないかと考えられた。シリコンは耐候性に優れた素材であるが、過度な引っ張りや加水分解による不可逆的な変化も予想される。経年変化などの報告のほか、非剛体ファントムにより明らかとなる具体的なSGRT品質保証の報告を期待し

たい。

#### 340 人体の呼吸運動を再現する動体胸部ファントムの肺構造についての検討

3D プリンタと風船を用いて、SGRT の QA で使用できる安価かつ再現性のある非剛体ファントムを開発するため、人体の呼吸運動を再現する動体胸部ファントムの肺構造についての検討を行った。先行研究で開発した骨構造ファントムと、前述の体表面ファントムを組み合わせることで呼吸運動を模していた。肺構造ファントムは、左右上下葉と正面に複数の風船が取り付けられ、コックの切り替えにより、胸式、腹式呼吸が再現される構造となっていた。風船との接続部にはテーパーカラー状のパーツを取り付けることにより、膨らみに指向性を持たせる工夫が施されていた。抄録ではプログラム制御された交流電源によりポンプを駆動させ、呼吸周期の再現を目指していたが、発表では手動での制御による吸気時の結果であった。駆動精度は体表面位置（胸骨上端・健常突起・臍付近・側腹部）の変位量とばらつきを Catalyst により評価されたが、先行研究による人体の仰臥位・安静時呼吸の体表面変位量とは側腹部以外は異なり、構造の見直しが必要であるとのことだった。ばらつきについては、ポンプ駆動 1 秒を手動の電源操作による制御であることなどを原因として挙げていた。今回は膨らませた位置での再現性の評価のみにとどまっていたが、今後の呼吸周期の再現に向けて、吸排気量のモニタリング、SGRT 装置以外での変位量計測方法なども組み合わせる検討いただきたい。

#### 341 二次元検出器を用いたビームプロファイル不変性の評価

Oリング型画像誘導放射線治療システム（OXRAY）において、ガントリ・リング回転による出力およびビームプロファイルの不変性を二次元検出器により簡易的に評価できるか検討した内容であった。先行導入リニアックであったため、より頻回な確認を行うために二次元検出器を使用するための基礎的な確認がされ、従来のリニアックと同様に二次元検出器での管理が可能であることが示唆された。Daily QA 項目の延長で試験内容を構築した工夫は理解できるが、リング回転に伴うビームセンターのズレなどは IGRT QA 用ファントムなどによる確認の方が再設置を伴わずに精度良く確認できるのではないだろうか。また、照射野は 10 cm x 10 cm としていたが、プロファイルの変化については、なるべく広い照射野の方が変化に対して敏感に検知できると思われるので、現在の QA プロトコルに過度に縛られず、目的にかなう試験内容を再考いただきたい。

齋藤 優一（北海道がんセンター）

中島 大（がん研究会有明病院）

### 線量評価 4（演題 364-368）

#### 364 光子線における円筒型電離箱の極性効果補正係数の線質依存

本報告は、 $^{60}\text{Co}$  ガンマ線による円筒型電離箱の線質依存性について検討したものである。放医研による光子線の水吸収線量校正定数は、1 極性（極性効果を考慮しない条件）で実施されている。本報告では、4 種類の円筒型電離箱（TN30013・CC13・CC04・TN31022）を用いて、 $^{60}\text{Co}$  ガンマ線、4MV、6MV、10MV の TPR<sub>20, 10</sub> を標準計測法 12 に準拠して測定し、 $\pm 300$  V における極性効果補正係数を評価している。本報告で使用した円筒型電離箱では、明確な線質依存性は認められなかった。このため、ユーザ線質における水吸収線量の測定時には、極性効果に対する補正を行わないことが望ましいと報告されている。ただし、CC13・CC04・TN31022 では約 0.1% のわずかな変化が確認され、電離空洞体積の影響によるものと考

察されていた。自施設で線量校正を行う際、補正係数などの基礎的パラメータは非常に重要であり、本検討は有用であると評価できる。今後は、円筒型電離箱の材質や形状、リニアック校正など、本報告で扱われていない要因に関するさらなる検討が期待される。

### 365 小照射野におけるシンチレータを使用したビームモデルの経験

本報告は、シンチレーション検出器 W2 を用いた小照射野データの追加登録が線量計算の精度向上に寄与するかを検討したものである。小照射野における線量測定は難渋し、治療計画装置による算出値の精度が懸念されている。本報告では、Elekta Synergy のビームデータとして、標準測定による 2.0 cm<sup>2</sup> と W2 を用いた 0.6 cm<sup>2</sup> の OPF と PDD を RayStation に登録し、絶対線量(W2)とガンマ解析(SRS MapCHECK, 2%/1 mm) で比較を行っている。標準モデルでは、照射野 1.0 cm<sup>2</sup>以下において RayStation 算出値よりも測定値が低かった。ガンマ解析では、照射野 1.4 cm<sup>2</sup>以下でガンマパス率の低下が認められた。一方、W2 モデルでは、絶対線量が±1%以内に収まり、ガンマ解析においても標準モデルより良好なガンマパス率を示したと報告されている。さらに、ガンマ解析において X 軸側照射野辺縁 (MLC 駆動方向) は良好であったのに対し、Y 軸側照射野辺縁では相違が目立ったと報告されている。本検討では、OCR データをコミッショニングに使用していないため、照射野辺縁の改善には至らなかったと考察されている。小照射野の線量評価は極めて重要であり、本報告はコミッショニングの重要性を再認識させる有用な報告であった。

### 366 頭部ノンコプラナ照射における床置き型 kV 画像照合システムを使用した水晶体被ばく線量の評価

本演題は、頭部領域のノンコプラナ照射において使用される床置き型 kV 画像照合システム ExacTrac による水晶体被ばく線量を評価した報告であった。転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療 (SRT) では、位置精度を 1 mm 以内に保つ必要がある。そのため寝台回転ごとに位置確認を繰り返す必要があり、画像照合による撮影回数の増加が水晶体被ばく線量の増加要因となる。本研究では、頭部ファントムを用いて寝台角度 0°、320°、40° における線量を測定し、X 線管球に近い側の水晶体で線量が高くなる傾向が示された。得られたデータは、照合手技の最適化や線量管理の基礎資料として有用である。AAPM TG-180 では画像照合による被ばくが処方線量の 5% を超える場合には総線量に含めて考慮すべきとされており、こうした定量的検討は臨床的にも重要である。今後は治療中の撮影頻度や照合条件を含めた被ばく低減策の検討が期待される。

### 367 相補型金属酸化膜半導体を利用した 2 次元検出器の入射角度依存性の評価

本演題は、IBA 社製 MyQASRS を用いた角度依存性の評価と O リング型ガントリを有する放射線治療装置 OXRAY における臨床利用の可能性を検討した報告であった。MyQASRS は高分解能を有する新しい二次元検出器であり、非同一平面照射でも同一平面で取得した角度補正係数を適用する特徴を持つ。本研究ではリング角度 0°で補正係数を取得し、0°~310°の各角度で回転原体照射および Dynamic Swing Arc 照射を実施して線量応答を評価した。その結果、リング角度が増すほどγ解析パス率はわずかに低下したが、1 mm/2%基準でいずれも 98%以上を示し、線量誤差も±1%以内に収まった。これらの結果からリング角度による線量応答の依存性は小さく、同一平面で得られた補正係数を非同一平面照射にも適用

可能であることが示唆された。MyQASRS は OXRAY のようなノンコプラナ照射においても精度検証に有用な検出器であることが確認され、品質保証の実用的可能性を示した点で意義深い発表であり、今後の臨床応用や QA 手法の標準化への発展が期待される。

### 368 研究班報告：プラスチックシンチレータによる軸外小照射野の線量検証

本演題では、多発性脳転移に対する多標的同時定位放射線治療において軸外小照射野での線量計算精度を治療計画装置間で比較した報告がなされた。Exradin W2 シンチレーション検出器を用い、RayStation (Collapsed Cone Convolution) と Monaco (X-ray Voxel Monte Carlo) の計算結果を実測値と比較した結果、中心軸上では良好な一致を示した。一方、軸外小照射野では両装置間で最大約 12% の線量差が認められた。これにより照射中心からの距離や位置に応じて線量差が変動する傾向があり、アルゴリズムに依存することが示された。本研究では両装置で同一ビームデータを使用しているが、モデリング精度の影響も結果に反映されていると考えられ、この観点からの考察が加わるとより有益な研究になると考える。今回の評価はコプラナ照射に限定されており、今後はノンコプラナ照射を含む臨床症例を対象とした評価やアルゴリズム選択が治療計画に及ぼす影響の検討が期待される。

岡 善隆 (福島県立医科大学附属病院)

大吉 一 (国立がん研究センター東病院)

### 線量評価 5 (演題 369-372)

#### 369 小線源治療用モデルベース線量計算アルゴリズムにおける散乱方向数の変化が線量分布へ与える影響の定量的評価

本研究では、小線源治療計画装置 Oncentra に実装されたモデルベース線量計算アルゴリズム ACE (Advanced Collapsed cone Engine) において、散乱方向数の設定が線量計算精度に及ぼす影響を定量的に評価した。ACE では散乱方向数がユーザ設定ではなく、計算精度と停留点数により自動的に決定される。本研究では、計算精度と仮想停留点を操作して異なる散乱方向数の組み合わせを作成し、均質および不均質ファントムに対する線量分布を Monte Carlo シミュレーション (Geant4) と比較した。その結果、均質ファントムでは良好な一致を示したが、不均質領域、特に空気や複雑形状の不均質物質を含む場合に線量差が拡大し、散乱方向数の違いによる影響が確認された。本研究は、ACE の散乱方向の離散化が線量分布へ与える構造的影響を初めて定量的に示した点で新規性を有する。

#### 370 モンテカルロシミュレーションを用いたボーラス密着不良時の電子線線量評価

本研究は、電子線治療においてボーラスと体表面の隙間や傾斜角が線量分布に与える影響を、Geant4 によるモンテカルロシミュレーションで解析したものである。5 mm 厚ボーラスを水ファントム上に配置し、隙間 (2-20 mm) および傾斜角 (5-20°) を変化させて線量分布を評価した。結果として、深部線量分布や最大線量深には大きな変化が見られなかったが、表面から 3 mm までの平均線量は隙間 20 mm で約 3% 低下し、さらにペナンプラの拡大と線量均一性の低下が確認された。これにより、ボーラスの密着不良やわずかな傾きでも表面線量に有意な影響を及ぼすことが明らかとなり、電子線治療におけるボーラス装着精度の重要性を物理的に裏付けた。会場からは、臨床で頻繁に見られる体表の凹凸を模擬した解析を今後の課題とするようコメントがあり、また「X 線照射では同様の影響があるか」との質問に対して、X 線では電子線に比べ影響が小さい旨が説明された。

### 371 線量集中性向上のための頸部補償材型ポリマーゲル線量計の開発

本研究では、頸部放射線治療における皮膚近傍の線量不確かさを改善するため、補償材として機能するポリマーゲル線量計 (PGD) の開発を行った。電子平衡が成立しにくい頸部皮膚近傍での線量集中性向上を目的として、アガロースを凝固剤とした頸部補償材型ポリマーゲル線量計 (頸部 PGD) を作製した。頭頸部ファントムに密着する半円柱状の形状とし、治療計画装置 (Pinnacle<sup>3</sup>) を用いて頸部 PGD の有無による線量分布を比較したところ、CTV の D<sub>95%</sub> は頸部 PGD 使用時に 5% 以上向上した。本研究で開発した頸部 PGD は、従来のボラスに比べ形状保持性と密着性に優れ、電子平衡を保持しながら皮膚線量の三次元評価と線量補償を両立できる新しい in vivo 線量測定・補償技術として新規性を有する。今後の臨床的な意義を明確にすることで、研究の発展が期待される。

### 372 研究班報告：多施設共同研究に基づいた二極管・進行波リニアックの基準ビームデータの確立

本研究の目的は、多施設における二極管・進行波リニアックのビームデータを比較・統合し、基準ビームモデルおよび基準ビームデータを構築するとともに、施設間のばらつきを定量的に評価することである。Elekta 社の Accelerated Go Live (AGL) サービス適用装置 9 台および非 AGL 装置 17 台を対象に、治療計画装置内のビームモデルおよび実測ビームデータを収集した。深部線量百分率 (PDD) および軸外線量比 (OCR) の平均値を算出し、各施設の平均からの線量差最大値を指標とした。その結果、AGL 群の PDD や OCR のばらつきは非 AGL 群よりも小さく、特に非 AGL 群・4X・小照射野条件では ESTRO Booklet No.7 の許容範囲を超える例がみられた。本研究により、国内の二極管・進行波リニアックにおける基準ビームモデルと基準ビームデータを初めて第三者的に提示し、ビーム特性の客観的評価を可能にした点で新規性を有し、他施設が今後 Elekta 社製リニアックを立ち上げる際の一助となる。

宮崎 正義 (大阪はびきの医療センター)

清水 秀年 (藤田医科大学)

### 照射技術 3 (演題 P-061-065)

#### P-061 スキャン範囲拡張 CBCT におけるファントムを用いた照合位置精度の検証

6 軸カウチを利用した Extended CBCT (Ex-CBCT) の位置精度評価に関する報告であった。Catphan602 を用いて頭頸部から骨盤部にわたる長尺領域を想定した既知位置付与試験を行い、通常の CBCT との比較により Ex-CBCT の照合精度を検証していた。並進・回転ともに誤差は非常に小さく、長尺領域照合においても IGRT ガイドラインを満たす精度が示されていた。長い照射範囲を対象とする治療における位置精度向上が期待されるとともに、機器特性を定量的に示した本結果は臨床導入の裏付けとなり有用と考える。今後は、実際の患者を想定し、Ex-CBCT で顕在化した捻じれや歪みへの対応などの情報や知見も引き続き発信して頂きたい。

