

ISSN 2189-3063



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

# 放射線治療部会誌

## Vol. 32 No. 2 (通巻 55)



2018年(平成30年)10月  
公益社団法人日本放射線技術学会  
放射線治療部会

## 目 次 放射線治療部会誌 Vol. 32 No. 2 (通巻 55)

・卷頭言 「国際化について」	中口 裕二.....5
・第 77 回放射線治療部会開催案内 .....	6
・放射線治療関連プログラム (第 46 回日本放射線技術学会秋季学術大会) .....	7
放射線治療部会情報交換会のお知らせ .....	8
・教育講演 [放射線治療部会] 予稿 「医療用加速器のビームデータ取得と治療計画装置モデリング」	谷 謙甫.....9
・第 77 回放射線治療部会 発表予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」 座長「シンポジウムの概要」	辰己 大作 林 直樹.....11
1. 基準ビームデータに対する放射線治療かたろう会の取り組み 多施設解析からみえたこと	田中 義浩.....12
2. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (1)	三宅 悠太.....13
3. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (2)	辻井 克友.....14
4. 基準ビームデータの活用を意識したデータ取得	恒田 雅人.....15
・専門部会講座入門編 「粒子線治療装置の構造とビーム形成方法」	下小牧遼太.....16
・専門部会講座専門編 「線量検証法 線量勾配を考慮した新しい線量分布検証アルゴリズム開発への挑戦」	石川 正純.....17
・第 76 回放射線治療部会 発表後抄録 教育講演 「DIR ガイドラインの概要」 シンポジウム「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」 座長集約	木藤 哲史.....19 有路 貴樹 辰己 大作.....25
1. DIR のアルゴリズム -装置の違いを含めて-	武村 哲浩.....27
2. DIR の受入試験, コミッショニング, QA	佐々木幹治.....30
3. DIR の臨床への応用と注意点 自動輪郭抽出・線量分布合算	武川 英樹.....33
4. DIR の臨床での様々な利活用	今江 祿一.....36
・専門部会講座入門編 「放射線障害防止法の改正について」	筑間 晃比古.....39

・専門部会講座専門編 「IGBT ガイドラインの概説」	小島 徹..... 48
・寄稿 _治療技術事始め 第二回 シェル創世記 後編 -CT の利用へ-	渡邊 良晴..... 56
・Multi-scale technology 2nd. R-TECH.INC	宮沢 正則..... 67
・第 74 回総合学術大会（横浜市） 座長集約.....	71
・第 49 回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	中口 裕二..... 98 四辻 瑞平..... 99
・第 50 回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	辰己 大作..... 100 山本 侑司..... 101
・地域・職域研究会紹介 岡山県放射線治療技術研究会	青山 英樹..... 103
・世界の論文紹介 Helical tomotherapy to LINAC plan conversion utilizing RayStation Fallback planning. Xin Zhang et.al. J Appl Clin Med Phys. 2017; 18: 178–185.	宍戸 博紀..... 105
Acceptance testing of an automated scanning water phantom. Mellenberg DE et.al. Med. Phys. 1990; 17: 311-4.	佐々木文博..... 107
Deep-Inspiration Breath-Hold Radiation Therapy in Breast Cancer: A Word of Caution on the Dose to the Axillary Lymph Node Levels. Kai Joachim Borm et.al. IJROBP. 2018 Jan 1;100(1):263-269.	中澤 拓也..... 112
Flattening filter free technique in breath-hold treatments of left-sided breast cancer: The effect on beam-on time and dose distributions. Tuomas Koivumäki et.al. Radiat Oncol; 118,194-198, 2016.	高倉 亨..... 115
Feasibility of MRI-only treatment planning for proton therapy in brain and prostate cancers: Dose calculation accuracy in substitute CT images. Koivula L, Wee L, Korhonen J. Med Phys. 2016 Aug; 43(8): 4634-4642.	松尾 勇斗..... 117
Approaches to reducing photon dose calculation errors near metal implants. Xinming Liu et.al. Med Phys. 2016 Sep; 43(9): 5117–5130.	佐々木 駿..... 122

A prospective comparison of the effects of interfractional variations on proton therapy and IMRT for prostate cancer.

Maryam Moteabbed et al. Radiat Oncol Biol Phys 2016; 95(1):444-453.

田村 弘詞..... 130

Integrating Evidence-Based Medicine for Treatment of Spinal Metastases Into a Decision Framework: Neurologic, Oncologic, Mechanical Stability, and Systemic Disease.

Barzilai O et al. J Clin Oncol. 2017 Jul 20;35(21):2419-2427.

長崎 尊..... 133

## 卷頭言

### 「国際化について」

熊本大学医学部附属病院  
中口 裕二

最近、近所を散歩していると海外の人を見かけることが多くなった。熊本の片田舎でも国際化の影響を受けているのだろう。放射線医学の分野に限らず、国際化の影響は、色々な形で私たちの生活に変化をもたらしている。国際化の中で、語学の壁は大きな問題の1つであり、苦労している会員も多いであろう。

私が初めて海外に行ったのは、二十数年前である。当時、2、3日休みがあると、リュック1つで色々な国を旅していた。言葉もよく分からず、勢いだけで何か新しいことはないか、目的もなく放浪する旅であった。これらの旅で、特に得られたものはなかったが、多くの友人が海外にでき、多少の語学は身に着いた。それから、国際学会、短期留学を経験する中で、語学の壁が少しづつ、崩れていくのが実感できた。今では英検準1級～1級程度の英語、多少のタガログ語（フィリピン）とセブアノ語（フィリピン南部）が話せるようになった。

最近では、私の日本語は熊本弁だらけなので、子供の教育も考えて、家庭内は英語で会話するようにしようと嫁に提案するほどとなった。そんな時に、アメリカに学会に行くことになった。現地に着き、小腹も空いたので、ビッグマックでも買おうとマクドナルドに入った。笑顔の素敵なミランダ・カー似の店員さんがいて、私のテンションも上がった。「How much is your smile?」などと絶好調で、アメリカ人らしくフレンドリー感を出しながら、ビッグマックを注文した。その店員さんに「For here or to go?」と聞かれ、日本語でお持ち帰りか、ここで食べるかの意味であるが、ここで、私はあえて「take out」を使ってみようと思った。

「take out」はイギリス英語らしく、あまり米国では使われないが、意味的には間違いないので、英語かぶれの私は、ネイティブ相手にイギリス英語の話題で盛り上がりようと「take out」と言ってみようと思った。私は、自信に満ちた余裕の表情で、堂々と返答した。しかし、ここで思わず「take OFF」と言ってしまい、しばらくの間、間違いに気づかなかつた。どうや顔で大空に離陸してしまった私をミランダ・カー似の店員さんは不思議そうに眺めていた。その後、ことの事情を全て察した店員さんは、優しく私の手に彼女の最高の笑顔と共にビッグマックを手渡してくれた。結果的にはビッグマックと彼女の笑顔を手に入れた。言葉の壁は今だ、崩れてはいないが、心の壁は、さほど大きくなないように思う。

学会等で国際化の大波はすでに押し寄せてきているが、大波に負うことなく、上手に波乗りして行きたいものである。

# 第77回放射線治療部会開催案内

教育講演6 [放射線治療部会] 10月6日（土）8：50～9：50 第1会場

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

「医療用加速器のビームデータ取得と治療計画装置モデリング」

ユーロメディテック（株） 谷 謙甫

第77回放射線治療部会 10月6日（土）9：50～11：50 第1会場

「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

藤田保健衛生大学 林 直樹

1. 基準ビームデータに対する放射線治療かたろう会の取り組み 多施設解析からみえたこと

京都第一赤十字病院 田中 義浩

2. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (1)

エレクタ（株） 三宅 悠太

3. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (2)

バリアンメディカルシステムズ 辻井 克友

4. 基準ビームデータの活用を意識したデータ取得

東京女子医科大学 恒田 雅人

# 放射線治療関連のプログラム

第46回日本放射線技術学会秋季学術大会(仙台市)

実行委員会特別講演1 10月4日（木） 13：20～14：20 第1会場

「MRリニアックの展望」

座長：東北大学病院 坂本 博  
東北大学 神宮 啓一

専門部会講座（放射線治療部会：入門編3）10月4日（木）11：00～11：45 第9会場

座長：山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「粒子線治療装置の構造とビーム形成方法」

南東北がん陽子線治療センター 下小牧遼太

専門部会講座（放射線治療部会：専門編3）10月5日（金）14：40～15：25 第9会場

座長：札幌東徳洲会病院 小島 秀樹

「線量検証法 線量勾配を考慮した新しい線量分布検証アルゴリズム開発への挑戦」

北海道大学 石川 正純

# 第 46 回日本放射線技術学会秋季学術大会

## 放射線治療部会情報交換会のお知らせ

仙台で開催されます第 46 回日本放射線技術学会秋季学術大会に合わせ放射線治療部会の情報交換会を開催させていただきます。

皆様のご参加をお待ちしております。

日時： 2018 年 10 月 4 日(木) 19:00～

場所： 完全個室 せり鍋 地酒 宮城郷土料理 よいしょ 酔所

住所： 宮城県仙台市青葉区一番町 4-2-13 エビスヤビル 3F

電話番号： 022-217-8006

店舗 URL : <https://akr0280012858.owst.jp/>

会費： 4500 円

※会費は受付時に集金させていただきます。

参加は事前予約制とさせていただきますので、参加される方は下記 URL より参加登録をお願い致します。なお、会場に限りがございますので定員に達し次第、登録を締め切らせていただく場合がございます。

問い合わせ先： 山形大学医学部附属病院 担当： 鈴木

E-mail: [kosuzuki@med.id.yamagata-u.ac.jp](mailto:kosuzuki@med.id.yamagata-u.ac.jp)

※ キャンセルの場合は鈴木までメールにてご連絡下さい。また、直前のキャンセルはキャンセル料が発生する場合がある旨、予めご了解下さい。

# — 第 77 回(仙台市)放射線治療部会シンポジウム 教育講演 —

予稿

## 「医療用加速器のビームデータ取得と 治療計画装置モデリング」

ユーロメディテック株式会社 医学物理室 谷 謙甫

### はじめに

ビームデータとは、リニアックから出力される放射線の特性を表すデータのことである。リニアックの新規導入時、このビームデータを取得する目的は、主に 2 つに分けられる。1 つは、リニアック QA のための基準となるビームデータを取得するためである。もう 1 つは治療計画装置でリニアックビームを再現する線量計算モデルを作成（モデリング）するためである。QA の基準データ用のビームデータ取得は一般的に、1 線質あたり数本のビームデータを取得する程度であるが、モデリングのためには、非常に多くの様々なビームデータが治療計画装置の種類毎にそれぞれ求められる。どちらの目的においても取得するビームデータの品質は、安全で確かな放射線治療を実施する上で非常に重要である。