#### P-062 体表面画像誘導放射線治療を用いた乳房照射におけるマーカレスの導入

本研究では乳房照射における皮膚マーカレスセットアップの実現を目的として、SGRT を組み込んだワークフローの構築と位置精度の段階的評価が行われた。従来の皮膚マーカ法と比較し、SGRT は全方向 (並進) で良好な精度を示し、特に皮膚マーカを無視してセットアップした疑似マーカレス条件下にお

いても $\pm 5$  mm以内の精度を98%で達成した点は、高い再現性と臨床的有用性を示す重要な結果であった。さらに、CT撮影から治療まで一貫した体位保持を確立し、複数症例・複数分画で検証を行った上で臨床導入に至ったプロセスは、他施設にとっても参考になると考える。今回の検討は、乳房照射における患者負担軽減およびセットアップの標準化に寄与するものであり、SGRTを用いたマーカレス治療の普及に向けた有用なエビデンスといえる。今後は、PMRTや深吸気息止め（DIBH）症例での適用などを含めたさらなる検討を期待したい。

#### P-063 放射線治療計画専用の CT 画像における画質特性評価

Siemens 社 DirectDensity 再構成画像に対して、解像特性およびノイズ特性をタスクベースで物理評価し、その画質特性を明らかにした内容であった。DirectDensity は線量計算精度向上を目的とした技術であり、これまで主に CT 値の再現性や線量計算への影響が検討されてきたが、本研究は画質に着目し、通常再構成との比較を詳細に行った点に新規性がある。結果として、DirectDensity は通常再構成と比較して Task transfer function が大きく低下し、中～高空間周波数帯域における Noise power spectrum の低下が認められるなど、解像性能が制限される特性が示された。また、CT 値に依存したノイズ特性の違いも確認され、画像再構成原理に起因する特性が明確に示された。これらの知見は、DirectDensity 画像を臨床で使用する際、放射線治療計画時の輪郭描出における改善点を示すものであり、有益な情報である。今後は、臨床画像を用いた視覚評価や患者画像での検討を含め、線量評価を踏まえた治療計画への最適な再構成条件の確立を期待したい。

#### P-064 新 SGRT システムの移動量検出能力に関する検討

Varian 社 IDENTIFY を対象として、TrueBeam 寝台の並進・回転移動に対する位置検出精度を基礎的に検証した報告であった。Isocenter および辺縁位置において 6 軸それぞれの寝台移動量と IDENTIFY 検出値を比較した結果、Rotation・Pitch・Roll の回転軸では差は認められず、並進軸においても最大差は 0.03 cm と極めて小さく、高い位置検出精度が確認された。さらに、検出範囲中心と辺縁で精度差がみられなかった点は、臨床運用における有用な知見といえる。一方で、本検討では Scan による基準画像が用いられていた点やファントム移動後に基準画像を再設定していた点について、方法論の改善が望まれるとの意見が示された。これらの指摘を踏まえた精度検証が進むことを期待したい。

#### P-065 Edge response width を指標とした膵癌 SBRT における呼吸止め分割 CBCT 画像の評価

膵癌 SBRT における呼吸停止 CBCT (EP-CBCT) の画像特性について、Edge Response Width (ERW) を客観的指標として治療計画 CT と比較し、呼吸指示を繰り返し受けることによる再現性や学習効果の可能性を検討した内容であった。結果として、EP-CBCT は治療計画 CT と同等に呼吸性移動の影響を抑制できることが示され、臨床での有用性を支持する興味深い報告であった。今回の研究は、学習効果を客観的に評価した点に新規性があり、非常に価値のある検討であると考えられる。一方で、本研究では評価指標が腎下縁に限られるため、今後は標的である膵臓や小腸・胃などのリスク臓器も含めた評価を追加することで、治療計画精度や位置照合精度への直接的示唆が得られることが期待される。また、呼吸停止回数の違いが呼吸再現性に与える影響についても、詳細な検討を進めることで EP-CBCT の臨床適応範囲がさらに明確になると考える。

### 線量評価 3 (演題 P-066-070)

#### P-066 小型電離箱における極性効果補正係数の評価

本演題は、高エネルギー光子線の水吸収線量計測における極性効果補正係数について、複数の Exradin A1SL 電離箱を用いて評価した。測定の結果、一部の電離箱で AAPM TG-51 addendum の基準を満たさない値が確認され、修理後も改善が不十分であった。これにより、電離箱の個体差や初期不良の可能性が示唆され、使用前の性能確認の重要性が指摘された。測定精度を確保するため、日常的な点検の徹底が必要であることが示された。

#### P-067 垂直ビーム用ファントムを使用した電子線下における平行平板型電離箱の相互校正の検討

本演題は、相互校正において水平ビーム用ファントムが推奨される中、垂直ビーム用ファントムを用いても精度の高い相互校正が可能であることを示した研究である。発表者は、測定条件を厳密に管理することで信頼性を確保し、線量差も既報値と一致したことから、垂直ビーム用ファントムを用いた実施が十分に実用的であると示した。

#### P-068 医療用直線加速器における電離箱体積の違いによる照射野辺縁線量の解析と補正

本演題は、医療用直線加速器の線量分布検証において電離箱体積の異なる検出器を用い、辺縁線量プロファイルを Triple Gaussian (TG) 関数で近似・解析する新手法を提案した。X線焦点成分、二次電子散乱成分、焦点外成分の3要素から構成される TG モデルにより、電離箱体積による体積効果を周波数空間で補正することを試みた結果、3.0%以下の誤差で高精度な線量分布再現が可能であった。体積効果を定量化し、異なる照射野への補正にも応用できることを示した点は、線量測定の精度向上に寄与する重要な成果である。

#### P-069 国産 O リング型リニアックにおける FFF ビームの補正係数を用いた水吸収線量計測

本演題では、国産 O リング型リニアック OXRAY におけるフラットニングフィルターフリー (FFF) ビームの線量計測精度を検討し、体積平均効果および線質変換係数の補正が水吸収線量に及ぼす影響を評価した。電離箱 FC-65G および CC13 を用いて算出した結果、補正法による差は 0.1%未満と小さく、FC-65G では体積平均効果による最大 0.3%の過小評価、CC13 では 0.2%程度の過大補正が確認された。両補正は互いに相殺する傾向を示し、標準計測法 12 との差は僅少であった。OXRAY の FFF ビームに対する線量計測を報告した初の研究であり、臨床導入に向けた重要な基礎データを提供している。

#### P-070 放射線治療における体積の異なる指頭形電離箱線量計の性能評価に関する検討

本演題では、サイバーナイフにおけるリファレンス線量計として用いられる小体積電離箱線量計 (Exradin A12S) の感度変化と極性効果を長期的に評価し、ファーマ形電離箱線量計との性能比較を行った。2011~2024 年の校正データを解析した結果、両線量計の水吸収線量校正係数は不確かさの範囲内で安定しており、長期的な感度変動は認められなかった。一方、A12S では個体により極性効果が大きい傾向が示され、施設のリファレンス線量計として使用する際には個別の性能確認が重要であることが明らかとなった。特殊装置における標準計測の品質保証に有用な知見を提供する意義深い研究である。

#### 照射技術 4 (演題 P-071-075)

##### P-071 ヘリカルトモセラピーシステムを用いた脳定位照射におけるノンコプラナ照射の基礎的検討

ヘリカル照射が特徴のトモセラピーのため、機械の構造上、低～中線量が伸びてしまう特徴がある。本研究は患者自身の体位に対して、Pitch や Yaw を変化させて Non Coplaner の治療計画を追加することで線量集中性の改善や低線量～中線量の伸びを抑える事ができないか検討した研究であった。Yaw の再現が難しいのでは？という質問に対してはさほど難しくないとのことであった。Comformity Index などの指標では Coplaner 照射と Non Coplaner 照射の間で有意差は出なかったとの事だったので、DGI(Dose Gradient Index)を評価すると有意差が出るかもしれないと助言した。今後の検討に期待したい。

##### P-072 全身照射における long SSD 法を用いた処方線量決定に関する基礎的検討

Long SSD 法による全身照射時に治療室内の壁から後方散乱される線量について PHITS を用いて評価した研究であった。放射線治療計画装置では考慮しきれない部分の線量を評価した試みは良かったが、結果がまとめ切れておらず、傾向を観察する事も出来ない状態であった。グラフの表現の仕方や比較検討方法等、助言した。今後の検討に期待したい。

##### P-073 VMAT における事前検証の手法による精度の差異についての検討

EPID (Electronic Portal Imaging), アプリによる再計算, 配列型検出器の3つの方法による Patient QA 結果を比較検討し、実務上、効率的な方法を提案する内容であった。結果はよくまとめられており、考察として、EPID とアプリによる再計算を実施し、パスしなかった症例に対して配列型検出器による実測を考えており、EPID のキャリブレーションの重要性についても触れられていた。EPID を省略することは検討しているか？との質問に対しては、Machine Delivery のエラーを検出するためにも省略する事は考えていないとのことであった。今後はベンチマーク試験のようにあらかじめミスがある症例に対して、それぞれがどのように検出できているのかを検討していただきたい。

##### P-074 MV ビーム照射中の kV 撮影画像に対する散乱線の特性評価

治療中の kV image の画質評価をするために、治療ビームの条件を変化させた時の kV Detector に入射する散乱線量について定量化した研究であった。線量率が高くなると、どの治療ビーム条件でも散乱線量は増加した事を報告していた。散乱線量は中心だけではなく 2 次元マップとして取り扱っていますか？という質問をしたところ、しているという回答であったので、今後はこの基礎データを利用して kV Image の画質改善に利用できればと考える。今後の検討に期待したい。

##### P-075 症例報告：肺定位放射線治療における腹部圧迫を併用した呼吸停止照射の一例

腹部圧迫法を併用する事で終末呼吸停止照射における呼吸振幅を抑えることが出来た報告であった。本研究では、腹部圧迫をスタイロフォームとベルトで行っており、再現良く圧迫する事が出来なかった事例も示しつつ、呼吸振幅を抑え、ドリフトを防ぐことができたという報告であった。今後は腹部圧迫法の有効な手法をさらに研鑽し、報告していただきたいと思う。

佐々木 文博 (手稲溪仁会病院)

## その他 2 (演題 P-076-080)

### P-076 放射線治療寝台カーボン・フォーム数値決定のためのソルバー法の考案

治療寝台の吸収補正係数について、メーカ公称値や測定平均値に依存せず、あらゆる方向において最適となる補正値を導出する手法の報告であった。寝台の構成材料はカーボン部分と内部フォームから成り、照射角度によって照射野内に含まれる領域や体積は変化する。平均値では最適値に至らないという発想のもと、Excel のソルバー機能を用いて最適解を導出する検討が行われていた。手法の概要は、寝台の有無による測定値の差に対して、フォームに暫定的な補正値を与え、カーボンの補正値を変化させながら最適解を探索する。その後、フォームにも同様の計算を繰り返し、バランスのとれた補正値を得ていた。初期値によって解が変わるのではという疑問もあったが、その影響はないとの報告である。単純な平均値による決定よりも論理的かつ汎用性のある手法と思われた。演者からは他施設での検証結果を求める発言もあり、複数施設でのデータを基にした追加報告を期待したい。

### P-077 放射線治療における深層学習的手法を用いた異常音検出システムの初期検討

放射線治療装置の機械的故障を、装置から発生する音をもとに検出するシステム開発の初期検討報告であった。無指向性マイクによる收音結果を解析し、正常稼働時の音響信号に一貫性があることが確認されたと報告している。本研究は、装置故障の早期発見を目的としたものと考えられるが、異常時のデータ取得方法や故障原因との因果関係の立証には課題が多いと考えられる。しかしながら、従来にはない発想であり、装置の安定・連続稼働を維持する観点からも、実現すれば有益なツールとなる可能性がある。筆者の感想としては、收音可能な周波数帯にもよるが、人の聴覚では捉えきれない周波数領域を追加解析することで新たな情報が得られる可能性もあると感じた。将来的に実用化されれば、部品の事前確認や修理交換の判断に活用できるなど、大きなメリットが期待される。今後の継続的な研究と続報に期待したい。

### P-078 乳房術後照射における CBCT 回転角度が画像位置照合に及ぼす影響と回転角度の最適化

乳房術後照射における位置照合を目的として、CBCT の被ばく線量を最小限に抑えるため、画像が位置照合に与える影響を評価した報告であった。キューブファントムおよび胸部ファントムを用いて、撮影時の回転方向、回転開始角、収集角度を変えながら自動画像照合を行い、移動量のばらつきを解析している。回転方向の影響は少なく安定した結果が得られたが、撮影開始角度がガントリ  $270^{\circ} \sim 0^{\circ}$  の範囲では位置照合誤差が増加傾向と報告している。これはファントムの設置位置により再構成領域から逸脱する部分が生じ、アーチファクトの影響をうけるためと考察していた。つまり、回転開始角度そのものよりも撮影領域の設定に注意を払うべきとの見解を示されている。撮影角度は  $200^{\circ}$  以上が推奨されるが、乳房照射は領域照射であり LG 等の確認を考慮すれば  $180^{\circ}$  でも問題無いと結論づけられていた。被ばく低減の観点から他施設でも参考となる報告であった。

### P-079 3D プリンタで作成したボーラスの基礎特性の検討

放射線治療で使用する臨床ボーラスはリユースを前提としているが、複数患者への使い回しによる衛生面の懸念がある。本報告では、3D プリンタを用いて自作ボーラスを作成し、市販品との特性比較を行った結果が示された。演者は複数の素材を用いて、15 cm 角・厚さ 0.5 cm の板状ボーラスを作成し、密

度・硬度・透明度を比較している。また、使用時の線量分布図および深部線量の比較も行っている。結果は、すべてのボラスは密度が同等であり、硬度はゴムレジンが最も柔らかく、透明度は臨床ボラス、レジン、ゴムレジンが優れていた。線量分布図に大きな差はなく、ビルドアップ領域の深部線量もレジンおよびゴムレジンが臨床ボラスと同等であった。総合的に判断して、最も臨床ボラスの代替になり得るのはゴムレジンと結論づけている。初期費用はかかるが、3Dプリンタによる作成はランニングコストが低く、特に湿性疾患への対応において有効な手段と考えられた。

#### **P-080 症例報告：根治治療を目的とした未治療乳癌症例の報告**

自壊した未治療乳癌に対する根治治療を目的とした症例報告であり、VMAT (2 Gy×30 fr) による呼吸停止下での照射が行われていた。位置合わせおよび腫瘍形状の変化確認のため、毎回 CBCT を実施している。治療期間中に腫瘍の縮小、出血や分泌物の減少が認められたことから再計画も検討されたが、日々の CBCT により腫瘍輪郭を修正し、正常組織への線量変化がないことを確認したため、当初の計画で治療を完遂している。また、病棟での患部ケアと治療予約時間の調整を行い、円滑な実施にむけた工夫もなされていた。本報告に限らず、治療困難が予想される特異症例において、目標線量まで治療を完遂するための工夫は貴重な情報であり、根治・緩和を問わず他施設でも参考になる報告であると感じられた。

根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

## Multi-scale technology

### 有限会社クオリタ

柳沢真澄, 関野 仁, 中村 修

#### 放射線治療の現場を支える “ものづくりメーカー”

がん治療における放射線治療が高度化するなかで、治療装置の性能を最大限に発揮するには、線量測定や品質保証（QA）を支える周辺機器の精度と信頼性が欠かせません。

有限会社クオリタ（本社：長野県松本市）は、こうした放射線治療領域に特化した国内メーカーとして2004年に設立されました。放射線治療分野における周辺機器・消耗品を対象に、品質保証（QA）業務を支える製品の開発・提供に取り組み、ファントムをはじめとする各種QA機器から治療室の環境整備に至るまで、ものづくりの力で現場をサポートしています。

輸入製品の販売が中心となる業界の中で、クオリタは「設計から製造まで自社で完結できる」希少な存在です。製品一つひとつが、現場の声や課題から生まれた“オーダーメイド発想”に基づいており、単なる機器メーカーにとどまらず、「放射線治療の現場改善をともに考える技術パートナー」として歩んできました。

#### ■水ファントム — 精度を支える基本機器

クオリタの代表的製品である「水ファントム」は、放射線治療装置の出力線量やビーム特性を高精度に測定するための基盤ツールとして、全国の医療機関で広く使用されています。

測定時の再現性を高めるためのファントム調整機構や、迅速な準備を可能にする水平調整機構など、現場の声をもとに改良が重ねられてきました。

現場の測定作業を効率化しながら、高精度な線量測定を支える、まさに“QAの基盤”となる製品です。

#### ●PDD測定用ファントム〈QWP-08〉

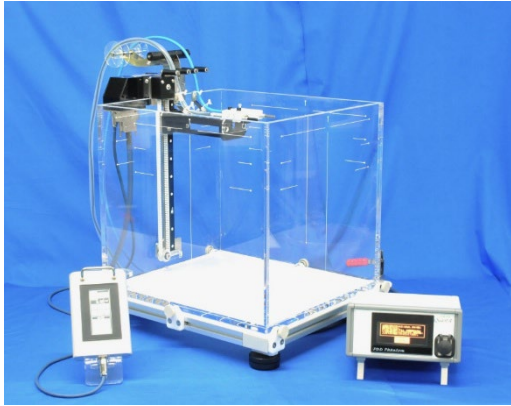
放射線治療装置の出力線量やビーム特性を高精度に測定するための基本ツールです。

ディテクターの位置決め精度と操作性を高めた最新モデルで、PDD測定や線量校正において高い信頼性と使いやすさを実現しています。

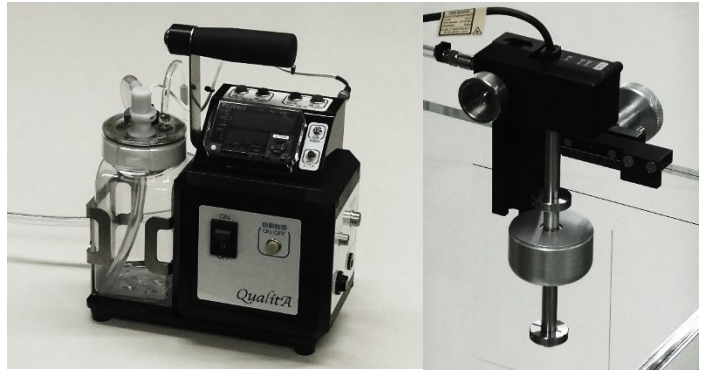
#### ●水平ビーム用水ファントム〈QWP-04〉

水平ビームでの測定に対応した水ファントムです。

水平ビームを使用するため、長時間の測定でも蒸発による水位変化の影響を受けず、垂直ビーム測定に比べて深さの不確かさの回避に優れます。主に校正施設で使用され、基準線量測定や相互校正に適しています。



(写真：QWP-08 PDD 測定用水ファントム)



(写真：QWP-40 水位調整器)

## ■周辺機器 — 精度管理を支える裏方技術

### ●水ファントム用水位調整器〈QWP-40〉

水ファントム内の水位がわずかに変化するだけで測定結果に差が生じるため、水位の安定化は極めて重要な課題です。

クオリタが開発した水位調整器は、こうした問題を解消するために開発された装置であり、ファントム内の水位を一定に保ち、測定の再現性を高めるのに役立ちます。

高感度の制御機構を搭載し、電動ポンプによる自動給排水で長時間の測定でも安定した水位を維持します。

従来大型タンク式に比べ、小型・軽量化し、使いやすさを追求しました。

### ●レーザーポインター検証システム〈QLV-02〉

治療室内のレーザーロカライザーのアライメントを確認するための装置です。

高輝度レーザーを視覚的に基準化でき、アイソセンターとの整合性を容易に評価できます。

これにより日常 QA 点検でのレーザー位置の確認を迅速化し、照射位置再現の信頼性向上に寄与します。

## ■固定具・RT ウェア — 治療環境の快適性と再現性を両立

### ●E-フレーム頭部用シェル〈ES-01/02/03〉

フレーム一体型のサーモプラスチック製シェルです。国内で初めてフレーム付きシェルを製品化したモデルで、用途に応じた3サイズ(ES-01：頭部用、ES-02：頭頸部用、ES-03：頭頸部ロング)を展開しています。

従来型よりフレーム強度を高めて固定精度を向上。フレーム内径も両サイドで最大5mm拡大し、より多様な患者に適合します。既存の固定具との互換性を維持し、施設の運用に合わせて導入しやすいのが特長です。

### ●マンマウェア〈QMW-01〉

乳房温存術後の照射に配慮して開発されたマンマウェアは、照射前後の肌露出を最小化し、患者様のプライバシー保護と同時に快適性を支援するための専用ウェアです。

治療ベッドへの直接接触を防ぎ、従来バスタオル等を用いていた固定時の手間を削減し、施設運用コストの低減にも寄与できると考えます。



(写真：マンマウェア QMW-01)

#### ■治療室設備・収納ソリューション — 空間の効率と安全性を両立

放射線治療の現場では、ファントム、固定具、線量計、ツールなど多様な機材を限られた空間に収納し、それらを効率よく運用する必要があります。

クオリタでは、これらを安全かつ効率的に収納・運用するための治療室専用棚・設備の設計製造を行っています。

#### ●放射線治療室専用収納システム (QSS-01)

治療装置の高性能化や照射手技の多様化が進むなか、治療室そのものの設計がますます重要になっています。

クオリタでは、治療装置のレイアウトや動線、スタッフ作業空間、収納配置を一体として捉え、オーダーメイドで「放射線治療室専用収納システム」を提供しています。

壁面棚や引き出し付き作業カウンター、備品保管バックヤード、移動式収納棚など、現場の使い方に合わせて製作実例を多数有します。

設計段階では、以下の要素を詳細に検討し、現場での効率的な運用を念頭に、可用性を高めたご提案をさせていただきます。

- ・治療装置設置位置および周囲の安全距離
- ・床材・壁紙・段差・配線
- ・備品量・種類・使用頻度
- ・動線・メンテナンススペース

さらに、製品仕様には耐荷重（棚・引き出し）、防静電仕様、耐薬品仕様、可動キャスターやロック付き仕様などが選択可能です。

このように、「治療室の“備品配置”ではなく、“収納を含んだ空間設計”」という発想が、クオリタの提供価値となります。



「治療室専用ストレージシステム施工実例」

■ 収納用カートシリーズ — “機能する” 収納が現場を支える

● オープンラック 〈QSS-12-M〉

吸引式固定バッグ用に設計されたキャスター付きオープンラックです。  
移動・保管が容易で、治療室で柔軟に運用いただけます。



(写真：吸引式固定バッグ用オープンラック QSS-12-M)

● 除菌カート (モデル： QSC-020)

シェルや固定具などを紫外線照射で効果的に除菌し、常に清潔な状態で保管できます。

操作はシンプルで、タイマー設定・開始スイッチにより誰でも容易に扱えます。扉を開けると紫外線ランプが自動消灯する安全設計も標準装備しています。

感染症対策が不可欠となった医療現場において、本製品の導入は衛生水準の確保と作業効率の向上に大きく貢献します。

● 板ファントム収納用カート (QSS-52-2)

大型・重量級の板ファントムを安全に保管・搬送できる専用カートとして設計されており、サイズは 400 mm 以下の板に対応。レバーロック式の密着機構付きで、移動時の揺れや保管時の反りを抑制します。

板ファントムはその特性上、保管場所・取り扱いに熟慮が必要ですが、本カートは現場負荷を軽減するためのソリューションとして活用されます。



(写真：除菌カート QSC-020)



(写真：板ファントム収納用カート QSS-52-2)

## ■ “ものづくりメーカーとして”の貢献

医療機器分野では海外製品が多く、アフターサポートや改良対応に時間を要することも少なくありません。

クオリタは設計から製造、出荷、アフターサービスまで自社で一貫対応できる体制を整え、ユーザーごとの仕様調整や改修にも柔軟に応じます。

治療室設備の図面化や、現場でのヒアリング・設置立会いも自社スタッフが担当。こうした“ものづくりメーカー”としての姿勢が、全国の放射線治療施設様からご支持いただけている理由になっていると考えています。

クオリタは今後も、医療機関の「安全・効率・快適性」を支えるパートナーとして、治療現場の課題解決と品質保証の発展に尽力してまいります。

### 会社概要

社名： 有限会社クオリタ (Qualita Co., Ltd.)  
所在地： 〒399-0033 長野県松本市笹賀 5652-83  
東日本営業所： 埼玉県上尾市日の出 2-2-1  
事業内容： 放射線治療用 QA 機器，固定具，治療室用収納システムの設計・製造・販売  
Web： <https://qualita-works.co.jp>



## 寄稿 治療技術事始め

# 息止め放射線治療の「匠」を目指して：アブチェス開発秘話 と SGRT を含めたこれからの呼吸性移動対策の展望

春日居総合リハビリテーション病院 佐野 尚樹  
山梨大学医学部放射線治療学講座 齋藤 正英

放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

### 1. はじめに

放射線治療において、呼吸性移動は治療精度や安全性を左右する極めて重要な要素です。肺癌、肝癌などの体幹部腫瘍では、呼吸に伴って腫瘍や周囲臓器が周期的に移動し、その振幅は患者や病変部位によって大きく異なります。呼吸性移動に起因する腫瘍移動は数 mm から 40 mm 程度に及ぶことが報告されており [1]、呼吸性移動を適切に考慮しない場合、腫瘍への線量不足や正常組織への過剰線量を招く危険性があります。

従来、呼吸性移動への対応としては CTV(Clinical target volume)に IM(Internal margin)を加味した ITV(Internal Target Volume)を設定し、移動範囲を包括する方法が用いられてきました。しかし、単に ITV を設定しただけでは線量集中性の低下や正常組織被ばくの増加という課題を内包しています。特に近年、強度変調放射線治療(IMRT) や 体幹部定位放射線治療(SBRT)といった高精度放射線治療が普及する中で、呼吸性移動対策の必要性が改めて指摘されるようになりました。

このような背景から、国内でも「呼吸性移動対策ガイドライン」 [2]が発刊され、呼吸同期照射や息止め照射といった様々な手法が現場で使用されています。その中でも本稿では、山梨大学で開発された呼吸ガイド装置「Abches(アブチェス)」を中心に、その開発背景、研究エビデンス、臨床応用、そして体表面画像誘導放射線治療(SGRT)を含めた今後の展望について、春日居総合リハビリテーション病院サイバーナイフセンターの佐野尚樹(元、山梨大学医学部附属病院所属)と、山梨大学医学部放射線治療学講座の齋藤正英から紹介させていただきます。

### 2. 山梨大学の早期肺癌に対する体幹部定位放射線治療

山梨大学は 2000 年に CT-Linac システム(図 1(a))を導入し、高精度放射線治療が全国でも先駆けて可能になりました [3, 4]。中でも早期肺癌に対する体幹部定位放射線治療は、年間 60 症例程度を実施しており、JCOG (日本臨床腫瘍研究グループ) の肺癌 SBRT の臨床試験では、常にトップクラスの登録症例数を誇っています (JCOG0403, JCOG0702 では 1 位, JCOG1408 では 2 位の登録症例数)。肺癌 SBRT を実施するために不可欠である技術が、呼吸性移動対策です。2000 年代の山梨大学においては、患者自身が吸気量を調節して息止めを行い、インジケータ等は用いずに息止め状態を維持していました (図 1)。呼吸停止のタイミングは患者自身が操作するハンドスイッチ (図 1(b)) によってリニアックオペレータに通知され、照射が実施されていました (ハンドスイッチとリニアックは連動)。また、オペレータが声掛けして息止めしてもらうよりも、患者自身が吸気量を調節し呼吸停止をする方法の方が息止めの再現性が良好であることを示した当科の大西洋先生 (現、山梨大学医学部放射線治療学講座教授) の調査結果もあります [3]。また長時間にわたる肺癌 SBRT における inter-fractional organ motion については、適宜 On rail-CT により補正する運用がなされていました。