近年、リニアックに搭載可能な X 線の線質は、従来の 1~3 本から最大 7 本にまで増加した。これにより患者ごとに最適なビームエネルギーの選択が可能になった反面、ビームデータ測定やコミッショニングに必要な業務量が 2 倍以上になっている。さらに、現在、安全かつ効果的な放射線治療を開始するためには、リニアックや治療計画装置のコミッショニングのみならず、IMRT・IGRT・DIR・4D-CT など、様々な技術に対してコミッショニング・臨床導入を行い、それらの技術を各症例に対して、最適な臨床フローへと反映していく必要がある。このようにリニアック新規導入時のコミッショニングにおいて実施すべきことは、より一層膨大になっている。そのためコミッショニングを効率的に行うために、ゴールデンビームデータ（Golden Beam Data; GBD）等を利用したモデリング用ビームデータ取得方法への関心が高まっている。

本講演では主に、

- ビームデータ取得方法の選択肢
- 治療計画装置モデリングの概要と特長
- モデリングパラメータの計算線量分布への影響
- 測定ビームデータと計算ビームデータの比較

について述べる。

本予稿では、取得ビームデータとモデリングの関係についてその概要を述べる。

## 治療計画装置での取得ビームデータの利用方法

近年、複数の同型リニアックにおける測定ビームデータ比較において、それらの偏差は小さいことが報告されている[1-3]。すなわち「測定値=基準値」がほぼ成り立っているということである。注意が必要なのは、「測定値」と「計算値」の関係性である。クラークソン法等の実測ベース線量計算アルゴリズムでは、「測定値=計算値」の関係性がほぼ成立する。しかし、現代のモデルベース等の線量計算アルゴリズムは、線量計算に直接、測定ビームデータを用いることはない。そのため GBD 等の基準ビームデータを治療計画装置のモデリング用ビームデータとして利用する場合、「測定値=基準値」となっていることに着目されがちであるが、最も重要なことは GBD 使用の有無に関わらず、

「測定値=計算値」という関係性が成立していることを確認することである。

図 1 に治療計画装置での取得ビームデータの利用方法の概要を示した。このモデリングでの最適化方法は治療計画装置によって様々である。それは主に、自動モデリングと、モデルパラメータごとの最適化シーケンスを選択的に組み合わせる方法（半自動モデリング）の 2 つに分けられる。自動モデリングを採用している治療計画装置では、マシンデータライブラリから基準パラメータを取得し、取得ビームデータに対して計算値が一致するようにモデルパラメータの調整を行う。一方で半自動モデリングを採用している治療計画装置では、モデルパラメータごとの最適化シーケンスをどのような順番で組み合わせるかは選択的であり、どの照射野サイズのビームデータに対してモデルパラメータの調整を行うかも選択的である。半自動モデリングは、自動モデリングに比べて、より細かく取得ビームデータと計算値を一致させようとすることが可能であるとともに、少なからず人的要素が介入する。どちらのモデリング方法を採用していたとしても生成されるモデルパラメータには注意が必要である。ただ実際には、このモデルパラメータを検証するというのは現実的ではない。そのため、どのようなビームデータを利用する場合においても、コミッショニングにおいて「測定値」と「計算値」の比較を行うことでその妥当性を検証することが重要である。本講演によりビームデータ取得とモデリングについての理解がより一層深まれば幸いである。

## 参考文献

- [1] Z. Chang, Q. Wu, J. Adamson, *et al.*, Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines. *Med. Phys.* 39(11) (2012), 6991-7018.
- [2] G. P. Bayer, Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14(1) (2013), 273-288.
- [3] C. Gulide-Hurst, M. Belling, R. Foster, *et al.*, Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study. *Med. Phys.* 40(3) (2013), 031719 1-15.

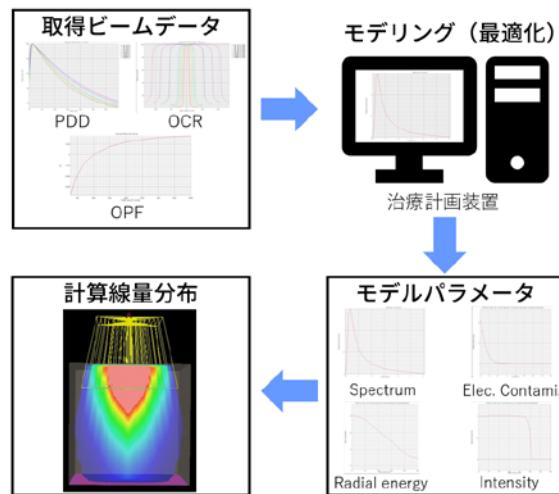


図 1 治療計画装置での取得ビームデータの利用方法

# — 第77回(仙台市)放射線治療部会 シンポジウム —

**予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」**

## シンポジウムの概要

藤田保健衛生大学 林 直樹

都島放射線科クリニック 辰己 大作

医療用加速器の導入には長期間を要することが知られており、例として装置の入れ替え時に放射線治療を長期に停止することが挙げられるが、これは病院にとって臨床的にも、経済的にもマイナスである。近年、基準となるビームデータを用いて、ビームデータ取得の工程を省略することで、装置導入期間を大幅に短縮する手法が普及しつつある。バリアンメディカルシステムズでは、治療計画装置 Eclipse を対象として、Representative Beam Data（以下、RBD）という基準となるデータを参考に、実際の装置のビーム特性を RBD と遜色ないように高精度な調整を行うことで、装置間のばらつきを小さくできる。これにより、すべての装置で同じビームモデルを利用でき、個々にモデリングを行う必要がないというメリットがある。エレクタ株式会社でも、国内のパイロットサイトにて、同様に治療計画装置 Monaco を対象として、基準ビームデータを用いた装置導入の取り組みがなされており、今後、サービス提供が広がるものと推察される。

本シンポジウムでは、4名の先生にご講演をお願いした。はじめに、田中先生より放射線治療かたろう会にて多施設から収集したビームデータの解析結果より、各施設のビームデータのばらつきから見えてきたこと等について紹介して頂き。次に、バリアンメディカルシステムズの辻井先生とエレクタ株式会社の三宅先生より、メーカーの立場から、基準ビームデータを用いた装置導入の取り組みやその精度について紹介して頂きます。最後に実際に基準ビームデータを活用して装置の導入を進めた東京女子医科大学の恒田先生より基準ビームデータを活用したデータ取得の経験を紹介して頂きます。これらのご講演を踏まえて、今後、我々が、どのように基準ビームデータを用いた装置導入に対応すべきかについて議論していきたいと思います。

皆様のご参加をお待ちしております。

# — 第77回(仙台市)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

## 1. 基準ビームデータに対する放射線治療かたろう会 の取り組み –多施設解析からみえたこと–

京都第一赤十字病院 田中 義浩

放射線治療計画装置 (RTPS: Radiotherapy Treatment Planning System) の著しい進歩によって、我々は強度変調放射線治療 (IMRT: Intensity-Modulated Radiation Therapy), 回転型 IMRT (VMAT: Volumetric-Modulated Arc Therapy) および定位放射線治療 (SRT: Stereotactic Radiotherapy) といった高精度放射線治療を患者に提供することが可能となった。これらの照射技術を安全かつ的確に遂行するためには、正確なコミッショニングが必要不可欠であり、測定から取得されるビームデータの精度が重要となる。ところが、放射線治療における医療事故は全体の約 4 分の 1 がコミッショニング時に発生していると、2008 年に WHO (World Health Organization) より報告された Radiotherapy risk profile で示されている。<sup>1</sup> また、ビームデータの測定には膨大な作業量を伴うことから、リニアックが立ち上げるまでの治療停止による収益の損失は大きいといえる。一方、リニアックを製造している各ベンダーはリニアック毎に平均データ、すなわち、Golden beam data (GBD) を有しており、Das らはこれを参考データとして使用することを推奨している。<sup>2</sup> ただし、GBD の構築に使用されたビームデータのばらつきは公開されていないことが多い、その測定精度は不明である。RTPS によって取り扱われるビームデータの測定条件は様々であり、使用できない場合も想定される。

放射線治療かたろう会では、GBD の精度とその使用方法に関する検討を目的に GBD working group を 2015 年に発足させた。本プロジェクトの一環として、我々は本邦において臨床使用されている汎用型リニアックを対象に、多数の施設から立ち上げ時に取得されたビームデータを収集し、装置およびエネルギー毎にばらつきを評価した。さらに、このデータベースを活用することで、リニアックを新規導入する施設が RTPS のモデリングを行う前に、自施設で測定したビームデータの妥当性を確認できるシステムを開発した。本シンポジウムでは、ビームデータの解析結果をいくつか報告させて頂き、そこからみえたことをお伝えする予定である。また、我々が開発したビームデータ妥当性確認システムの使用方法についても紹介する。

- WHO. Radiotherapy risk profile, Technical manual. (World Health Organization, Geneva, 2008).
- Das IJ, Cheng CW, Watts RJ et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med Phys. 2008; 35(9):4186-4215.

# — 第77回(仙台市)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

## 2. 基準ビームデータに対するメーカー側の取り組み(1)

エレクタ株式会社 三宅 悠太

治療機のビーム特性は同一構成の装置間でもばらつきがあるため、治療機ごとにビームデータ測定とモデル化が必要であった。Elektaは、個々の治療機の出力ビームを基準ビームデータに合わせ込み、同一の“基準ビームモデル”を顧客の治療計画装置(Monaco)に導入するプロジェクトを推進している。長期にわたるビームデータ測定やモデル化が不要になり、治療開始までの日数削減が可能である。さらに、治療機の出力ビーム及び治療計画装置のビームモデルを標準化できるため、運用面での安全性の向上も期待できる。なお、上記基準ビームデータは、弊社がビーム調整時に使用する BeamPro (IC Profiler 用ソフトウェア) 内に登録されている照射野 30cm x 30cm のビームプロファイルを意味する。BeamProでは基準プロファイルと実プロファイルの同時表示、及び誤差表示が可能である。現行のビーム調整では前記誤差の許容値を 1.0% としているが、本プロジェクトでは 0.5% としている。治療機据え付け時のビーム調整の手順は変えず、ビーム調整の許容値を小さくすることになる。基準プロファイルと同じ形状を持つビームはエネルギー指標(PDD や線質指標)においても同一となる。提供する基準ビームモデルは、基準治療機の 3D 水ファントム測定データからモデル化されたものである。基準ビームデータに合わせ込まれたビームであれば、この基準ビームモデルと整合するという考え方である。治療機の受け入れ試験完了と同時に基準ビームモデルを納入できるため、直ちにコミッショニングが可能になる。

米国で 5 施設、国内で 2 施設のパイロットサイトにおいて試行した結果、いずれの施設でもビームデータ測定とモデル化を省略して、基準ビームモデルを用いて臨床開始に至った。

今回は Elekta の基準ビームデータに対する取り組みの実例を報告する。

# — 第77回(仙台市)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

## 3. 基準ビームデータに対するメーカー側の取り組み(2)

バリアンメディカルシステムズ 辻井 克友

弊社の放射線治療装置である TrueBeam (TrueBeam STx, VitalBeam を含む) の基準ビームデータは Representative Beam Data (以下, RBD) と呼ばれる。これは米国 Duke University に導入された TrueBeam 3 台の平均ビームデータ (PDD, OCR (物理ウェッジ照射野を含む), OPF) であり、弊社の放射線治療計画装置である Eclipse に直接インポートできる W2CAD ファイルと CSV ファイルで提供されている。

基準ビームデータの使用に関して、2012 年の Medical Physics 誌<sup>1)</sup>に Dr Das と Dr Njeh らによるディベートが紹介され、本邦では学術大会や勉強会などで多く議論されている。また最近 TrueBeam を導入されたご施設で RBD の使用が増えてきている。

本講演では、(1) RBD の概要を述べ、RBD の使用施設数を示す。(2) RBD を使用したときの精度や使用時の注意点を述べる。また、RBD では提供されてない MLC パラメータ (Leaf Transmission, Dosimetric Leaf Gap) に関して、駒澤大学バリアン放射線治療人材教育センター (KVEC: Komazawa-Varian Education Center) に導入した TrueBeam のコミッショニング結果を一例として紹介する。(3) 弊社の取り組みとして、工場出荷前のビーム調整をさらに厳しくする Enhanced Beam Conformance オプションなどを紹介する。

なお、JASTRO QA ガイドライン<sup>2)</sup>で述べられているように、ビームデータ測定はユーザ責任で行うものであり、RBD を使用するかどうかもその範囲であることに注意していただきたい。

1) Das IJ and Njeh CF. Vendor provided machine data should never be used as a substitute for fully commissioning a linear accelerator. Med Phys 2012;39(2):569-72.

2) JASTRO, 外部放射線治療における QA システムガイドライン 2016. 2016:64-65.

# — 第77回(仙台市)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

## 4. 基準ビームデータの活用を意識したデータ取得

東京女子医科大学 放射線腫瘍学講座 恒田 雅人

当院は、2017年9月にVarian Medical Systems社製の医療用直線加速器 TrueBeamと放射線治療計画システム Eclipse、放射線治療計画支援システム Velocityを導入し、同年12月より高精度放射線治療を開始した。当院では導入に際し、ベンダーから提供される Representative Beam Data（以下、RBDと称する）を利用したビームモデリングを念頭に、コミッショニングのスケジュールを立案した。当院での電離箱線量計 CC13 (IBA社製)を用いた測定データと RBD の比較から、深部線量百分率 (Percent depth dose; PDD) と軸外線量比 (Off center ratio; OCR) 共に概ねよく一致していた。そのため、RBD を安心して利用することができた。しかし、RBD として提供された出力係数 (Output factor; OFF) は、5cm 深のデータであるため、10cm 深で測定した当院の OFF 測定データを Eclipse へ登録、ビームモデリングを実施した。RBD の利用により、スムーズなビームモデリングが可能であったと考える。

強度変調回転照射法 (Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT) に対しては、測定した Dosimetric Leaf Gap (以下、DLGと称する) と Transmission Factor (以下、TFと称する) を初期値として、複数の VMAT プランを計画した。計画した VMAT プランを実機にて照射し、電離箱線量計を用いた絶対線量測定と多次元検出器を用いた線量分布測定の結果をフィードバックすることで DLG と TF の値を調整した。また、体幹部定位放射線治療 (Stereotactic Body Radiation Therapy; SBRT) の検証として、小照射野と不均質領域の計算精度が重要となる。そこで、東京女子医科大学大学院 医学研究科医学物理学分野にて所有する水タンク式肺ファントムに対して複数のプランを計画し、電離箱線量計を用いた絶対線量測定を実施した。

今回の発表では、当院にて実施した RBD を用いたコミッショニングのスケジュールや一連の流れとその結果について報告する。それと共に、RBD を用いたコミッショニングの経験とコミッショニング中に直面した課題・改善点について会場で共有したい。

## 予稿

# 「粒子線治療装置の構造とビーム形成方法」

南東北がん陽子線治療センター 下小牧 遼太

現在、粒子線治療施設は世界的に増加傾向にある。国内においては2018年7月時点で18施設が稼働中であり、13施設が陽子線を、4施設が炭素線を、1施設が双方の粒子を用いた治療を行っている。また、その他にも数施設が現在、稼働準備段階にある。これまで陽子線治療では小児がんが2016年4月より保険適用とされていたが、2018年4月より新たに前立腺がんや骨軟部腫瘍、一部の頭頸部がんに対しても保険が適用されることとなり、今後も粒子線治療への需要は高まっていくことが期待される。

粒子線治療に使用される陽子線および炭素線は、シンクロトロンやサイクロトロンといった加速器により加速され射出される。その後、人体等の物質に入射するとエネルギーに応じた深さでピークを持った深部線量分布を形成するという特長を持つ。この深部線量分布はブラングカーブと呼ばれる。この特長により光子線治療と比較して正常組織への線量を抑えつつ、腫瘍に高線量を与えることができる。これが放射線治療に粒子線を用いる最大のメリットであるということは、すでに広く認知されつつあるものと思われる。

加速器から射出される粒子線はほぼ単一エネルギーかつペンシルビーム状の細いビーム束であるが、腫瘍はある程度の大きさを持っているため、一様に線量を与えるためには様々な工夫が必要である。実用に足る線量分布を形成する主な方法としては、ビーム進行方向および側方に拡散させ使用する、現段階で主流の拡大照射法と、ほぼそのままの状態で使用する、最新技術であるペンシルビームスキャニング(PBS)法の2種類が存在する。

拡大照射法では、ビーム進行方向および側方に線量分布を調整する際には、ビームライン上に粒子線特有の装置が必要となる。それらは光子線治療装置に搭載されているものとは大きく異なる。ある一つの役割を担う装置にも複数の種類があり、施設ごとに異なるものが使用されている。

一方、PBS法では、主に加速器のエネルギーにより粒子線の飛程を、ビームライン上の最下流に位置する電磁石の強さにより進行方向を調整する。ビームライン上にほとんど機器が配備されないためビーム利用効率が高く、さらに拡大照射法よりもターゲットに限局した線量分布を得ることができる。

本講演では加速器をはじめとした粒子線治療に使用される装置や機器について、特に陽子線治療の拡大照射法に使用される様々な装置とそれらの特徴を中心として、普段粒子線治療に触ることのない初学者にも理解しやすいよう述べる。

## 予稿

# 「線量検証法 線量勾配を考慮した 新しい線量分布検証アルゴリズム開発への挑戦」

北海道大学大学院保健科学研究院 石川 正純

近年、強度変調放射線治療などの高精度放射線治療では、治療の品質保証を行う目的で、電離箱線量計を用いた絶対線量測定による検証に加えて、フィルムや多次元線量計を用いた線量分布検証が行われている。線量分布の検証では、線量に起因する誤差および位置ズレに起因する誤差が必ず生じるため、これらを考慮した判定を行う必要がある。一般的には、線量誤差 DD (Dose difference) を 3%以内、位置ズレによる誤差 DTA (Dose to Agreement) を 2mm 以内などと設定し、DD と DTA を用いた判定が行われている。特に、この 2 つの指標を無次元化して結合された Gamma 法は世界中で広く利用され、ゴールドスタンダードとしての地位を確立している。

一方、広く使われている Gamma 法であるが、この方法にもいくつかの問題点が指摘されている。一つは DTA を算出する際のアルゴリズムによって結果が変わることである。このことは AAPM TG-218 でも記述されているが、DTA の算出には検索範囲を設定して総当たり方式で DTA 距離を算出する必要があるため、時間短縮のために解像度を荒くしようとすると、その精度が落ちる可能性がある。また、判定基準に決まりがなく、各施設で 90% や 95% などの基準を独自で設定しているのが現状である。さらに、低線領域では fail する点が多いため、線量誤差を算出する際にその点の治療計画線量を用いる (Local gamma) のではなく、治療計画計算範囲の最大線量に対する測定地点の線量比 (Global gamma) を用いるといった奇策が施されている。これに加えて、敷居線量を設けて、最大線量 (または処方線量) の 30% 以下は判定に用いないなどの手法が標準機能として多くの市販ソフトウェアに導入されている。このことは「判定基準を満たすための奇策」と言わざるを得ない。

そこで当研究室では、Gamma 法に代わる新しい線量分布検証アルゴリズムとして Gradient 法を提案してきた。(1)式に示すように、Gradient 法では、線量誤差と位置ズレによる誤差を同時に考慮した判定とするために、位置ズレに起因する線量誤差を [線量勾配] × [位置許容誤差] として判定式に組み込むことで、線量単位で統一した判定が可能である。さらに、測定器が持っている誤差を同じ単位次元で判定式に入れることができるために、測定器に依存しない判定が可能である。

$$|D_{meas} - D_{calc}| \leq D_{acceptable} + \left| \frac{\Delta D}{\Delta x} \right| x_{acceptable} + D_{meas\_error} \cdots \cdots (1)$$

しかし、提案してきた Gradient 法でも判定基準や許容誤差については人為的に設定する必要があり、その設定根拠の妥当性が乏しいという問題点があった。そこで、統計学的な判定を行うために「測定器の誤差」に着目し、測定誤差がポアソン統計に従うことを利用することで、人為的に設定するパラメータを排除し、95%信頼区間といった統計的な判断が可能な Gradient 法へと発展させるに至った。

本講演では、新しい Gradient 法の考え方について可能な限り詳細に説明したい。

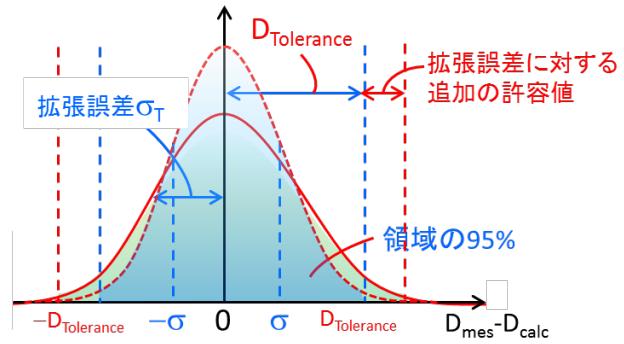


図 1 統計的判定基準に関する基本的な考え方

## DIR ガイドラインの概要

がん・感染症センター都立駒込病院 木藤 哲史

### 1 はじめに

非剛体画像レジストレーション（deformable image registration; DIR）とは、被変形画像の各画素の位置をそれに対応する目標画像の画素位置に移動させるベクトルを生成し、被変形画像を目標画像に一致するように変形させることである（図1参照）。

放射線治療領域における DIR では、治療計画 CT や CBCT（cone beam CT）等の画像を被変形画像とし、その画像に紐付いた情報（画素値、輪郭、治療計画パラメータ、線量分布等）を目標画像に一致させる技術として用いられる。2017年に AAPM より DIR に関するタスクグループレポート 132[1]が報告されたことにより、臨床における更なる利用増大が見込まれる。このような現状を鑑み、JASTRO QA 委員会は、DIR の臨床使用における国内のガイドライン（DIR ガイドライン 2018）を策定した[2]。DIR の臨床的な有用性については、過去の DIR に関する文献を網羅的に調査し、本ガイドラインに記載する内容を決定した。更に、本ガイドラインには DIR に関する用語の説明を盛り込み、なるべく表現を統一している。詳細は本文を参照して頂くこととして、本稿では、本ガイドラインの極々一部と、筆者環境における DIR の利用の仕方について紹介する。