(a)2000年に導入したCT-Linacシステム (b)患者ハンドスイッチ(文献3より)



図 1: (a)2000 年に導入した CT Linac システムと (b)患者ハンドスイッチ

### 3. アブチェスの開発秘話

前述のようにアブチェスは、山梨大学の放射線治療現場から生まれた装置で、名前の由来は、「Abdomen(アブ) + chest(チェス)」です。前項で示したように、当時の山梨大学ではインジケータなしで息止め照射を行っていましたが、「より簡便で、複数の測定点があり、なおかつ患者さん自身がわかりやすく呼吸を制御できる仕組みを構築できないか」という大西先生の思いからアブチェスの開発が始まりました。執筆者(佐野)は日々の照射業務の中でこの課題を解決できないか常に考えておりましたが、ある日の飲み会で「胸とお腹に1本ずつ棒を置けば患者さん個々の呼吸は把握できるのではないか」ということを大西先生にお伝えしたところ、さすがは“武田信玄公”並みの行動力のある大西先生、早速100円均一ショップで様々な道具を買ってきて、ご自身で試作を重ね、医局員ボランティアを寝かせて実験を試みるだけでなく、同意を頂いた上で患者さんにも実際に使ったりしていました。初代のアブチェスを図2に示しますが、原価は¥1,000くらいだったと記憶しています。



図 2: 初代アブチェス

ただ、実際にアブチェスを臨床で使用可能な形にするためには多くの課題がありました。視覚インジケータの配置や形状、音声ガイドの提示方法、装置の形状や固定方法など、細部に至るまで試行錯誤が重ねられました。なかなか医療従事者だけでは限界を迎えそうなところで、エイペックスメディカル株式会社の川上氏との幸運な出会いもあり開発は急速に進み、今日に活用されているような製品化が産学連携ですすめられました。

アブチェスは初期モデルから 2 代目、3 代目、4 代目(Abches-5 含む)に進化を遂げ、さらに派生形として Abches-ET や Abches-UNI も開発されるなど継続的な改良が重ねられてきました(図 3)。特に 4 代目の形状は、操作性、再現性のバランスに優れたモデルとして国内で広く普及しており、実際いまでも山梨大学で長く使用しています。また、最近漫画“ラジエーションハウス”の放射線治療編にも登場するなど、国内の多くの施設で皆さんに好意的に使っていただけていることがわかり、開発元施設としては大変光栄に感じています。

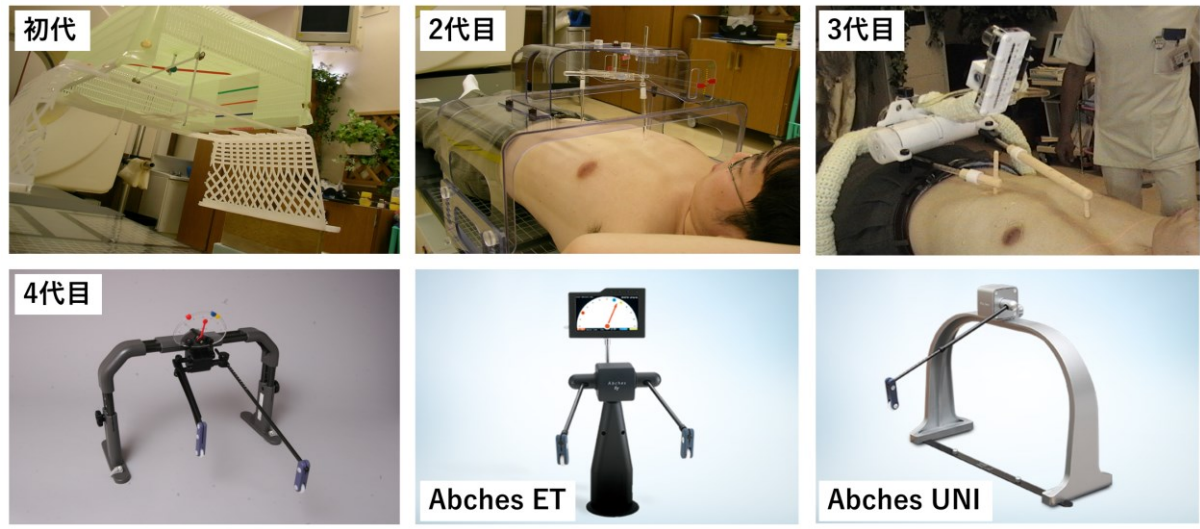


図 3：歴代 Abches シリーズ

なおここまでご紹介させていただいたアブチェスの開発経緯を、流行りの生成 AI で図 4 に 4 コマ漫画にしてみました。最新の生成 AI 技術は本当に凄いですね。



図 4：Abches 開発秘話 (4 コマ漫画 (Gemini にて作成))

#### 4. アブチェスに関する様々な研究

アブチェスが開発されて以降、アブチェスに関する様々な研究が自他施設において実施されてきました。まず、大西先生によってアブチェスの開発論文が *Radiology* 誌に掲載されました[5]。この結果を図5に示しますが、アブチェスを用いた自発的息止めはデバイスを使用していない場合よりも高い息止め再現性が得られ、頭尾方向においても 2.0 mm 程度に収まっており、3 軸のすべてで有意に誤差が小さくなることが明らかになりました。

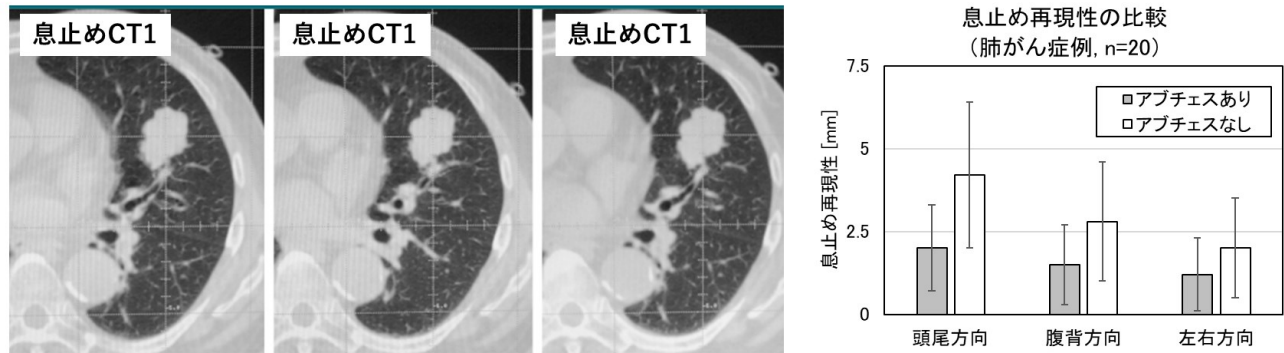


図5: Abchesを用いた肺癌息止めの再現性[5]

また、アブチェスは視覚フィードバックと聴覚フィードバックを両方とも使用できる呼吸管理装置であり、筆者らの研究により、その双方で息止めのばらつきが低減することが報告されています[6, 7]。図6にその結果の一部を示します。同一患者で視覚フィードバックおよび聴覚フィードバックによる息止め練習を試みましたが、手法間で息止め再現性に有意差は認められませんでした。正確な息止め照射の実施のためには、患者さんの協力が必要不可欠になります。この研究結果は、視覚か聴覚のどちらかが実施困難な患者さんに対しても息止め照射を提供可能となったり、患者さんの好みに応じて息止め法を変更可能であることを示した点で、大変有益であると考えています。

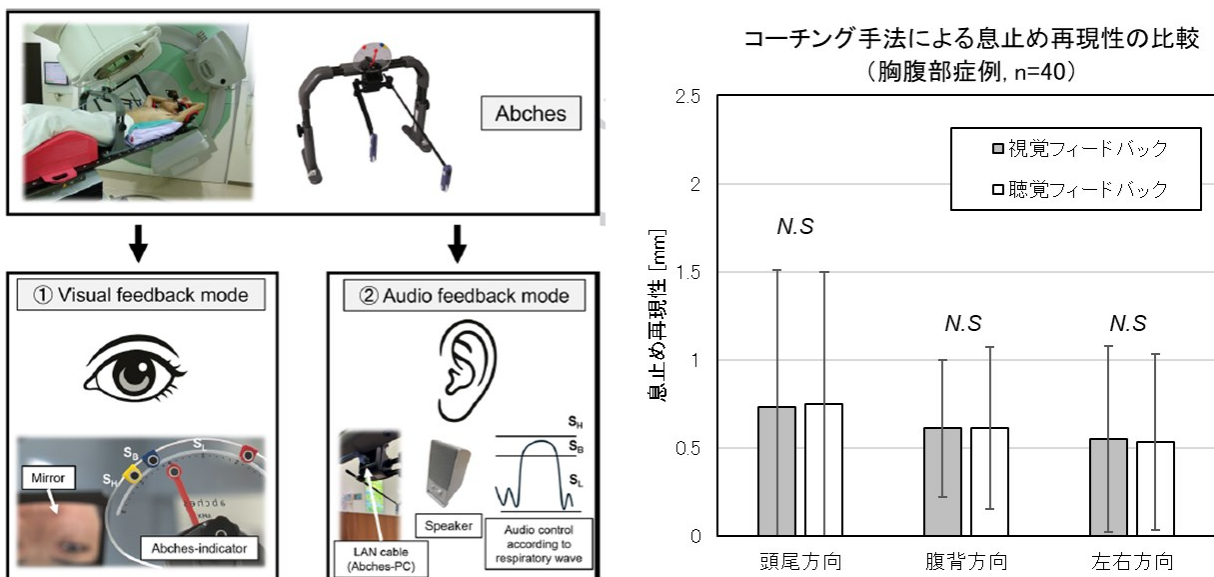


図6: Abchesを用いた視覚・聴覚フィードバックに関する研究[6, 7]

また、Abchesを用いた呼吸同期照射に関する研究も実施されています。筆者(齋藤)らの研究では、Elekta製リニアックとアブチェスを用いた呼吸同期照射システムの基礎性能を評価しました。

[8]. 6 MV ビームにおける遅延時間は、ビームオンで  $336.4 \pm 23.4$  ms、ビームオフで  $87.6 \pm 7.1$  ms でした。平坦度差は最大 0.91%、対称性差は最大 0.82% で、線質 (TPR<sub>20,10</sub>) および線量出力の差も 1% 未満でした。これらのことから、本同期システムは許容可能な遅延時間の元で非同期照射と同等なビーム特性を有することが明らかになり、臨床使用に許容可能であることが示されました。当院では現状、リニアックとの同期システムを利用しない息止め照射が主体ですが、装置と連携した状況下でも問題なく照射可能であることが実験で明らかになっておりますので、各施設の状況に合わせて運用していただくことが可能と考えます。

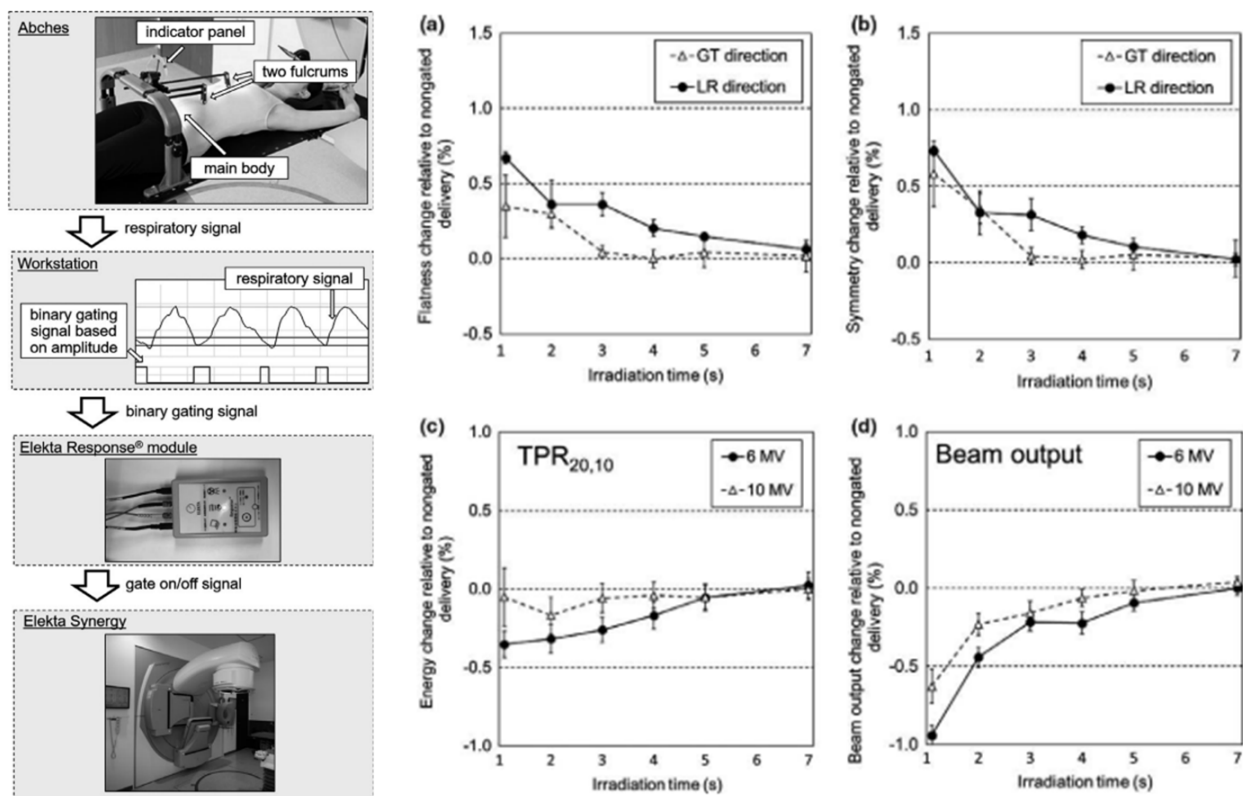


図 6 : Abches を用いた呼吸同期照射の流れと同期照射下の基礎特性(平坦度,対称性,線質,出力)に関する調査結果[8]