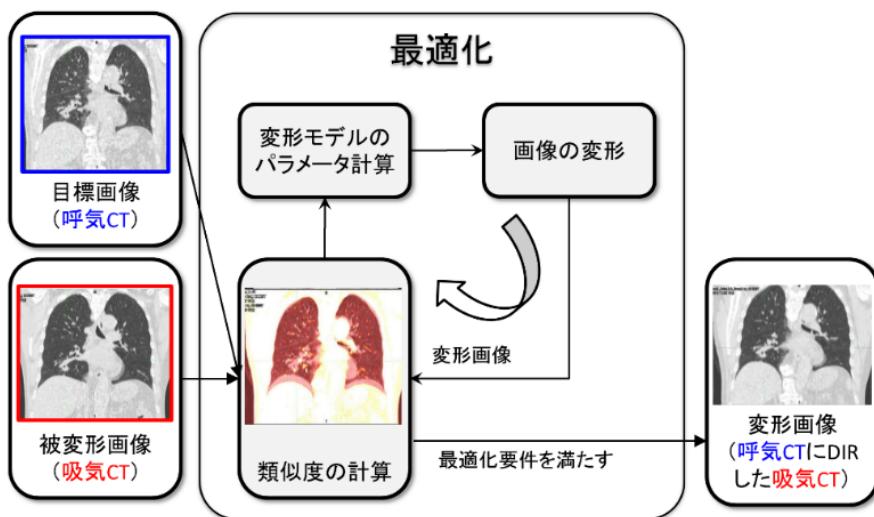


図1. DIR アルゴリズムの流れ

## 2 放射線治療領域における DIR の意義

臨床における DIR の利用については、具体的には、以下のような利用方法が挙げられる。

- MRI (magnetic resonance imaging) や PET (positron emission tomography) /CT 等の診断画像と治療計画 CT の DIR により、臓器や標的の輪郭を正確に描出するための輪郭描出支援[3] や輪郭のセグメンテーション[4]
- 治療計画 CT での輪郭のセグメンテーション[4] や、再治療計画 CT への輪郭のプロパゲーション[5]
- 4DCT 等の多位相情報を利用した四次元の治療計画[6]
- 機能画像等を作成して治療計画に応用すること[7]
- 治療計画 CT で計算された線量分布を治療期間中の再治療計画 CT 又は画像誘導機器による照合画像に DIR を行うことにより、日々の治療精度を確認することや、基準とする画像へ向けての線量合算[8]
- 適応放射線治療及びオンライン適応放射線治療[9, 10]
- 再照射症例において、過去に投与された線量分布を新規の治療計画 CT に反映し、再治療計画すること[11]

## 3 DIR の精度検証

DIR の精度評価とは、変形画像と目標画像の一一致度を確認することである。その椰証方法を以下に挙げる[1]。

1. 視覚評価。簡便だが評価者の主観的な判断が精度評価に影響を与えるため、臨床で使用する場合には、統一した判定基準を作成する必要がある。例えば、”全く一致していない”を示す 0 から”完全に一致している”を示す 4 までの 5 段階尺度で評価する方法がある。
2. 輪郭情報に基づく定量的評価。DIR で作成された変形画像上の輪郭と目標画像上の輪郭の一一致度を評価する。ダイス係数 (図 2 参照)、ジャッカード係数、ハウスドルフ距離等がある。
3. 解剖学的指標を使用した目標レジストレーション誤差 (target registration error ; TRE)。被変形画像と目標画像で解剖学的特徴が等しい位置に指標を設置し、その 2 点の座標差を評価する (図 3 参照)。

$$\text{ダイス係数} =$$

$$\frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|}$$

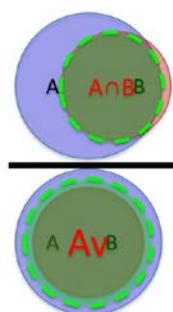


図 2. ダイス係数の算出

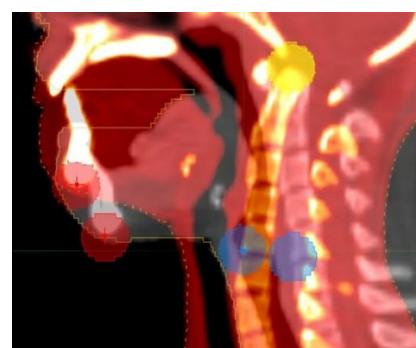


図 3. 目標レジストレーション誤差の算出

#### 4 DIR の精度を向上させるための工夫

DIR アルゴリズムにおいて、精度に影響を与える因子は、変形アルゴリズムのモデル、アルゴリズムのパラメータ、目標画像と被変形画像モダリティの組み合わせ、使用者の習熟度等が挙げられる。

変形アルゴリズムのモデルやアルゴリズムのパラメータの変更は、そもそもソフトウェアが対応しているかどうかに依存するが、少なくともパラメータの変更は、一部の商用ソフトウェアで可能である。一例として、MIM (Cleveland, OH) では、フリーフォーム変形のアルゴリズムを採用しているが、使用者はフリーフォームの自由度を表すスムージング係数を変更できる。図4に、初回治療計画 CT 上の輪郭をブースト治療計画 CT にプロパゲーションする際にスムージング係数を変更したときの抽出された輪郭の比較を示す。この症例では、スムージング係数を 0.5 としたほうが DIR の精度が高いことは明らかである。

次に、CT - CBCT、CT - MRI 等のように画像モダリティが異なる組み合わせで DIR する場合は、最適な類似度が選択されているかを確認する（最適な指標を自動で選ぶソフトウェアもある）。類似度とは、目標画像と被変形画像の違いを示す定量的な指標のことである。一例として、2 画像間の信号強度の比較に基づく類似度には、差の 2 乗和 (sum of squared difference; SSD : CT - CT 等の同モダリティ間の DIR で最も有用)、正規化相互相関 (normalized cross correlation; NCC : CT - CBCT 等の信号強度の帯域が異なるモダリティで有用)、相互情報量 (mutual information; MI : 異なるモダリティによる画像でも相関のとれた定量化が可能) が挙げられる。

なお、施設の資源や運用から以上の何れの対策にも工夫の余地がない場合でも、使用者の習熟によって DIR の精度は幾らか改善させることは可能である。どのような DIR ソフトウェアでも、大抵 DIR を実施する前に線形レジストレーション (rigid image registration; RIR) によって 2 画像の位置を大まかに合わせるステップがある。この RIR で位置合わせする中心位置に近い点ほど DIR の際に必要な移動量は小さくなり、DIR の精度が改善される見込みが高くなる。当然、中心位置から離れた点ほど DIR の精度が低下する懼れも増えるが、このステップは使用者が臨床に必要な領域に注目して DIR を調節できる重要なプロセスである。

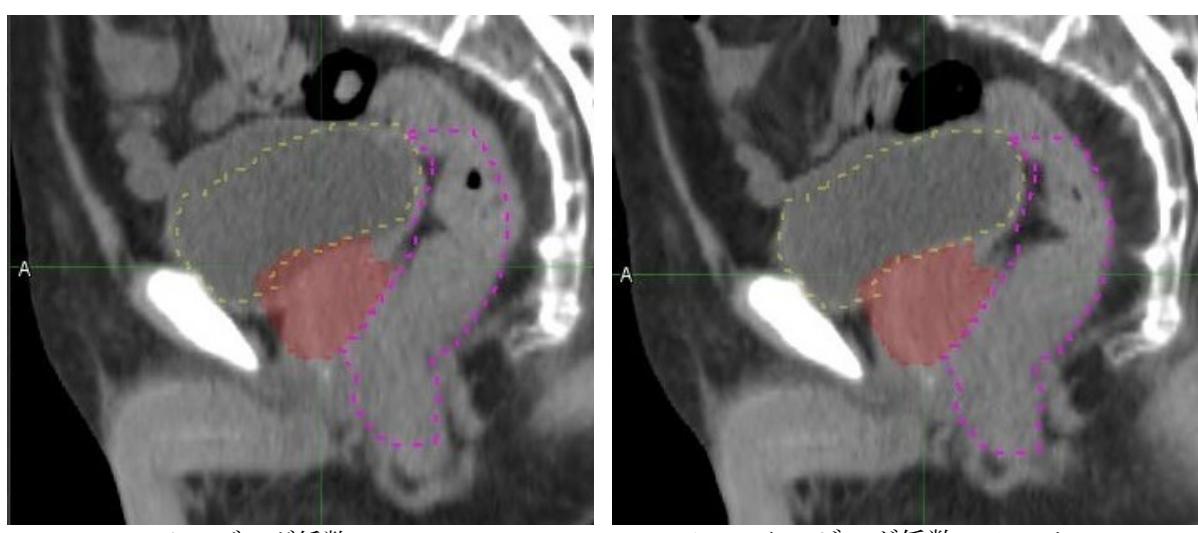


図4. 初回治療計画 CT 上の輪郭をブースト治療計画 CT 上にプロパゲーションする際に、スムージング係数を 1.0(a)から 0.5(b)に変更したときの抽出された輪郭の比較。赤塗りつぶし部は CTV、黄破線は膀胱、ピンク破線は直腸の輪郭を示す。ダイス係数は CTV で(a) 0.67 と(b) 0.82、膀胱で(a) 0.84 と(b) 0.92 であった。

## 5 DIR を利用する際の注意点、実施体制

DIR は様々な画像とそれに附随する情報を利用する技術であり、作業全体に渡ってそれらの情報の関連付けに間違いがないように注意しなければならない。また、臨床で DIR を使用する場合は、適用する部位及び使用するアルゴリズムやパラメータごとにその精度を検証し、コミッショニングしなければならない。

DIR を実行するソフトウェアは、治療計画装置と同様の品質管理及び品質保証が必要である。従って、DIR ソフトウェアの品質管理について責任をもって実施する者（医学物理士等）を指定することが望ましい。

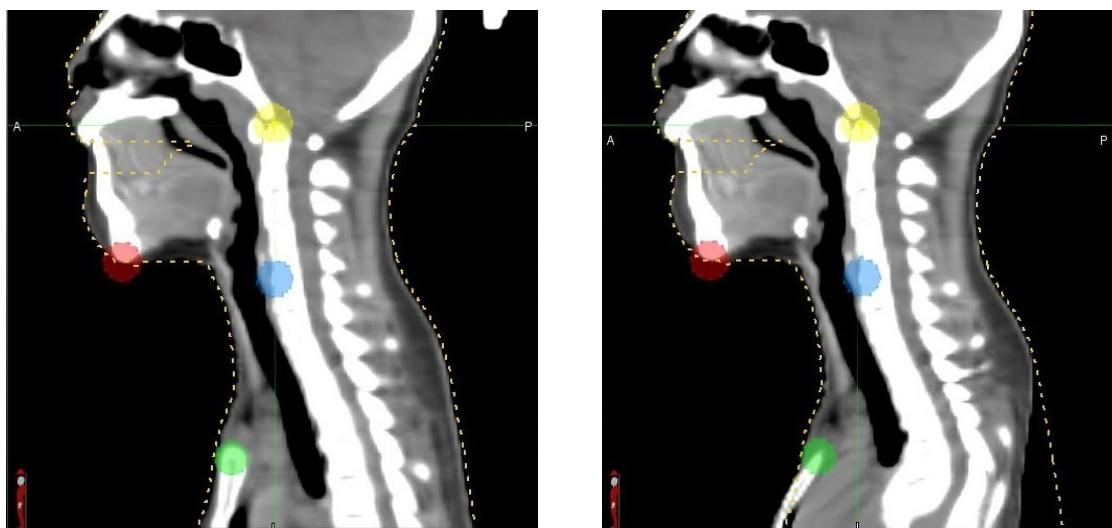


図 5. 2つの CT 画像を DIR する前の RIR ステップにおいて、(a)軸突起尖端、又は(b)頸椎 5 番に位置合わせてから DIR した場合の変形画像の比較。各点（黄（軸突起尖端）、赤（オトガイ）、青（頸椎 5 番前縁）、緑（胸骨上縁））の TRE は、それぞれ黄：(a)1.2 mm と(b)1.1 mm、赤：(a)2.0 mm と(b)2.7 mm、青：(a)1.7 mm と(b)1.4 mm、緑：(a)1.1 mm と(b)8.6 mm だった。

## 6 DIR のアセスメント

DIR を実施した結果が臨床使用可能かどうかを判断するためには、症例ごとに DIR の精度を視覚的評価と定量的評価で総合的に評価する、いわゆるアセスメントが必要になる。また、アセスメントの結果をレポート化し、閲覧可能にすることで、今後の治療方針決定の際に有効な参考情報となる。

更に、典型的な症例の場合は、定量的な指標について統計学的に解析することができる。部位毎に平均値や標準偏差が求まれば、新たな類似症例で DIR を実施したときに妥当な精度であるかどうかを判断する材料となる。一例として、表に頭頸部 17 症例の再治療計画時における各臓器のダイス係数とハウスドルフ距離の解析結果を示す。CTV 等の標的については各症例で形状が大きく異なるため、参考にならないかもしれないが、正常臓器については評価しやすい。臓器の大きさにも依存するが、目安として、ダイス係数が 0.8 以上あれば DIR の精度は比較的良好とされている[1]。

DIR 実施のアセスメントをどれだけ実施しても結果に確信をもてない場合があるが、その後の臨床的なフォローアップによる画像評価で後方視的に DIR の精度を評価できることもあるため、アセスメント結果をレポートとして記録することは非常に重要である。

表. 頭頸部 17 症例における各臓器の DIR と RIR のダイス係数とハウスマルフ距離の平均値と標準偏差。

輪郭	ダイス係数		ハウスマルフ距離 (mm)	
	DIR	RIR	DIR	RIR
CTV_70Gy	0.83 ± 0.10	0.77 ± 0.14	15.2 ± 5.8	14.2 ± 5.5
眼球 *	0.87 ± 0.09	0.60 ± 0.27	4.7 ± 1.5	8.4 ± 4.4
視神経系 *	0.61 ± 0.21	0.28 ± 0.28	5.6 ± 2.0	8.4 ± 3.5
脳幹	0.84 ± 0.21	0.77 ± 0.22	6.9 ± 2.0	7.6 ± 4.0
脊髄	0.76 ± 0.19	0.62 ± 0.25	17.5 ± 18.9	18.4 ± 17.9
耳下腺 *	0.82 ± 0.07	0.69 ± 0.18	9.6 ± 3.3	10.6 ± 4.1
下顎骨	0.58 ± 0.37	0.55 ± 0.28	17.6 ± 13.8	15.3 ± 11.4
頸下腺 *	0.76 ± 0.19	0.59 ± 0.25	8.2 ± 3.4	12.1 ± 6.4

\* 左右対がある臓器については、1 症例につき 2 サンプルとして集計した。

## 7 終わりに

本報告では、DIR ガイドライン 2018 の極一部と、筆者の環境から DIR を日常で利用するための工夫や考え方について、簡単ながら紹介した。本ガイドラインや本稿に挙げた DIR の利点や注意点、精度検証法を踏まえ、臨床で DIR を積極的に活用して頂きたい。

## 謝辞

本ガイドラインおよび本発表をするにあたり、JASTRO QA 委員会 DIR ガイドラインワーキンググループの構成員の皆様より多大なご助力を頂きました。厚く御礼申し上げます。

## 参考文献

- [1] K.K. Brock, S. Mutic, T.R. McNutt, *et al.*, Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132, *Med. Phys.*, 44 (2017) e43-e76.
- [2] 木藤哲史, 今江禄一, 角谷倫之, *et al.*, 放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン 2018 年版, 日本放射線腫瘍学会, 2018.
- [3] X. Yang, N. Wu, G. Cheng, *et al.*, Automated segmentation of the parotid gland based on atlas registration and machine learning: a longitudinal MRI study in head-and-neck radiation therapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 90 (2014) 1225-1233.
- [4] J. Yang, A. Amini, R. Williamson, *et al.*, Automatic contouring of brachial plexus using a multi-atlas approach for lung cancer radiation therapy, *Pract. Radiat. Oncol.*, 3 (2013) e139-147.
- [5] S. Thornqvist, J.B. Petersen, M. Hoyer, *et al.*, Propagation of target and organ at risk contours in radiotherapy of prostate cancer using deformable image registration, *Acta Oncol.*, 49 (2010) 1023-1032.
- [6] N. Hardcastle, W. van Elmpt, D. De Rysscher, *et al.*, Accuracy of deformable image registration for contour propagation in adaptive lung radiotherapy, *Radiat. Oncol.*, 8 (2013) 243.
- [7] T. Yamamoto, S. Kabus, T. Klinder, *et al.*, Four-dimensional computed tomography pulmonary ventilation images vary with deformable image registration algorithms and metrics, *Med. Phys.*, 38 (2011) 1348-1358.
- [8] M. Guckenberger, A. Kavanagh, M. Partridge, Combining advanced radiotherapy technologies to maximize safety and tumor control probability in stage III non-small cell lung cancer, *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Rontgengesellschaft ... [et al.]*, 188 (2012) 894-900.

- [9] D.L. Schwartz, A.S. Garden, S.J. Shah, *et al.*, Adaptive radiotherapy for head and neck cancer--dosimetric results from a prospective clinical trial, *Radiother. Oncol.*, 106 (2013) 80-84.
- [10] L. Dong, Online Adaptive Radiotherapy: Are We Ready?, AAPM Summer School, 2011.
- [11] S. Senthil, G.H. Griffioen, J.R. van Sornsen de Koste, *et al.*, Comparing rigid and deformable dose registration for high dose thoracic re-irradiation, *Radiother. Oncol.*, 106 (2013) 323-326.

第76回放射線治療部会（横浜市）シンポジウム  
「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR)の利用」

座長集約

国立がんセンター東病院  
都島放射線科クリニック

有路 貴樹  
辰己 大作

日本放射線腫瘍学会（JASTRO）から放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン（DIR ガイドライン）が 2018 年 3 月に公開されました。このガイドラインを作成するにあたり、文字に書ききれない部分や削除されてしまった部分、より重要で理解して欲しい部分などを実際のガイドライン著者から講演して頂き、ガイドラインの趣旨や利用方法等を正しく学ぶ機会を設けるためにシンポジウムを開催致しました。

本シンポジウムでは、リアルタイムアンケートを利用して、会場の皆様より DIR に関する実態等の情報を収集しながらディスカッションを進めていきました。DIR 装置は多くの施設で導入されていますが、リアルタイムアンケートの結果では DIR 装置を保有していない施設が半数以上を占めています(Fig.1)。シンポジウム講演前の「DIR 技術に対するイメージ」をアンケートしたところ、“便利で有用”及び“便利だけど煩雑”が合計で 91%(242 件)と便利だと感じている方が大半を占めましたが、一方、“さほど有効ではない”及び“不要”も 9%(24 件)程度ありました(Fig.2)。一連の教育講演、シンポジウムを行ったシンポジウム講演後の結果は“さほど有効ではない”及び“不要”と考える方が 4.2%(7 件)に減少したことから(Fig.3)、DIR シンポジウムを通して、より DIR の有効性が理解いただけたと考えています。