## 5. アブチェスの臨床利用

呼吸性移動対策は実施される部位は体幹部臓器の多岐にわたりますが、ここでは肺癌や左乳癌深吸気息止め照射(DIBH)におけるアブチェスの利用例について紹介します。

まず肺癌治療における利用ですが、吸気、呼気共に再現精度が高い息止めを実現するためにアブチェスが活用されています。吸気息止め下では上述の大西先生のアブチェス開発論文において良好な息止め再現性が報告されています[5]。また呼気息止め下においても、別の研究で 32 例の非小細胞肺癌患者を対象に、治療内・治療間の腫瘍変位を解析した結果、三次元変位はいずれも平均 2 mm 前後に抑えられ、自由呼吸時と比べて特に頭尾方向の腫瘍移動が最大約 20 mm から約 3 mm まで大きく低減しました[9]。このように施設のポリシーに合わせて、吸気でも呼気でも高い再現性で臨床利用をすることが可能となっています。

さらに、山梨大学では同室 CT システム (On-rail CT) を取り入れた画像誘導放射線治療 (IGRT) を実施しています。On-rail CT を用いた位置照合の際は治療寝台を 180° 回転させる必要がありますが、後述する体表面画像誘導放射線治療(SGRT)では、寝台を CT 側へ回転した状態での呼吸管理は困難です。その点、アブチェスであれば持ち運び可能で簡便に実施可能であり、同様の理由で CT シミュレーション室内での息止め練習も容易にしています。治療前の入念な息止め練習

は、治療成功のための重要要素ですので、持ち運び可能でどこでも練習可能であることは、呼吸管理装置として非常に優れたメリットであると言えます。

また、左乳癌に対する放射線治療では、心臓被ばくが長期予後に影響することが示されており[10]、Abchesを用いたDIBHにより心臓線量を低減できることが報告されています[11]。またこの効果を最大限に引き出すためには、安定した息止めの再現性および心臓位置の再現性が不可欠ですが、アブチェスを用いることで、左乳がんDIBH下で心臓位置の高い再現性を維持可能であることも著者らの研究で明らかになっています[12]。

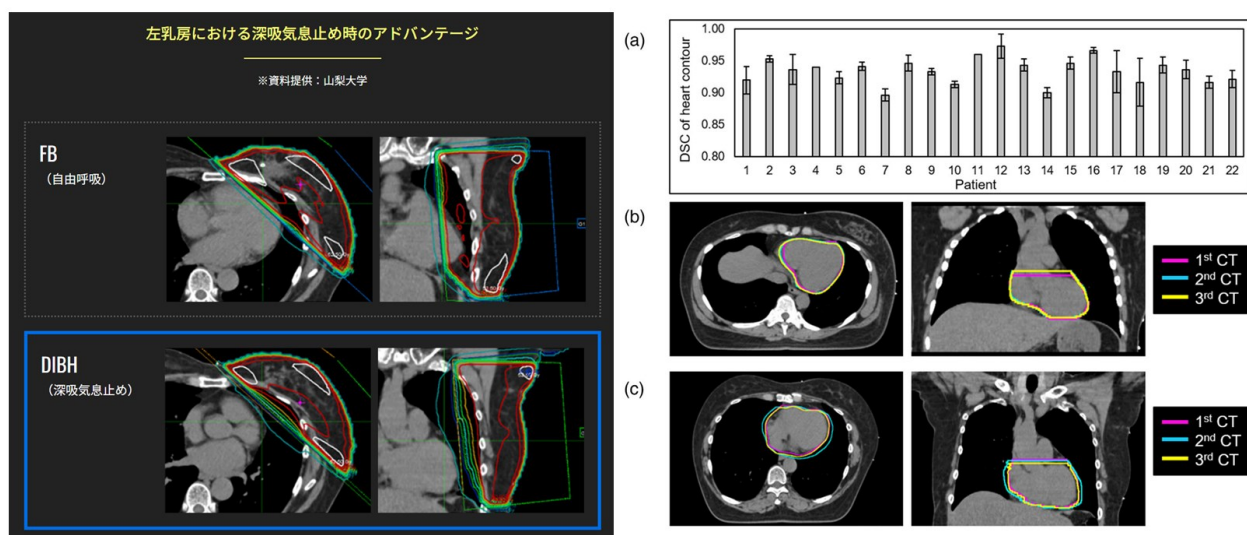


図 7. Abches を用いた左乳癌 DIBH の線量分布図 (エイペックスメディカル HP (<http://www.apexrt.co.jp/product/dibh.html>)より引用) と左乳癌における心臓位置再現性[12]

## 6. 国内の呼吸性移動対策の現状

国内における呼吸性移動対策は旧来とは異なり、先進的な施設だけが行う特殊な技術ではなく、適応部位と照射法に応じて広く実装される段階に入っています。とくに SBRT に関しては、呼吸性移動対策が実施されること自体が標準に近い位置づけとなっており、実際、日本放射線腫瘍学会(JASTRO)高精度放射線外部照射部会による 2023 年度 IMRT/SBRT 実態調査では、回答施設のうち SBRT で呼吸性移動対策を実施している割合は 95%であると報告されています[13]。さらに呼吸性移動対策が SBRT に限らず、通常の IMRT/VMAT や通常照射でも「5 割以上」の施設で実施されていることも明らかになっています。

前述の実態調査に基づいた、呼吸性移動対策デバイスの利用施設数を図 8 に示します。腹部圧迫に使用する固定具や、照射装置販売メーカーに付随するシステムを除くと、Abches は純粋な呼吸管理デバイスとしては国内トップクラスのシェアを誇っています。開発・販売からここまで国内で普及したことは、開発元施設として非常に感慨深い思いですが、やはり現場での使いやすさが評価いただけたと推察しています。

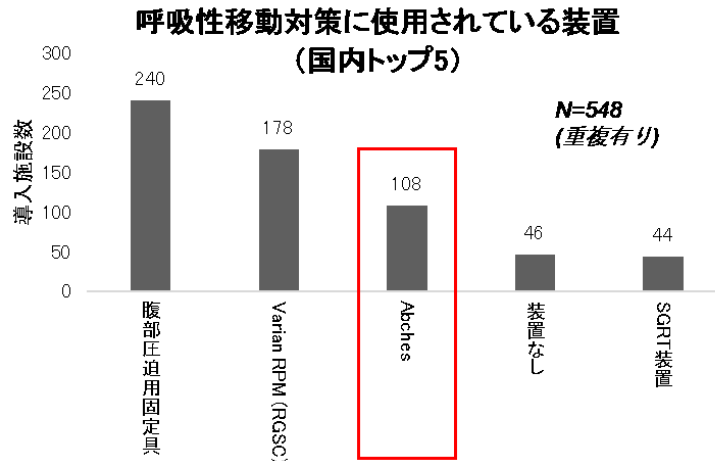


図 8. 呼吸性移動対策に使用されている装置 (文献[13]の Table5 より作図)

### 7. これからの呼吸性移動対策：SGRT を含めて

アブチェスの開発コンセプトは、「簡便、複数の測定点、患者さん自身がわかりやすい」でした。特に 2 番目の複数の測定点については、究極の話をすると「体表面のすべての点」を監視することであるのではないとも思います。これを実現できる装置が近年放射線治療領域で注目されており、それが体表面画像誘導放射線治療 (SGRT: Surface Guided Radiation Therapy) です。SGRT は、治療室内に配置された光学式測定システムにより 3 次元患者体表面情報(≡体表面のすべての位置情報)を取得し、治療前の患者の位置照合および治療中の患者の位置監視を行う手法です。SGRT を実施することによって、従来よりも皮膚マーカーを減らした状態 (≡皮膚マーカーレス) での患者セットアップが可能となることや、左乳がんに対する深吸気息止め (Deepinspiration breath-hold : DIBH) 照射に代表される放射線治療時の呼吸性移動対策も精度よく実施可能となります。

わが国においても SGRT を新規導入する医療機関が増加しつつあります。現在国内では 5 機種が利用可能な状況となっておりますが、一昨年に筆者(齋藤)らを中心に国内の SGRT の利用実態を調査したところ、図 9 のように導入施設数は右肩上がりでした[14]。さらには診療報酬においても上記の DIBH に加えて、画像誘導放射線治療加算の一つとして「体表面の位置情報によるもの」が乳房照射に係るものに限定して算定可能となっているため、SGRT は病院の収益にも貢献しつつ放射線治療技術全体の底上げに寄与できる技術として期待されています。

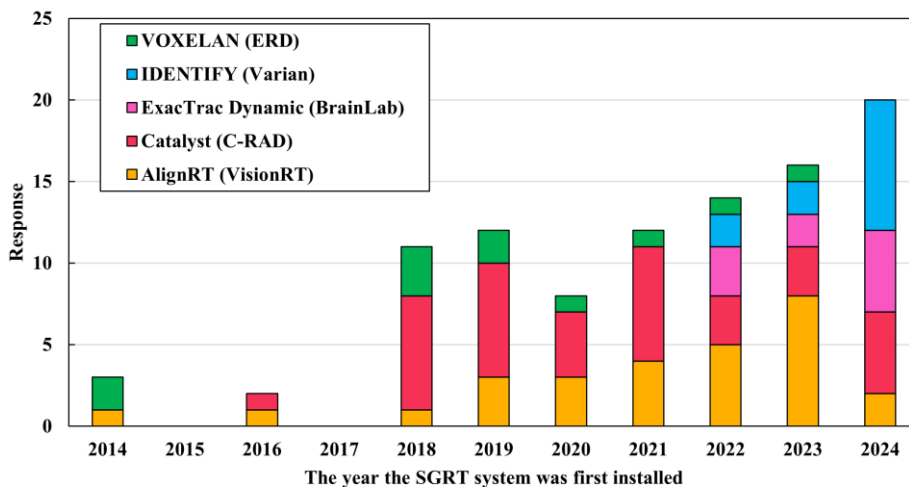


図 9: 国内の SGRT 装置導入の変遷 (論文[14]より)

本実態調査では、今後、国内回答施設の70%でSGRT装置が導入される可能性があるという結果も示唆されており、また61%が「(おそらく)SGRTは標準技術となる」と回答したことから、臨床現場での期待値の高い技術であることがうかがえます。ただ、SGRTにも多くの課題はあります。最たる問題は、コスト面です。数千万円にも及ぶ導入コストは、昨今の厳しい病院経営の中では無視できないものであり、実態調査においても、国内の92% (270施設) がSGRT導入の障壁として「コスト面」を挙げています。

## 8. おわりに

Abches 開発のエピソードが物語るように、医療現場における医療機器開発は「1%のひらめきと99%の努力」によって支えられています。せっかく良いアイデアが閃いても、その後の努力なしでは決して実用化に結びつかず、日の目を浴びることもありません。そして、企業の皆様の協力なしでは、その後の大きな発展も普及も難しいと思います。昨今、ハイテクなSGRT機器も大変注目されており、勿論素晴らしい装置であるとは思いますが、やはり現場で使いやすい簡便な“ローテク装置”は今後も必要だと思いますので、ハイテク×ローテクの良いバランスで、これからの放射線治療がさらに進歩していけばよいと考えています。

本原稿をご覧いただいている放射線治療の現場で働く技師の皆さんは、現場の治療をより良くするためのアイデア自体は色々とお持ちであると思います。もしこれだ！と思うものが閃いたら重い腰を上げて、まずは何か行動してみませんか？筆者らは、それが将来のよりよいがん治療の提供につながると信じておりますし、それによって全く思いつかなかった革新的な装置や概念が生まれることを願ってやみません。

## 謝辞

本稿執筆にあたり多大なご支援をいただいた、山梨大学医学部放射線治療学講座 大西洋教授、生成AIでの作図にご協力いただいた山梨県立中央病院 診療放射線技師の岩澤正将氏に御礼を申し上げます。

また本稿執筆の貴重な機会を頂いた、日本放射線技術学会放射線治療部会の関係者の皆様に深く御礼を申し上げます。

## 参考文献

1. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys.* 2006;33(10):3874-900.
2. 公益社団法人日本放射線腫瘍学会他. 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019 (略称:呼吸性移動対策ガイドライン 2019). 2019.
3. Onishi H, Kuriyama K, Komiyama T, Tanaka S, Sano N, Aikawa Y, et al. A new irradiation system for lung cancer combining linear accelerator, computed tomography, patient self-breath-holding, and patient-directed beam-control without respiratory monitoring devices. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics.* 2003;56(1):14-20.
4. Kuriyama K, Onishi H, Sano N, Komiyama T, Aikawa Y, Tateda Y, et al. A new irradiation unit constructed of self-moving gantry-CT and linac. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics.* 2003;55(2):428-35.
5. Onishi H, Kawakami H, Marino K, Komiyama T, Kuriyama K, Araya M, et al. A simple respiratory indicator for irradiation during voluntary breath holding: a one-touch device without electronic materials. *Radiology.* 2010;255(3):917-23.
6. Sano N, Saito M, Onishi H, Kuriyama K, Komiyama T, Marino K, et al. Audio-Visual Biofeedback for Respiratory Motion Management: Comparison of the Reproducibility of Breath-Holding between Visual and Audio Guidance. *Journal of Modern Physics.* 2018;09(13):2286-94.
7. Saito M, Sano N, Tozuka R, Nemoto H, Ueda K, Komiyama T, et al. Patient-specific breath-hold

- reproducibility in thoracic and abdominal radiotherapy: comparison of auditory and visual biofeedback. *Japanese Journal of Radiology*. 2026.
8. Saito M, Sano N, Ueda K, Shibata Y, Kuriyama K, Komiyama T, et al. Technical Note: Evaluation of the latency and the beam characteristics of a respiratory gating system using an Elekta linear accelerator and a respiratory indicator device, *Abches. Med Phys*. 2018;45(1):74-80.
  9. Tarohda TI, Ishiguro M, Hasegawa K, Kohda Y, Onishi H, Aoki T, et al. The management of tumor motions in the stereotactic irradiation to lung cancer under the use of Abches to control active breathing. *Med Phys*. 2011;38(7):4141-6.
  10. Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom-Goldman U, Bronnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *N Engl J Med*. 2013;368(11):987-98.
  11. Mathieu D, Bedwani S, Mascolo-Fortin J, Cote N, Bernard AA, Roberge D, et al. Cardiac Sparing with Personalized Treatment Planning for Early-stage Left Breast Cancer. *Cureus*. 2020;12(3):e7247.
  12. Saito M, Kajihara D, Suzuki H, Komiyama T, Marino K, Aoki S, et al. Reproducibility of deep inspiration breath-hold technique for left-side breast cancer with respiratory monitoring device, *Abches. J Appl Clin Med Phys*. 2022:e13529.
  13. Saito M, Ozawa S, Komiyama T, Kokubo M, Shioyama Y, Matsuo Y, et al. A Japanese national survey on IMRT/SBRT in 2023 by the JASTRO High-Precision External Beam Radiotherapy Group. *J Radiat Res*. 2025;66(3):234-52.
  14. Yamauchi R, Saito M, Kojima H, Ueshima Y, Kurokawa C, Tohyama N, et al. A national survey of the clinical practice of surface-guided radiation therapy in Japan. *J Radiat Res*. 2026.