第76回放射線治療部会

Question 1

DIR装置を保有していますか

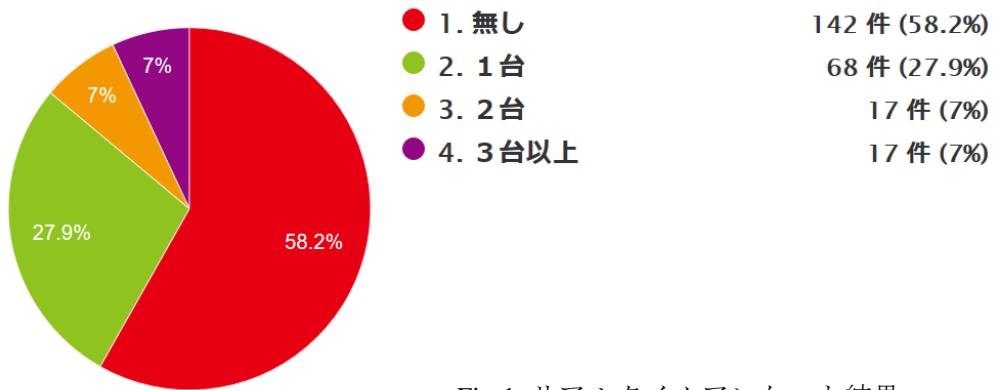


Fig.1 リアルタイムアンケート結果

## 第76回放射線治療部会

### Question 3

DIR技術に対するイメージを教えてください

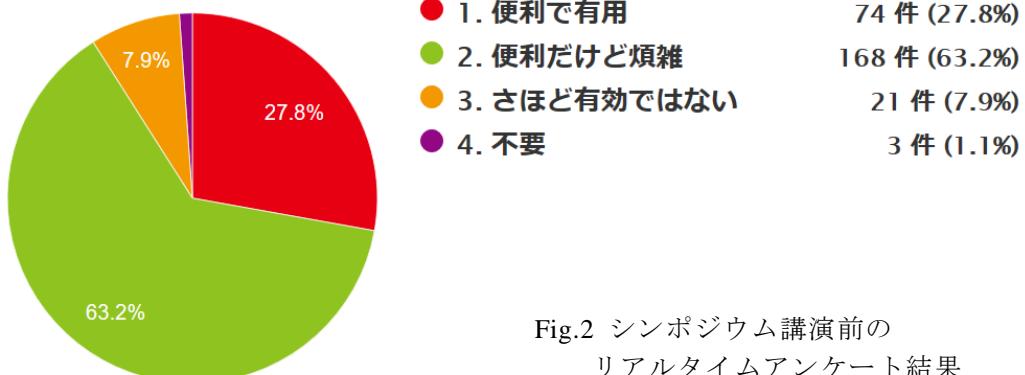


Fig.2 シンポジウム講演前の  
リアルタイムアンケート結果

## 第76回放射線治療部会

### Question 5

シンポジウムを聞いてDIR技術に対するイメージを教えてください

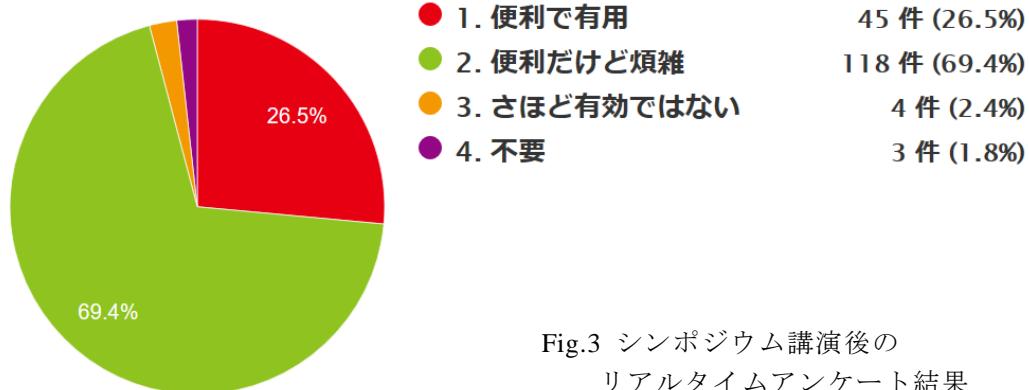


Fig.3 シンポジウム講演後の  
リアルタイムアンケート結果

教育講演で DIR ガイドラインの概要を解説頂いた後の DIR シンポジウムでは 4 名のシンポジウムの先生方に DIR のアルゴリズムの基礎から、受け入れ時のコミッショニングや QA、臨床使用時の注意点や様々な利活用まで、わかりやすく解説頂きました。DIR 装置に搭載されているアルゴリズムは施設により変わるわけではないのに施設ごとにコミッショニングを実施する意義はあるのか？と、考える方もいるかもしれません。しかしコミッショニングを通して操作方法を熟知することができ、DIR 装置自体がもつ限界を知ることも重要です。また撮影条件や症例により DIR の精度も変化するため、DIR 適応後の画像や変形ベクトルの確認も重要となります。

国立がん研究センター東病院では、早い時期より DIR 装置が導入されたものの、最初全く利用しない期間が数か月ありました。しかしこの利便性と操作を覚えると、こんな便利な装置だったのかということに気付かされます。そして自施設の臨床業務手順や業務フローさえも変えてしまうほど、業務に浸透しているのが現状です。DIR の導入を予定している施設や導入した施設では、ぜひ DIR ガイドラインをご活用いただき、DIR を適切に使用されることを望む次第です。

第 76 回放射線治療部会（横浜）シンポジウム  
「放射線治療における Deformable Image Registration の利用」

## 1. DIR のアルゴリズム-装置の違いを含めて-

金沢大学 武村 哲浩

この大会の直前に日本放射線腫瘍学会から DIR のガイドラインが公開されたように、昨今 Deformable image registration (DIR) に注目が集まっている。DIR のアルゴリズムを理解することは、臨床使用における DIR アルゴリズムの特性を理解することになり、さらに DIR ソフトの QA やコミッショニングにおいてその結果を理解する上で大きな助けとなる。本シンポジウムでは、昨年の秋季大会での講演に引き続き DIR アルゴリズムについて、主に秋季大会で話をしなかった finite element method (FEM) を中心に解説した。

DIR アルゴリズムの要素としては 3 つに分けることができる。それらは、deformation, similarity metric, optimization である。市販の DIR ソフトにおいてはアルゴリズムの詳細はふせられているが、名称や公表されている情報から deformation の方法により free form deformation (FFD) 系, demons 系, FEM 系に分けることができる。Table 1 には DIR ソフトと deformation 方法の分類を調べられた範囲とする。Deformation 方法としては、FFD や Demons に関してはすでに秋季大会で説明したため、ここでは FEM について、研究室で FEM をもじいて開発した DIR アルゴリズムを例に説明した。

Table 1 DIR software and deformation method

Deformation method	DIR software
FFD	B-Spline: Velocity AI (Varian Medical Systems) Intensity based: MIM Maestro (MIM Inc.,) RTx (MIRADA Medical)
Demons	The Dynamic Planning Module of Pinnacle39.6 (Philips Healthcare) The DIR tools in Eclipse version 11 (Varian Medical Systems) Anatomically constrained deformation algorithm (RaySearch)
FEM	Morpheus (RaySearch)

FEM では、FFD 同様にある程度の間隔を持った節点を用いて計算する。ただし FFD ではその節点の変形量を計算することで変形ベクトルを計算していたのに対して、FEM では節点間のつながりもしくは節点で囲われる体積から変形を抑制する項を計算することに使用する。また節点の配置は FFD のように等間隔ではなく、画像から臓器の辺縁などを抽出し、それらの点を粗につなげることで 2 次元データの場合には三角形、3 次元データの場合には四面体を作る[1]。Fig. 1 に四面体要素に分割したデジタルファントムの画像を示す。

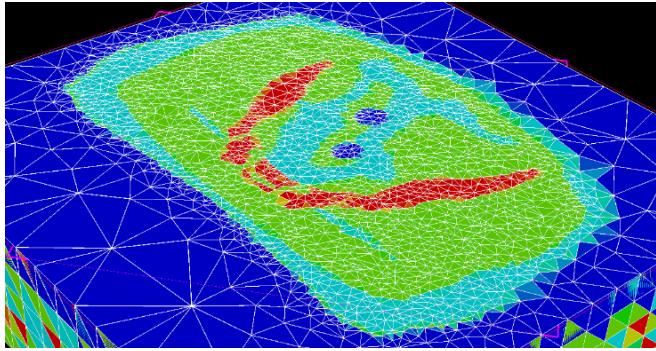


Fig. 1 Example of mesh

繰り返し処理の中で、一時的に計算された各画素の変形ベクトルから各節点の変形ベクトルを計算し、ある節点を中心とし接続する周辺節点と作る四面体要素の集まりの体積から一時的な変形ベクトルを引き戻す量を計算する。それらの処理により節点の移動位置が決まり、節点の移動ベクトルから各画素の移動ベクトルを得る。この処理を繰り返し行うことにより正しいと思われる位置に画素を移動していく。ここで中心節点を引き戻す処理にヤング率やポアソン比を設定して計算されるが、FEM のメリットは引き戻す処理が各節点で調整でき、我々の手法のように CT 値を元に設定することもできる [2]。また、FEM はそれ単体でしか処理できないわけではなく、その他の DIR アルゴリズムと合成して処理することもできる[3]。

FEM であれ、deformation の処理以外はその他の DIR アルゴリズムと同等であり similarity metric や optimization が必要となる。画素の移動が適切かどうか、つまり画像の変形が合っているかどうかを判断する指標が similarity metric である。類似度とも言われ、一般に sum of squared difference (SSD) や normalized cross correlation (NCC), mutual information (MI) などがよく採用される。国内市販 DIR ソフトで言えば、MIM が SSD, VelocityAI が MI, RayStation が NCC を用いていると聞く。一般的に、SSD や NCC は同一モダリティのレジストレーションに最適で、MI は異なるモダリティにおいても冗長な結果を出してくれる特徴がある。一概にどの similarity metric がいいとは言えず、他のアルゴリズムの要素との兼ね合いや、DIR ソフトのコンセプトなどにより選択されていると考える。

Deformation し similarity metric を求めた後、その similarity metric を最小化するのが optimization である。Optimization は DIR の計算において重要な部分を担うが、あまり注目されることではなく各 DIR ソフトがどのような optimization の方法を用いているかの情報も少ない。調べた中では、VelocityAI が処理の選択項目でマルチパスの処理を設定することができる。これは DIR 対象画像の解像度をまず粗くして DIR をを行い、順次もとの解像度まで段階的に解像度をあげていき処理を行う手法である。これは optimization の処理で問題となる極小値に捕まることを避ける処理となる。

DIR の精度について、市販の DIR ソフトの精度について比較した論文は新しいものでは Pukala J [4] のようにいくつかあるが、Kadoya らの報告[5]が示すとおり、DIR ソフトの習熟度、パラメータ設定によってもその精度が変わってくる。そのため、臨床利用する際には DIR ソフトをデフォルト設定でそのまま使用するのではなく、ユーザーが能動的に調整し運用していくべきである。

最後に、昨年度秋季大会の専門講座と今年度総会での治療部会において DIR について話した内容が、臨床で DIR を使用しようとする際に役立ってもらえることを祈ります。

## 参考文献

1. Y. Yang, et al. A fast approach for accurate content-adaptive mesh generation. *IEEE transactions on image processing*, 12(8):866–881, 2003
2. 塚本康典 他, 体組織を考慮した Deformable Image Registration アルゴリズムの開発. 日本放射線腫瘍学会 第31回高精度放射線外部照射部会学術大会(2018.2.10, 大阪)
3. Sharifi H, et al. Utilization of a hybrid finite-element based registration method to quantify heterogeneous tumor response for adaptive treatment for lung cancer patients. *Phys Med Biol.* 63(6): 065017, 2018
4. Pukala J et al. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *JACMP* 17(3), 25-40, 2016
5. Kadoya N, et al. Multi-institutional Validation Study of Commercially Available Deformable Image Registration Software for Thoracic Images. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 96(2), 422-431, 2016

第 76 回放射線治療部会（横浜）シンポジウム  
「放射線治療における Deformable Image Registration の利用」

## 2. DIR の受入試験, コミッショニング, QA

徳島大学病院 佐々木 幹治

本講演では、DIR を臨床現場で導入するにあたり推奨されている受入試験およびコミッショニングが必要である理由と患者毎に実施される QA および定期的な QA について報告を行った。なぜ、受入試験やコミッショニングが必要であるかというと、モダリティ画像（CT もしくは MR など）や適応部位（肺もしくは前立腺などの骨盤臓器）によって DIR の精度が異なることが挙げられる。また、商用のソフトウェアであったとしても DIR を行った結果は、毎回同一の結果を示さないことが知られている。また、使用方法によっても DIR の精度に違いがあるとの報告がある [1]。それでは、そもそも DIR の精度検証方法には、どのようなものが挙げられるかというと視覚評価、輪郭情報に基づく定量評価、解剖学的指標を使用した定量評価である。当院で使用している商用ソフトウェアである Velocity™（VARIAN 社製）であれば 視覚評価用のツールとは、スパイグラス、カラーブレンド、サブトラクションがある(Fig.1)。