— 地域・職域研究会紹介 —

# 北海道放射線治療技術セミナーの紹介

北海道大学病院 田村 弘詞

北海道放射線治療技術セミナーは、放射線治療について気兼ねなく語り合える場を作りたいという診療放射線技師の思いから生まれた「放射線治療を語る部屋（カタルベヤ）」（「～ベヤ」は北海道弁で「～だろう」、「～しよう」を指します。）が運営を行い、年1回開催されているセミナーです。広大な北海道では病院同士の距離が遠く、日々の業務で得た工夫や経験を共有する機会に限られる傾向です。そこで、若手もベテランも垣根なく意見を交わせる横のつながりを大切にしながら、本セミナーは、互いの技術を高め合っていく場として北海道の地で育ってきました。

2014年に第1回北海道放射線治療技術セミナーが開催され、「語る部屋」のメンバーを中心とした少人数で活発な質疑応答が行われたことが2018年の部会誌（Vol.32 No.1）で紹介されました。時を経て2024年の第10回のセミナーを節目として、「語る部屋」の役員が新体制となり、不肖ながら私が、前会長である市立旭川病院の畑中技師長より会長を引き継ぐこととなりました。新役員には北海道内で活躍されている方々を中心に15名が選出され、新たなスタートを切りました。新体制として準備段階から活気ある議論が交わされ、運営方針もより明確になりました。そして、2025年7月には新体制となってから最初のセミナーが開催されました。慣れない状況の中で戸惑う私でしたが、新旧役員の皆様の多大なサポートによりセミナーを無事に終えることができました。

これからも発足当初の「垣根の低い会」の理念を継承しつつ、セミナーの質を落とさずに若手技師を育てていけるよう、経験豊富なベテラン技師による発表とこれから活躍が期待される若手のフレッシュな発表を組み合わせることで、参加者が世代を越えて刺激し合えるプログラムを目指していきたいと考えております。

また、本セミナーは参加費無料で、放射線治療専門放射線技師認定ポイントと放射線治療品質管理士のポイントを取得できることも魅力の一つです。日常業務にすぐ活かせる話題から、最新技術や研究の動向まで、参加者一人ひとりが明日の臨床につながる学びを各施設に持ち帰れる内容となっています。さらに2026年のセミナーでは、ハイブリッド開催を計画しています。道内外どこからでも参加しやすくなりますので、ぜひご参加ください。

最後にこのような機会を与えていただいた放射線治療部会委員の皆さまに深く感謝申し上げます。

役 職	所 属	名 前
会 長	北海道大学病院	田村 弘詞
監 事	王子総合病院	佐藤 正臣
	日本医療大学	阿部 匡史
理 事	市立函館病院	市川 昌樹
	釧路ろうさい病院	川崎 克三
	函館五稜郭病院	小林 聖子
	北海道大学病院	松尾 勇斗
	北海道大学病院	山田 亮太
運 営 委 員	帯広厚生病院	菊地 隆浩
	KKR札幌医療センター	瀧上 誠
	群馬県立県民健康科学 大学	津野 隼人
	手稲溪仁会病院	中野 聡
	坂泌尿器科病院	猪股 淳二
	札幌医科大学付属病院	大森 剛
斗南病院	奈良 一志	



# 世界の論文シリーズ

The impact of bolus on clinical outcomes for post-mastectomy breast cancer patients treated with IMRT: data from China.

IMRT で治療された乳房切除後乳がん患者の臨床的アウトカムに対するボラスの影響：中国からのデータ

T Jiang, J Tian, P Lei et al. Radiat Oncol. 2024;19(1):64.

本稿では、乳房切除後照射におけるボラス使用がもたらす予後への影響を検討した研究を要約した。既報との相違点は、照射技術として IMRT を採用している点にある。

図表は著作権の関係で掲載していないが、本文はフリーアクセス可能であるため、詳細に関心のある方はぜひご一読いただきたい。

## 【背景】

乳房切除後放射線療法（PMRT）は、進行乳がんや高リスク病理学的特徴を有する患者において局所制御と生存率を改善することが報告されている。再発は胸壁や領域リンパ節に多く、胸壁表面線量の確保が重要である。しかし、高エネルギーX線は皮膚保護効果（Skin Sparing Effect）により表面線量が低下するため、ボラスの使用が推奨される場合がある。従来報告では、ボラスなしで表面線量は処方線量の40～72%、5 mm ボラス使用で85～109%に増加することが示されている。

一方、ボラス使用の有無に関する明確な基準はなく、国際調査では米国やオーストラリアで高頻度に使用される一方、欧州ではT4や炎症性乳がんなど特定の適応に限られる傾向がある。また、ボラスの厚さや使用頻度は施設間で差があり、皮膚毒性と関連することが報告されている。従来研究は主に三次元照射（3D-CRT）での検討にとどまり、強度変調放射線治療（IMRT）における影響は不明である。IMRTは心臓や肺の線量制約を厳格にし急性毒性を低減するが、ボラス使用の効果に関するエビデンスは不足している。さらに、中国人患者では乳房のサイズや厚さが他地域と異なる可能性があり、ボラスが特有の役割を果たすことが推測される。

本研究は、乳房切除後IMRTを受けた中国人乳がん患者を対象に、ボラスの有無が局所制御、皮膚毒性、生存率に与える影響を後ろ向きに解析し、心臓および肺の線量特性（Dosimetry characteristics）も評価することを目的とした。

## 【方法】

本研究は青島大学附属病院倫理委員会の承認を得た後ろ向き研究であり、2014年1月～2019年12月

に乳がんと診断され、片側乳房切除術後に IMRT を施行された患者を対象とした。局所（胸壁）または領域（胸壁＋リンパ節）照射を受けた症例を含み、病理診断の確定、化学療法の施行、腋窩リンパ節郭清を条件とした。M1 病変、乳房再建、2D または 3D-CRT 治療、再発後照射、治療中断例は除外した。

ボーラスの使用は腫瘍科医の判断に基づき、高リスク患者に選択的に適用した。皮膚浸潤症例では全例にボーラスを使用し、その他の因子は事前調査で収集し、傾向スコアマッチング（PSM）解析に利用した。

全患者は 6MV X 線を用い、総線量 50 Gy を 25 分割で照射した。IMRT 計画は RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) ガイドラインに基づき CTV/PTV を設定し、計画品質は臨床基準を満たした。ボーラス群では胸壁と固定具の間に 5 mm ボーラスを毎日配置し、胸壁ブーストは行わなかった。

主要評価項目は局所再発（LR）および領域再発（LRR）、副次評価項目は無病生存期間（DFS）、全生存期間（OS）、急性皮膚毒性、晩期放射線肺炎とした。皮膚毒性は RTOG 分類に基づき評価し、肺炎は画像診断で確認した。心臓・肺の線量特性は治療計画システムで算出した。

統計解析では、選択バイアスと交絡因子を最小化するため PSM を用い、キャリパー幅 0.2 で 1:1 マッチングを実施し、SPSS でランダム割付を模擬した。群間比較には Pearson のカイ二乗検定を用い、LR・LRR は累積発生率で評価、DFS・OS は Kaplan–Meier 法で解析した。皮膚毒性と晩期肺炎はカイ二乗検定、心臓・肺の線量特性は独立サンプル t 検定で評価した。すべての検定は両側検定とし、有意水準は  $P < 0.05$  とした。

## 【結果】

### 患者背景

本研究には 529 例が含まれ、ボーラス群 254 例（48%）、非ボーラス群 275 例（52%）であった。追跡期間中央値は 60 か月（範囲：11～102 か月）である。病理学的サブタイプ（ $P = 0.007$ ）および周術期化学療法の有無（ $P = 0.001$ ）に群間差を認めしたが、PSM 後は 175 組のペアでバイアスを最小化した。治療中断または早期終了は 16 例（3%）であり、主因は皮膚潰瘍・出血（9 例）および皮膚毒性（7 例）であったが、ボーラス使用との相関は認められなかった。平均照射線量は 49.92 Gy、治療期間は平均 33.93 日である。

### 予後解析

ボーラス使用群と非使用群における PSM 後の 5 年成績は、LR 2.42% 対 2.38%、LRR 2.42% 対 3.59%、DFS 88.12% 対 84.69%、OS 94.21% 対 95.86% であり、全コホート・マッチングコホートともに有意差は認められなかった（ $P > 0.05$ ）。皮膚浸潤（T4b）症例 4 例は全てボーラスを使用し、再発や遠隔転移は認められなかった。

### 放射線関連有害事象

急性皮膚毒性は、グレード 1～2 がボーラス群 148 例（84.57%）、非ボーラス群 152 例（86.86%）、グレード 3～4 がボーラス群 14 例（8%）、非ボーラス群 9 例（5.14%）であり、両群間に有意差は認められなかった（ $P = 0.555$ ）。晩期放射線肺炎はボーラス群 6.29%、非ボーラス群 4% であり、全症例は RTOG/EORTC 基準に基づきグレード 0～2 に分類され、群間差は認められなかった（ $P = 0.333$ ）。

### 線量特性

PSM 後、左側乳がんではボーラス群が非ボーラス群に比べ、同側肺  $D_{\text{mean}}$ （ $P < 0.001$ ）、V20%（ $P =$

0.002), V30% (P=0.005), 心臓  $D_{\text{mean}}$  (P=0.01) が有意に低かった. 同様に, 右側乳がんでも右肺  $D_{\text{mean}}$  が低下した (P=0.0297).

### 【考察】

本研究は, 中国人乳がん患者における乳房切除後 IMRT 施行時のボーラス使用の影響を評価した初めての報告である. 質問票調査によりボーラス適用に影響する因子を特定し, 皮膚浸潤症例ではボーラス使用が共通認識であり, 国際コンセンサス (Orit ら, 2021 年) と一致していた. その他の高リスク因子は事前調査で収集し, PSM により群間の選択バイアスを最小化した.

解析の結果, 5 年成績 (LR 2.42%, LRR 2.42%, DFS 88.12%, OS 94.21%) において, ボーラス使用の有無による有意差は認められなかった. また, 急性皮膚毒性 (P=0.555) および晩期放射線肺炎 (P=0.333) にも差はなかった. 一方, 線量特性では, ボーラス使用により心臓および肺の平均線量が有意に低下した. これは, 胸壁ボーラスの追加によりアイソドーズラインが前方に移動し, リスク臓器への照射線量が減少するためである. しかし, 肺線量低減は臨床的有益性に結びつかず, 晩期肺炎は全例軽度であった. この所見は IMRT 技術の精密な線量分布制御に起因する可能性がある.

再発率に関して, 本研究におけるボーラス使用群の LR 率 (2.42%) は既報より低く, 従来報告 (LRR 率 6~10%) や Dahn らのレビュー (LR 3.5%) と比較しても低値であった. これは, IMRT の多角度照射による皮膚線量増加および治療完遂率の高さ (96.98%) に関連する可能性がある. 皮膚毒性については, ボーラス使用群でグレード 3~4 反応が非ボーラス使用群より高率 (8% vs 5.14%) であり, 毎日のボーラスの使用が重症化に寄与することが示唆された. 既報 (Dahn ら: 9.6%) と比較すると本研究の発生率はやや低かった. Tieu らの報告と同様, 厚いボーラスの頻用は急性皮膚反応を増加させる可能性がある. これらの知見は, ボーラスによる急性皮膚反応の影響を理解する上で臨床的に重要である.

副作用管理では, 潰瘍症例に対しヨードホル消毒, 成長因子軟膏 (Growth factor ointment), ステロイド外用, ガーゼ被覆を推奨し, 早期介入が治療完遂に寄与したと考えられる.

本研究の限界として, 後ろ向き研究であること, 単一施設で症例数が限定されることが挙げられる. 今後は大規模な前向き研究により, IMRT におけるボーラス使用の臨床的意義をさらに検証する必要がある.

### 【結論】

乳房切除後に IMRT を施行された乳がん患者は, 低い再発率および低い毒性発生率を示した. 本後ろ向き研究の結果, ボーラスの使用は再発率の追加的低減には寄与しなかった. したがって, 当施設の腫瘍科医の大多数は, 皮膚浸潤を認める場合を除き, IMRT 施行患者に対して胸壁ボーラスを適用すべきではないと考えている.

### 【コメント】

本研究は, 乳房切除術後放射線治療におけるボーラス使用の臨床的影響を, IMRT を用いて評価した報告である. 欧米からの報告が多い中で, 日本人と体格が近いアジア圏 (中国) からのデータである点に大きな意義があると考え, 今回紹介した. IMRT 施行下であっても, 既報の 3D-CRT と同様にボーラスの有無による再発率や生存率に差は認められなかったと報告されている. また, 急性皮膚毒性には有意差がなかった一方, 心臓・肺の線量低減効果は確認されたが, 臨床的有益性には結びつかなかった.