Fig. 1 Velocity™の視覚評価ツール

視覚評価は、簡便に利用できる事がメリットではあるが、評価者の主観的な判断が精度評価に影響を与えるために注意が必要である。臨床で使用する場合には、観察者間での評価のばらつきを低減させるための統一した判定基準を作成する必要がある。具体的な評価法の例として、TG132 から“画像全体が良好に一致している”を示す 0 から“利用すべきでない”を示す 4 までの 5 段階尺度を用いて評価する方法が示されている [2]。輪郭情報に基づく評価は、被変形画像と目標画像の両画像上に輪郭が作成されている場合のみ使用が可能である。DIR のアルゴリズムによって算出された変形ベクトル場を被変形画像の輪郭に適用させることで、目標画像上に変形した輪郭が作成される。作成された輪郭と目標画像上の輪郭の一一致度から、DIR の精度を双方の輪郭の類似度として評価する手法である。指標としてダイス係数、ジャッカード係数、ハウスドルフ距離等がある。これらの指標を用いた方法では、DIR の精度を定量的に評価できるが、体積の一一致度のみを評価しているためボクセル単位での一致度を評価することはできない。解剖学的指標を使用した方法は、2 画像上で同一の解剖学的特徴を示す位置にそれぞれ指標点を設置し、その 2 点の座標差を DIR の誤差として評価する方法である。ただし、変形画像の画質が悪く、解剖学的指標を設置しにくい場合には正確な評価が困難な場合がある。その際には、変形量を利用した評価もひとつの評価法となりうる。つまり、線形レジストレーションを基準とし

て DIR を利用した場合の違いについて有意性を評価する方法である。

DIR の受入試験は、仕様書通りに DIR 装置が稼働することを確認するために行う試験である。当院で使用している Velocity™の受入試験では、物理ファントムを使用した転送チェック、距離と体積、conformality calculations、DVH calculation がある (Fig. 2)。いずれの受入試験についてもソフトウェアに実装されているツールを利用し、正常通り動作することの確認を実施することである。

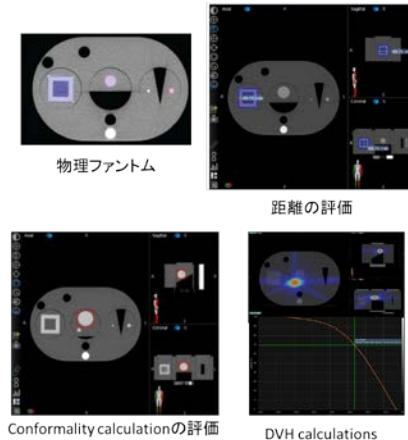


Fig. 2 Velocity™の受入試験の一例

コミッショニングに用いられる精度検証用のツールは 2 種類あり、ファントム（物理ファントムと仮想ファントム）または、患者画像である。2 種類の精度検証用ツールにはメリットとデメリットがある。物理ファントムもしくは仮想ファントムを使用した場合には、DIR ソフトウェアで求めたボクセル単位の変形量と既知の変形量を比較することで容易にボクセル単位の空間的精度を評価できることがメリットである。現実に近い変形を再現できることは可能であるが、臨床条件を完全に再現することは不可能である点はデメリットである。患者画像を使用した場合には、臨床で使用する目標画像と被変形画像を使用するため、臨床条件での検証が可能である点はメリットである。しかし、ファントムでの検証とは異なり変形量が既知ではないため、正確な空間的 DIR 精度を評価することは困難であることがデメリットとして挙げられる。いずれも、全ての臨床使用条件を網羅した評価を行うことは困難であるため患者毎に DIR の精度を確認することが望ましい。コミッショニングにおける定量評価を行う際の注意点としては、輪郭情報を用いた手法では、ボクセル単位での精度評価ができないことである。解剖学的指標を用いた手法では、ボクセル単位での精度評価は可能であるが、腫瘍や軟部組織等の解剖学的指標を設置できない部位では使用が困難である。そのため、評価方法のメリットとデメリットを補うように組み合わせて評価することが推奨されている。

DIR の患者 QA における精度評価では、画像を重ねあわせ表示し目視で確認したうえで、過剰な変形が評価対象の領域で生じていないかを変形量を表示して確認手法が用いられている。また、DIR による合算線量の最大線量又は最小線量 ( $D_{max}$ ,  $D_{min}$ ,  $D_{2cc}$  等) を評価する場合は、照合の誤差によって線量を過小又は过大に評価する可能性があるため、DIR の精度を考慮して評価することが推奨されている。

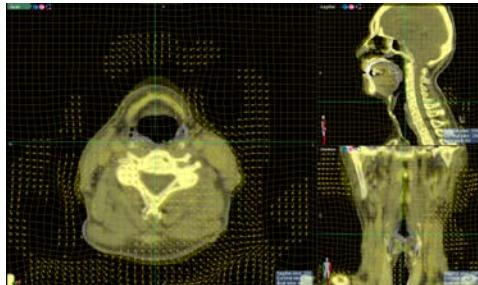


Fig. 3 Velocity™における変形量評価の一例

DIR の定期的 QA では、コミッショニングで評価したデータを基準として使用し、試験結果の不变性を確認することとされている。ソフトウェアのバージョンアップ等によりシステムの仕様が変更された場合は、再度 DIR の精度を評価しなければならない。この項目においてもコミッショニングで評価したデータを基準として使用することが望ましいとされている。

前述の内容を踏まえた上で、臨床使用前には、臨床運用を議論したうえでコミッショニングおよび患者 QA を実施する必要がある。

#### 【参考文献】

[1] Kadoya N, Nakajima Y, Saito M, et al. Multi-institutional Validation Study of 1109 Commercially Available Deformable Image Registration Software for Thoracic Images, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 96 (2016) 422-431.

[2] Brock K.K. Mutic S. Todd R., et al. Use of Image Registration and Fusion Algorithms and Techniques in Radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132

第 76 回放射線治療部会（横浜）シンポジウム  
「放射線治療における Deformable Image Registration の利用」

### 3. DIR の臨床への応用と注意点 -自動輪郭抽出・線量分布合算-

関西医科大学 武川 英樹

#### 1. はじめに

非剛体画像照合 (DIR: Deformable Image Registration) は変形を考慮した画像位置照合を行うことが可能な手法であり、使用者の認識に関わらず近年販売されている治療計画装置、及び治療計画支援装置の多くに導入されてきている。

DIR では画像間の変形を計算しており、この過程で得られる変形量 (DVF: Deformation Vector Field)、すなわち計算された画像間の対応点 (一致点) を示すベクトル場を利用して治療計画における自動輪郭抽出や線量分布合算が行われている。4 次元放射線治療や適応放射線治療は治療中や治療期間中の変化を考慮する治療法であり、これを効率的・効果的に実現する上で DIR が重要な役割を担っている。

#### 2. 自動輪郭抽出

自動輪郭抽出では、アトラスベースと呼ばれる既存輪郭情報に基づいて輪郭抽出を行う手法に DIR が用いられている。DIR を用いた自動輪郭抽出の手順を図 1 に示す。自動輪郭抽出を行いたい（何も描かれていない）画像とアトラスの画像との変形量を DIR により求め、その変形量をアトラスの領域抽出情報に当てはめ変形させることで抽出したい画像における輪郭とすることができる。

自動輪郭抽出にはセグメンテーションとプロパゲーションと呼ばれる手法がある。どちらも手順は同じであるが、自動輪郭を行うための基準となるアトラスが他人の情報（図 1.a）か自身の事前情報（図 1.b）であるかが大きな違いである。当該患者に事前の輪郭情報を有しない治療計画時の自動輪郭抽出にはセグメンテーションが有用であり、治療期間中に再治療計画画像を取得した場合や再照射など当該患者に事前の輪郭情報を有する場合や、4DCT のある呼吸位相の画像の輪郭を基に他の呼吸位相の画像における輪郭の抽出を行う場合にはプロパゲーションが有用である。

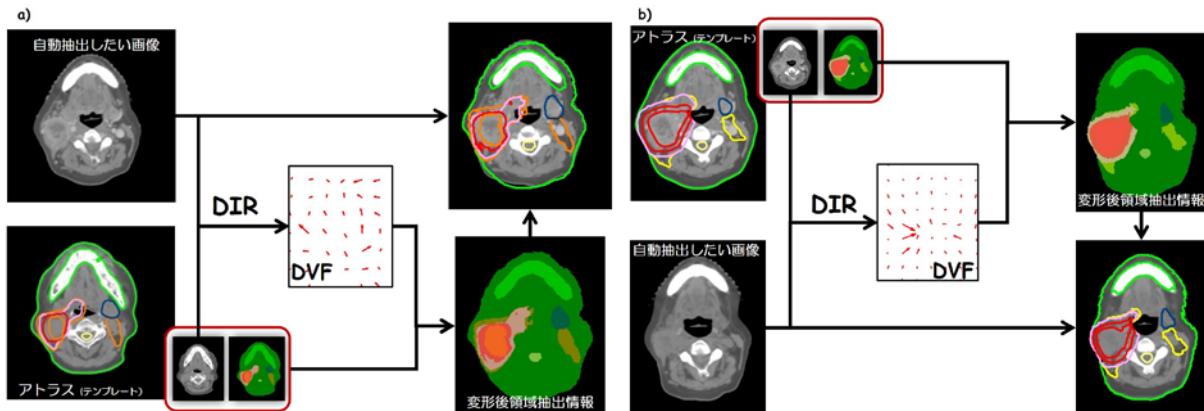


図 1 自動輪郭抽出の基本的な手順 a) セグメンテーション、b) プロパゲーション

自動輪郭抽出のメリットは、抽出する輪郭の再現性の向上ならびに輪郭抽出に費やす時間の短縮であ

る。頭頸部癌、乳癌において自動輪郭抽出を行うことで、描出する輪郭のバラツキが観察者間で有意に減少することが示され、また自動輪郭抽出により 30%程度の時間短縮が図れたとの報告がされている<sup>1),2)</sup>。しかし、自動輪郭抽出により輪郭の再現性は向上するが、その正確性は用いるアトラスに依存するので注意が必要である。アトラスの選択に関して医師の治療方針に一致したアトラスを選択することが、一番期待する輪郭を得やすい傾向にあるとの報告があり、シングルアトラスによる自動輪郭抽出より、複数のアトラスを使用するマルチアトラスによる自動輪郭抽出の方が、一般的に抽出精度は良くなることが示されている<sup>3)</sup>。

### 3. 線量分布合算

異なる画像で線量計算された線量分布の合算は、単純な画素毎の合算は適切ではなく画像間の解剖学的対応点に基づく必要がある。この対応点の計算に DIR により求められる変形量が用いられる。

図 2 に線量分布合算の手順を示す。図 1 と比べるとよくわかるが、手順は基本的に自動輪郭抽出と同じである。画像間の変形量を DIR により求め、それを用いて変形させる対象が線量分布となっている。