## 今後の展望

本研究分野の今後の課題として、現在乳房術後放射線治療の主流となりつつある寡分割照射レジメン (2.66 Gy×16回) とボラスの併用に注目している。既報の線量分割は従来の通常分割 (2 Gy×25回) であり、寡分割照射では皮膚に対する生物学的効果線量が低く、急性障害を抑制できる可能性がある<sup>1)</sup>。さらに、分割数が少ないことで、急性障害による治療中断を回避し、完遂率を高めることが期待される。今後、こういった寡分割照射レジメンとボラスの組み合わせに関する臨床試験の結果に注目したい。

## 【参考文献】

- 1) H M Dahn, L J Boersma, D Ruyscher at al., The use of bolus in postmastectomy radiation therapy for breast cancer: A systematic review. Crit Rev Oncol Hematol., 2021; 163: 103391.

若林 和樹 (和歌山県立医科大学)

# 世界の論文シリーズ

Assessing the impact of intrafraction motion correction on PTV margins and target and OAR dosimetry for single-fraction free-breathing lung stereotactic body radiation therapy

自由呼吸下での肺癌体幹部定位放射線治療の単回照射における照射中の動きの補正が PTV マージンに与える影響とターゲットおよびリスク臓器の線量評価

Clara J. Fallone, Clare Summers, Wladyslawa Cwajna, Alasdair Syme. Medical Dosimetry 48 (2023) 202-210.

## 【背景】

体幹部定位放射線治療は、肺癌に対する標準的な治療の位置づけとなっている。単回照射については、孤立性の転移性肺腫瘍に対する適応の検討が複数報告されている。しかしながら、単回照射での定位放射線治療は、処方線量が高く、照射時間も長くなるため、照射中の位置ずれのリスクは増加し、それに伴うリスク臓器への線量増加やターゲットへの線量低下が懸念される。

先行研究では、分割照射における照射中の動きの補正が位置のずれを低減するが、照射時間の増加やそれに伴う患者の動きが生じることを危惧している。しかし、照射中の動きの補正は、正常肺を守りながら、腫瘍のカバレッジを維持した PTV マージンの低減を可能にする。最近の単回照射での肺癌定位放射線治療では、4DCT や MR リニアックにおいて、「等方性に 5 mm の PTV マージン」が用いられているが、分割照射での肺癌定位放射線治療における PTV マージン低減の影響はいくつか報告がある。Jasper らは、3 mm vs. 5 mm のマージンでの 2 年腫瘍制御率がそれぞれ 95.2% vs. 96.1% と、モデルベースではあるが制御率を保ちながらリスク臓器への線量を低減できると報告している。また van Herk の式は、肺癌定位放射線治療における PTV マージンの決定にも使用されているが、CyberKnife を除く単回照射においては未だに適用されていない。

## 【目的】

本研究では、照射中の動きの影響を、照射前、VMAT のアークごと、照射後の 3 つの CBCT から検討した。また、動きの補正による PTV マージンサイズへの影響も評価した。

## 【方法】

自由呼吸下で単回照射での定位放射線治療を行った、30 mm 未満の腫瘍径で胸壁、横隔膜、肺尖から少なくとも 2 cm 離れている、PS2 以下の、計 16 名の非小細胞肺癌の患者を対象とした。処方線量は 34 Gy/1 fr で、ある 1 名は 30 Gy/1 fr だった。固定具は、患者固定システム FreedomX (CDR Systems 社) とバキュームクッションを使用した。ITV は 4DCT から得られる MIP 画像から描出した。CTV = ITV とし、PTV は CTV に対して等方性に 5 mm 追加して作成した (PTV = CTV + 5 mm)。治療計画は Eclipse (Varian 社) を用いており、線量計算は平均 CT 画像にて実施、計算アルゴリズムは AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) を使用して、2-4 アークの VMAT の治療計画を作成した。ノンコプラナー照射は用いず、寝台角度はいずれも 0 度とした。用いたリニアックは TrueBeam (Varian 社)、エネルギーは 6 MV の Flattening Filter Free (FFF)、最大線量率は 1400 MU/min とした。

kV-CBCT 画像は、照射前、寝台の補正後、VMAT のアーク間、照射後に取得した。回転補正は 6 軸補正ができないため実施していない。放射線治療技師は、補正が 3 度を超えた場合に限り、再セットアップを実施した。治療計画用 CT を基準とし (CT<sub>ref</sub>)、AP・SI・RL 方向に対して基準 CT から CBCT の患者の位置誤差が 3 mm を超えた場合にシフト量を補正して、再度 CBCT を撮影した。照射前の最終の CBCT を CBCT<sub>1</sub> とし、撮影回数によって CBCT<sub>2</sub>, CBCT<sub>3</sub>, ...CBCT<sub>n</sub> と記録をしていった。本研究では、以下の 3 つのシナリオを想定した。また、x<sub>0</sub> を CT<sub>ref</sub> の位置、x<sub>n</sub> を CBCT<sub>n</sub> の位置、D<sub>n</sub> を CBCT<sub>n</sub> における位置誤差としたときの、各シナリオにおける各方向における位置誤差の計算方法も示す。

- シナリオ 1. 3 mm 未満のシフト量であれば照射前の CBCT<sub>1</sub> で補正せず、照射中の CBCT も補正しない

$$D_n = x_n - x_0$$

- シナリオ 2. 3 mm 未満のシフトでも照射前の CBCT<sub>1</sub> で補正するが、照射中の CBCT では補正しない

$$D_1 = 0 \quad (\text{照射前の CBCT}_1 \text{にて補正するため})$$

$$D_n = x_n - x_1 \quad (n \neq 1)$$

- シナリオ 3. 全ての CBCT で補正する

$$D_1 = 0 \quad (\text{照射前の CBCT}_1 \text{にて補正するため})$$

$$D_n = x_n - x_{n-1}$$

各シナリオに対する各方向の PTV マージンの式は、van Herk の式を用いると、

$$mPTV = 2.5\Sigma + 1.28(\sigma - \sigma_p) \quad (\text{式 1})$$

と表される。こちらは、90%線量で CTV が包含される 90%信頼区間を意味する。ここで、 $\Sigma$  は系統誤差、 $\sigma$  は偶然誤差を示す。系統誤差は、照射中の動きの標準偏差から算出した。一方、偶然誤差  $\sigma$  は、照射中の動きの標準偏差  $\sigma_m$  とペナンプラを示す標準偏差  $\sigma_p$  から、以下の計算式で求めた。

$$\sigma = \sqrt{\sigma_m^2 + \sigma_p^2} \quad (\text{式 2})$$

式 1 では、治療計画で意図した照射位置や照射条件と、実際の照射位置や照射条件の差を平均化した指標である「Average treatment execution error」を 0 として計算している。しかしながら、特に照射回数が少ない場合は 0 とはならないため、以下の式を使用することとした。

$$\Sigma_{\text{eff}} = \sqrt{\Sigma^2 + \frac{\sigma_m^2}{N}} \quad (\text{式 3})$$

$$\sigma_{m,\text{eff}} = \sigma_m \sqrt{1 - \frac{1}{N}} \quad (\text{式 4})$$

$$\sigma_{\text{eff}} = \sqrt{\sigma_{m,\text{eff}}^2 + \sigma_p^2} \quad (\text{式 5})$$

$$mPTV = 2.5\Sigma_{\text{eff}} + 1.28(\sigma_{\text{eff}} - \sigma_p) \quad (\text{式 6})$$

本研究では、N は全患者の VMAT のアーク数の平均値を表す。式 3 から 6 より、各シナリオにおける PTV マージンを算出した。

各シナリオのターゲットのカバレッジへの影響も治療計画装置を用いてシミュレートした。各アークにおけるアイソセンタに位置誤差を反映させ、線量分布を計算した。各アークのアイソセンタは、アークの前後の CBCT での位置誤差の平均値を用いた。CTV のカバレッジをシナリオごとに評価した。

### 【結果・考察】

各 CBCT におけるある患者の位置誤差と照射の手順例を表 1 に示す。表 2 に各シナリオの PTV マージンを示す。AP・SI・RL 方向のシナリオ 1 に対する PTV マージンは、それぞれ 4.6 mm, 3.5 mm, 2.3 mm であった。シナリオ 2 に対する PTV マージンは、それぞれ 4.6 mm, 2.4 mm, 2.2 mm, シナリオ 3 に対する PTV マージンは、それぞれ 1.7 mm, 1.2 mm, 1.0 mm であった。肺癌定位放射線治療の単回照射に対する現在のガイドラインにおける「等方性に 5 mm」という PTV マージンは、小さくしても良いかもしれない。ただし、ここで示しているのは下限値であることに注意が必要である。また、画像照合において、画像中心(幾何学的な中心)と放射線学的な中心の差、放射線治療技師間の評価のばらつき、カウチ精度、呼吸パターンのばらつき、CBCT の再構成や照合誤差、ターゲットの輪郭描出でのばらつき、といった要素を考慮すると、シナリオにもよるが PTV マージンは最低でも 3-5 mm 必要になると考えられる。

各アークで CBCT を取得することで、照射中の動きの影響を低減できることが表 2 からわかる。AP 方向に動きが大きかった理由としては、患者固定システム FreedomX とバキュームクッションを使用した固定方法により、AP 方向が他の方向よりも動きに強くないことが挙げられる。また、下葉の患者に対しては、SI 方向により大きなマージンが必要になるかもしれない。ITV に関しては、4DCT から得られる MIP 画像からの評価で考慮することは重要と考える。

各シナリオの線量分布への影響を Wilcoxon の符号順位検定を用いて解析をすると、シナリオ 1 とシナリオ 2 では有意差はなかったものの、シナリオ 3 ではシナリオ 1 と 2 に対して有意差があった。等方性の 5 mm マージンで、シナリオ 1 では 81% の患者で処方線量の 90% でターゲットをカバーでき、シナリオ 2 と 3 では 94% の患者でカバーできていた。シナリオ 2 および 3 を使用すれば、「処方線量の 90% でターゲットをカバーできる患者が 90%」という意味ではより小さなマージンでも問題ないかもしれない。

本研究の限界としては、カウチ精度を考慮していないことや各シナリオにおける治療時間の影響を考慮していないことが挙げられる。20 分を超えると有意に患者の動き(Patient drift)が生じることが先行研究でも報告されており、8 分の照射時間に対して 24 分の照射時間では 2 倍のマージンが必要とも報告もある。治療時間については、将来的に検討する必要がある。

表 1.

Event	位置誤差 (mm)		
	Vertical (AP 方向)	Longitudinal (SI 方向)	Lateral (RL 方向)
CBCT <sub>1</sub> (照射前の照合)	-0.6	2.4	1.1
Arc 1 を照射			
CBCT <sub>2</sub>	-4.5	2.7	1.3
位置誤差が Vertical で 3 mm 以上だったためカウチを補正			
CBCT <sub>3</sub>	-1.8	0.2	0.0
Arc 2 を照射			
CBCT <sub>4</sub>	-4.4	-1.7	0.1
位置誤差が Vertical で 3 mm 以上だったためカウチを補正			
CBCT <sub>5</sub>	2.2	0.7	0.2
Arc 3 を照射			

# 世界の論文シリーズ

## Robust Real-Time Cancer Tracking via Dual-Panel X-Ray Images for Precision Radiotherapy

リアルタイムの追尾照射で用いる 2 方向 X 線画像による高精度放射線治療について

Wang, Jing, et al. Bioengineering 11.11 (2024): 1051.

本論文は、4DCT で呼吸に伴う腫瘍の動きと形状変化をモデル化し、2 方向 X 線画像と深層学習を用いて、非侵襲なマーカーレス動体追尾照射を高精度に実現する手法を提案した研究（論文の図は著作権の関係より掲載していない。）

### 【背景・目的】

WHO (2022 年) の統計によると、肺がんは世界で最も罹患率・死亡率が高いがんであり、依然として深刻な課題の一つである。放射線治療は腫瘍への線量集中性が重要であるが、肺腫瘍は呼吸性移動により位置の変化が生じるため、照射精度の低下や正常組織への不必要な被ばくを生じる可能性がある。そのため、呼吸性移動を考慮することは、治療精度の維持につながる。呼吸性移動を把握する手法には、ITV 法、腹部圧迫や息止め法、呼吸同期照射、リアルタイムモニタリング下の動体追尾照射 (RTTT) がある。ITV 法は標的マージンを拡大して腫瘍の呼吸性移動による影響を補償するが、正常組織への線量が増加する。腹部圧迫法や息止め法は呼吸の影響を軽減する一方で、患者への身体的・心理的負担が大きい。呼吸同期法は有効であるものの、治療全体で安定した呼吸パターンを維持する必要がある。これに対し、RTTT は治療中に腫瘍位置をリアルタイムで監視し、目的照射部位に追尾して照射を制御することで、高精度な治療を可能とする先進的手法である。従来は金属マーカーを体内に埋め込み、X 線画像で追尾する方法が主流であったが、侵襲性やアーチファクトが問題となる。近年では、深層学習技術と X 線画像を用いたマーカーレス追尾照射法が開発されており、非侵襲的かつ高精度な腫瘍位置特定が可能となっている。特に CNN(Convolutional Neural Network:画像認識に用いる深層学習モデル)や Faster R-CNN(どこに何があるか推定するための深層学習モデル)などを応用した手法では、肺腫瘍を 1~2mm 以下の誤差で追尾するといった報告もあり、治療の効率および安全性が大きく向上している。

本研究では、角度 45°と 315°(2 方向)の X 線画像を用いた新たなリアルタイムモニタリング下の動体追尾照射を提案する。呼吸位相変化毎の腫瘍形状が変化したモデル (変形モデル) と TPS (Thin-Plate Spline : 画像に対して滑らかな非剛体変形を表現するモデル) を用いたデータ拡張によりロバスト性を高め、Transformer(Transformer Network:自己注意機構を利用した AI モデル)で腫瘍の境界を抽出する。さらに、2 方向の画像を統合した CNN 回帰により 3 次元的な腫瘍位置を推定し、従来法を超える追尾精度と汎用性向上の実現を目的とする。

### 【方法】

治療計画時の 4D-CT 画像を用いて、10 相の呼吸位相間で画像を用いて変形ベクトルを求める。

次に、相内の変形した腫瘍をランダムに組み合わせることで多数の変形モデルを生成し、これを CT 画像に適用する。これにより、拡張データセットとして多数の合成 CT 画像 S(CT) および変化に対応する腫瘍セグメンテーションマスク S(seg) を作成する。さらに、DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) を用いて、S(CT)および S(seg)から 2 方向の撮影画像と腫瘍のみを抽出した撮影画像を生成する。これらを入力画像として、X 線画像処理に Transformer ベースの高速なセグメンテーションネットワーク (Seg-Net) を用いる。このネットワークは腫瘍の境界および形状の特徴を高精度に捉えることが可能であり、リアルタイム処理に適した S(seg)を生成する。データ拡張方法としては、呼吸位相によって生じる腫瘍の相間および相内変形(位置および形状変化)を用いることで、大量の S(CT) と対応する S(seg) を生成しており、さらに、空間情報を補強のため 3 次元 CT ボリュームより 2 方向の DRR 画像を作成している。

CNN 回帰ネットワークは、2 方向の S(seg)を統合することで、呼吸性移動特性との相関を高め、3 次元的な腫瘍位置を推定している。これにより、空間位置を特定する精度の向上だけでなく、ロバスト性と適用性の向上を図っている。深層学習における性能は、学習用データの量と多様性に依存するが、医用画像のデータ不足や追加撮影による患者被ばくの倫理的な配慮が研究を進めていく上で問題となる。これらの問題を克服するため、本研究では非剛体変形と形態変化を統合したハイブリッドデータ拡張手法(Hybrid Data Expansion : HDE)を提案する。この手法では、治療計画時に取得された肺の 4D-CT 画像を使用し、呼気終末相の CT 画像と S(seg)を基準データとして設定する。これらを基準に、他の 9 相の呼吸位相画像を固定画像として扱い、まず従来の画像登録法 (画像の濃度パターンに基づく手法) により基準画像を各呼吸位相へ順次整列させ、相間の DVF (Displacement Vector Field) を取得し、各呼吸相間の変位情報を定量的に取得する。そして、得られた複数の DVF を線形的混合モデルとして、ランダムな重み係数により多様な非剛体変形を生成する。これにより、放射線治療中に呼吸性移動が腫瘍位置の変化に及ぼす影響を再現する。実際の放射線治療では、腫瘍位置の変位は呼吸性移動だけでなく、腫瘍そのものの形態変化にも影響される。これを再現するため、本研究では 3 次元 TPS 法を採用している。基準画像上の制御点 (画像を変形させるための基準となる点) にランダムな変位 (最大 30 mm) を付与し、これらの対応点との距離を最小化しつつ最適化を行っている。剛性の度合いは重み係数により調整し、制御点の個数は 20~60 の範囲でランダムに設定する。最終的に、相間変形と TPS による相内変形をそれぞれ異なる重みで統合し、ハイブリッドな DVF を構築する。この DVF を基準画像およびマスクに適用することで、呼吸性移動と腫瘍形態変化を同時に反映した多様な S(CT)と S(seg)を大量に生成できる。こうして得られた拡張データセットは、深層学習モデルの汎化性能とロバスト性を高めるための重要な基盤となる。追尾をする上で、低画質な X 線画像から複雑な非線形腫瘍の呼吸性移動を正確に再現することは極めて困難であり、誤差を生じやすいことが知られている。

本研究ではこの課題に対処するため、CNN の局所的特徴抽出能力と Transformer のグローバルコンテキスト理解能力を融合させ、空間的な情報と詳細な特徴を検出するモデルを統合した Trans + U Net アーキテクチャを採用し、ピクセルレベルでの腫瘍輪郭を推定した。入力画像はまず ResNet50 (残差学習を用いた 50 層の CNN) の初期 3 層を用いた CNN モジュールにより特徴抽出され、その後位置エンコーディング (画像における位置情報) を付与して Transformer ブロック (Transformer 内における階層の一つ) へと入力される。Transformer は画像全体の構造や位置関係などの情報を捉えたベクトルを出力し、再構成後に空間解像度へ復元される。これらの特徴は Conv2d (特徴強調) + ReLU (画像平滑化) モジュールおよび複数のデコーダブロックと結合することで段階的に原画像へ復元していき、最終的にアップサンプリング処理を経て、原画像と同一解像度の S(seg)が得られる。得られた S(seg)は、2 方向の画像から統合され、ResNet50 に基づく深層残差回帰ネットワーク (深い残差学習を用いた回帰モデル) によって 3 次元空間上の腫瘍位置を推定する。損失関数 (Trans + UNet におけるセグメンテーションと位置推定モデル) は、Seg-Net と回帰ネットワークの 2 つに分けて設定した。セグメンテーションでは、予測マスク (AI による腫瘍範囲) と真値マスク (医師による腫瘍範囲) の一致度を評価するために、ダイスと BCE (Binary Cross Entropy) の損失を組み合わせ、腫瘍領域の形状と確率的境界の双方を考慮した学習を実現した。一方、回帰ネットワークでは、予測した腫瘍の 3 次元位置と真値との距離誤差を最小化するために、平均二乗誤差 (MSE) を用いた。各サンプルにおける  $x \cdot y \cdot z$  座標の差の二乗平均

を損失として算出し、これによりネットワークパラメータを最適化する。これらのまとめを Fig.1 に記載する。

### 【結果】

異なる呼吸相における腫瘍位置の 3 次元的位置偏差を評価したところ、X・Y・Z 各方向および 3 次元の重心位置における RMSE は、いずれも 1 mm 台前半を下回り、呼吸性移動が存在する状況下でも位置誤差は極めて小さな範囲に抑えられていた。患者データでは DSC が高値を示し、HD95 も 2 mm 弱と小さく、腫瘍領域の一致度および境界整合性が非常に高いことが確認された。ファントムデータでも同様に高精度が維持され、腫瘍サイズによらない安定した性能が示された。

撮影ノイズに対するロバスト性を検証するため、X 線画像にガウスノイズ(画像や信号にランダムに混入するざらつき)を付加して追尾性能を評価した結果、ノイズ増加時でも重心位置の誤差増大は最小限で、追尾精度は維持できていた。一方、Faster R-CNN では誤差が急激に増大し、小型腫瘍では追尾精度が大きく低下した。強いノイズ下でも HDE は高い一致度と追尾成功率を維持し、ノイズ耐性もあることが明確に示された。さらに、セグメンテーション処理の有無による性能を比較すると、セグメンテーションを含むモデルはすべてのデータタイプで高精度な腫瘍位置の追尾を達成した。特に小型腫瘍では、セグメンテーションを用いることで 3 次元位置誤差が約 1/5 に減少した。従来法(Feng 法・Zhou 法;腫瘍の追尾方法)と比較した場合、HDE はすべての 3 次元位置評価指標で両者を上回り、特に SI 方向の追尾性能が顕著に改善した。また、誤差 2 mm 以上でも、HDE では小さな誤差と抑えることができた。

以上の結果より、本手法は呼吸性移動、撮影ノイズ、腫瘍サイズの違いといった臨床で不可避な条件に対しても高い追尾精度とロバスト性を維持しており、肺腫瘍のリアルタイム位置特定に極めて有効であった。

### 【コメント】

今回紹介した論文は、2 方向の X 線画像を用いて肺腫瘍の位置をリアルタイムに追尾する深層学習モデルを構築した研究であり、呼吸性移動下でもサブミリメートル精度を維持できる点が非常に印象的であった。特に、Transformer を組み込んだセグメンテーションネットワークと深層残差回帰ネットワークを組み合わせることで、腫瘍領域の抽出と 3 次元位置の推定を段階的に行う設計は合理的であり、小型腫瘍でも精度を落とさず追尾できる仕組みになっていると感じた。TCIA(米国の大規模がん医用画像データベース)や胸部ファントムを用いて手法の流れを再現した際も、呼吸相ごとの DVF 生成、TPS 変形を用いたデータ拡張、Transformer によるセグメンテーション、回帰による重心位置推定という一連の処理は理解しやすく、再現も行いやすかった。特に注目すべき点は、強いノイズ環境でも追尾精度がほとんど低下しなかった点である。

比較対象の Faster R-CNN では性能が急速に悪化したことから、HDE のロバスト性の高さが明確に示されていた。海外では類似研究が増加しており、マーカーレス RTTT 技術は今後の放射線治療の標準化に向けて期待される領域である。しかし、日本で同様の取り組みを行うためには、被ばく管理、保険点数設定などの現実的な課題が多く、臨床導入には時間を要する可能性があると感じた。今後、低線量化やモデルの軽量化、施設間で共有可能なワークフローの整備が進めば、国内においてもこの分野の研究が活発化すると期待される。

樋口 大規 (社会福祉法人 京都社会事業財団 京都桂病院)

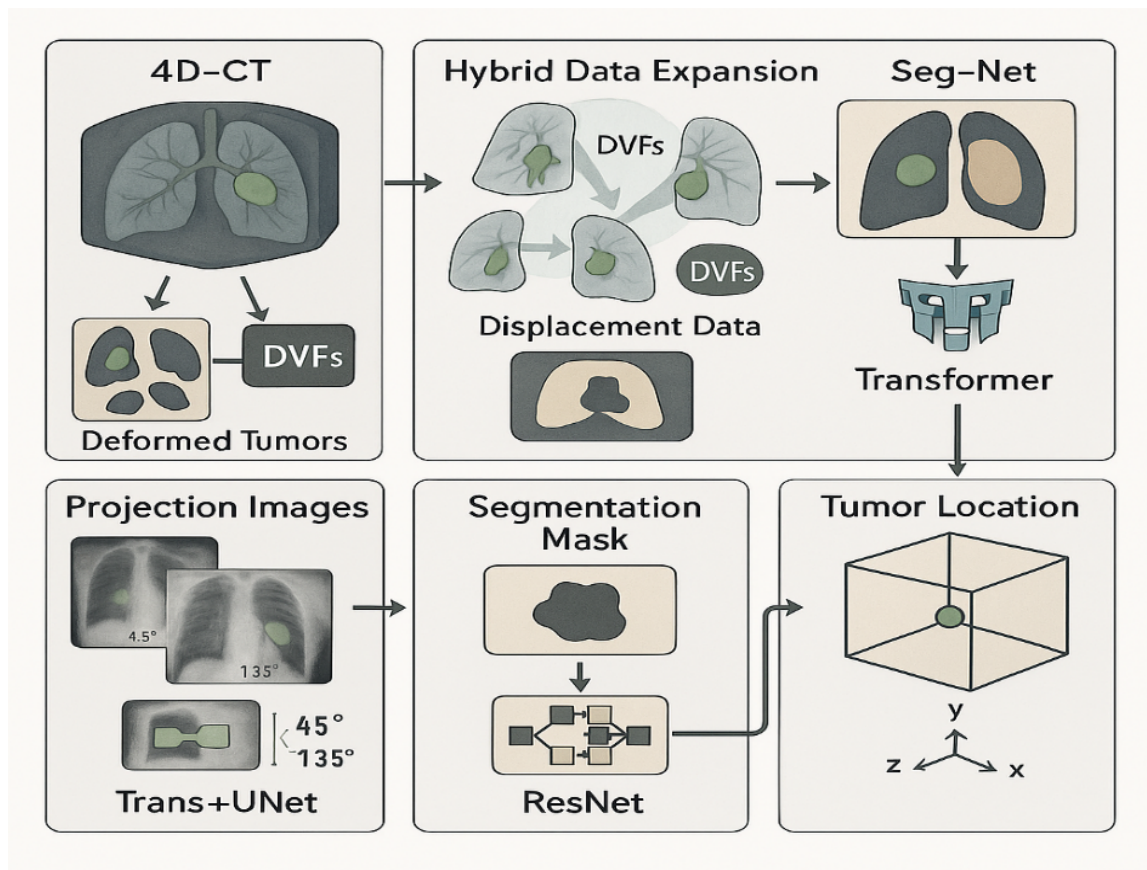


Fig.1 腫瘍の推定する位置の算出

# 放射線治療部会役員氏名

部会長

佐々木幹治 (徳島大学大学院)

委員

小原 秀樹 (弘前大学医学部附属病院)

加茂前 健 (名古屋大学)

篠田 和哉 (茨城県立中央病院)

津田信太郎 (広島大学病院)

中島 大 (がん研究会有明病院)

松尾 勇斗 (北海道大学病院)

松本 賢治 (近畿大学病院)

廣瀬 貴章 (九州大学病院)

(五十音順)

## 編集後記

昨年9月に札幌で開催されました第53回日本放射線技術学会秋季学術大会では多くの方にご参加いただき、誠にありがとうございました。半年の間に、北海道は雪の季節を迎え（今年は札幌で災害級豪雪が2度ありました）、そして現在は一気に雪融けへと向かっております。本州のように気温が2桁になるのはもう少し先ですが、編集時点の3月は、長い冬を超え春に向かっている感覚が気持ち良い時期です。さて、本部会誌では、毎度大会終了後すぐに、座長集約や後抄録、さらには次回の予稿や諸企画などの原稿依頼をお願いすることになり、各先生方には大変お手数をおかけいたしております。編集担当としても、長いようで短い半年を使いまして、読者の今後の学会活動がより実り多くなるよう、振り返りと今後に向けたコンテンツを提供して参りますので、引き続き宜しくお願い申し上げます。

当部会誌に対するご要望・ご意見およびご感想は  
以下の URL または 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。

<https://forms.gle/9UWteHa1nEJ9hP7P6>



令和8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 佐々木 幹治

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

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

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