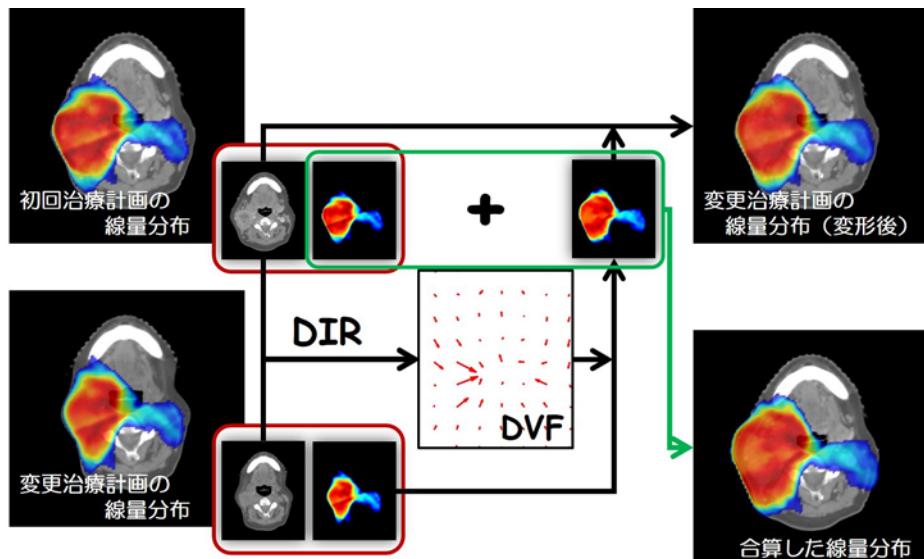


図 2 線量分布合算の基本的な手順

自動輪郭抽出は結果として得られる輪郭は、画像上正解が判定可能であるため人の手によって修正できるのに対し、線量分布の変形は正解が不明であるため、人の手による修正は困難である。そのため、計算結果をそのまま受け入れる必要があり、DIR により変形量の計算精度が線量分布合算の精度に直結する。ただし、線量分布合算に求められる局所的な変形量の精度は線量分布の勾配に依存する<sup>4)</sup>。高線量勾配の点では誤差 1 mm 程度の正確な変形が要求されるのに対し、低線量勾配の所では 20 mm を超える大きな誤差でも問題とならない。

採用する DIR のアルゴリズムによっては計算される変形量に変化が生じる為、合算結果にも変化が生じる<sup>5)</sup>。これにより、線量分布合算の結果に基づき治療計画の変更を行うような判断を行う場合には、DIR アルゴリズムの違いが臨床判断に影響を及ぼしうるので注意しておかなければならぬ。また、DIR を用いた線量分布合算は画像間に一致点があるとの仮定の下に行われているため、画像間で体形変化、腫瘍の縮小・増大など発生している場合は方法論的な不確かさを含んでおり、その結果の解釈には注意を要する。

#### 4. おわりに

近年の治療計画装置、治療計画支援装置には、DIR を応用した機能である自動輪郭抽出及び線量分布合算の機能が搭載されており、それらは 4 次元放射線治療や適応放射線治療において重要な役割を担っているため、今後ますます臨床で使用する機会が増加していくと考えられる。

しかし、注意しなければならない点もまだ多く存在しており、コミッショニングによる計算精度の検証、症例毎の計算結果の確認を実施し、現時点でのアルゴリズム・方法論的不確かさ・問題点を把握した上での使用が望まれる。

#### 参考文献

1. Chao, K. S. C., Bhide, S., Chen, H., et al. Reduce in Variation and Improve Efficiency of Target Volume Delineation by a Computer-Assisted System Using a Deformable Image Registration Approach. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 68(5), 1512–1521, 2007.
2. Reed, V. K., Woodward, W. A., Zhang, L., et al. Automatic Segmentation of Whole Breast Using Atlas Approach and Deformable Image Registration. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 73(5), 1493–1500, 2009.
3. Yang, J., Beadle, B. M., Garden, A. S., Gunn, et al. Auto-segmentation of low-risk clinical target volume for head and neck radiation therapy. *Pract. Radiat. Oncol.*, 4(1), e31–e37, 2014.
4. Saleh-Sayah, N. K., Weiss, E., Salguero, F. J., et al. A distance to dose difference tool for estimating the required spatial accuracy of a displacement vector field. *Med. Phys.*, 38(5), 2318–2323, 2011.
5. Veiga, C., Lourenço, A. M., Mouinuddin, S., et al. Toward adaptive radiotherapy for head and neck patients : Uncertainties in dose warping due to the choice of deformable registration algorithm Toward adaptive radiotherapy for head and neck patients : Uncertainties in dose warping due to the choice of def. *Med. Phys.*, 42(2), 760–769, 2015.

第 76 回放射線治療部会（横浜）シンポジウム  
「放射線治療における Deformable Image Registration の利用」

## 4. DIR の臨床での様々な利活用

東京大学医学部附属病院 今江 祿一

本講演では、DIR の臨床での様々な利活用について、DIR の有用性や課題を共有することを目的として、臨床上の課題と DIR への期待、当院の現状と取り組みについて報告を行った。臨床上の課題として、放射線治療の照射対象はヒトであるため、腫瘍（標的）の位置が呼吸によって移動、もしくは、治療の経過とともに腫瘍の縮小や患者の体重変化が起こりうる（Fig. 1）。これらすべてに対応することは困難であり、治療計画と実際の線量分布には少なからず差異があるのが現状である。この線量分布の差異に対して DIR は柔軟に対応することが期待されている。

当院では、強度変調放射線治療（intensity-modulated radiation therapy : IMRT）が全症例の 3 割程度、コーンビーム CT（cone-beam CT : CBCT）もしくはメガボルト CT（mega-voltage CT : MVCT）を利用した画像誘導放射線治療（image-guided radiotherapy : IGRT）は全症例の 7-8 割程度、体幹部定位放射線治療（stereotactic body radiotherapy : SBRT）では照射中の CBCT 画像も取得している。DIR は統合型の治療計画装置である RayStation（RaySearch 社製）を利用して実施可能であるが、研究用のライセンスのためデータの出力はできない仕様となっている。また、日々の線量評価と積算線量を評価する Dose Tracking も利用可能であるが現状は未使用である。

DIR のガイドライン[1]の線量分布の合算を参考にすると、DIR が有効活用される症例として、①照射中に標的が動く、②治療期間内に体重変化や形態変化が生じる、③再照射や過去の照射範囲の隣接部位、④異なる照射技術を組み合わせて治療を行う（例：外部照射と腔内又は組織内照射の線量分布の合算）、などが挙げられる。以下は当院の現状と取り組みについて記載する。

### ①照射中に標的が動く症例

胸部を対象とした SBRT の治療計画では、呼吸同期 CT 画像を取得して再構成画像毎（10 位相）から、肉眼的腫瘍体積（gross tumor volume : GTV）を作成後、すべての位相の GTV が含まれるよう ITV（internal target volume）を設定し、線量計算に用いる CT 画像は呼気画像のみを用いている。この場合、I. 照射時の呼吸曲線は治療計画に反映されていないこと、II. ITV の理由により治療計画と投与された線量には差異が生じる可能性があること、III. 標的が動く場合にマルチリーフコリメータと干渉して線量过多や過少線量が生じる可能性（Interplay effect）があることが課題であった。当院の取り組みとして、SBRT で照射中の呼吸などの動的影響を反映した積算線量分布の構築[2,3]を行い、投与線量分布の評価を行えるか検討を行っている。

### ②治療期間内の体重変化や形態変化

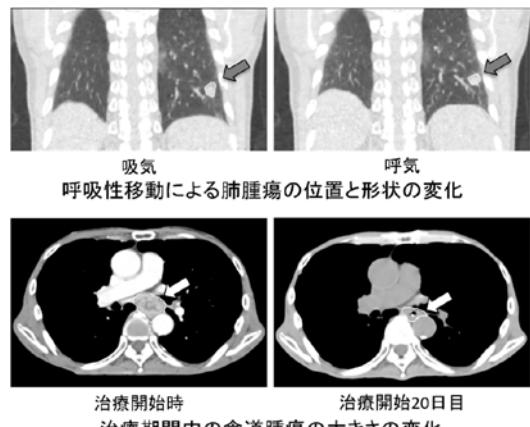


Fig. 1 標的の呼吸性移動や形態変化

頸部に対する(化学)放射線治療を実施した場合には、良好な抗腫瘍効果および比較的強い治療による体重変化があることがある。当院では頭頸部に対する放射線治療では TomoTherapy を用いており、Planned Adaptive (TomoTherapy)によってプラン変更のタイミングやより良い位置補正、最適な患者管理が期待されている。現状では IMRT の再計画を頻繁に行うのは困難であり、また、診療報酬の請求は変更時 1 回しかできない。今後は治療計画との差異の評価や再計画を実施する最良な時期を模索する研究や適応放射線治療 (adaptive radiotherapy : ART) に対応した診療報酬の設定が望まれる。

前立腺では、正常組織の形態変化および前立腺の位置変化が起こりうる。当院では照射前に位置合わせ用の CBCT 画像を収集し、SBRT では照射中においても CBCT 画像を収集している。照射中の CBCT 画像を用いて照射中の臓器の位置を評価することが期待されており、照射中の CBCT 画像と DIR を組み合わせることによって積算線量分布を作成するなど、新たな評価法の確立を模索中である (Fig. 2)。一方、CBCT の画質と DIR の精度や線量計算などの課題もある (Fig. 3)。例えば、画質が低い CBCT において臓器の識別は難しく、臓器の同定に労力がかかることやその精度が懸念される。また、CBCT 画像は直接線量計算に用いるのが困難であるため、計画用 CT 画像を活用することが考えられ、この場合、DIR は必要不可欠な技術である。さらに、照射前の位置合わせの時点では問題ないために照射を実施したもの、照射中にガスの移動が生じることもあり得る。この場合、照射中の CBCT 画像を用いて線量を再評価し、次の日の照射で補うことが期待されるが、現状では労力や採算性の点でその実現が難しい。

③再照射や過去の照射範囲の隣接部位と④照射法が異なる場合について、当院では経験が乏しいため、ガイドラインを参考に報告を行った。

#### ③再照射や過去の照射範囲の隣接部位

再照射や過去の照射範囲の隣接部位では過去の線量分布を考慮して線量分布の作成を行うため、「過去の線量分布」と「新たに作成する線量分布」の線量合算を行うことで、再照射に伴う正常組織の耐容線量の超過を把握することが期待されている[4, 5]。また、新たに作成する治療計画に IMRT を使用する場合、その輪郭を最適化計算用の輪郭として利用することもできる。しかし、過去の照射時の位置精度を考慮することが望ましいことが報告されている。

#### ④照射法が異なる場合

DIR は IGBT (image-guided brachytherapy) で利用され、その利用目的は、外照射と基本的に同じ（輪郭描出支援と線量合算）である。前立腺では、外部照射と高線量率 (Ir-192) 小線源併用治療において DIR を用いて線量分布を 1 つの基準 CT 上で線量合算

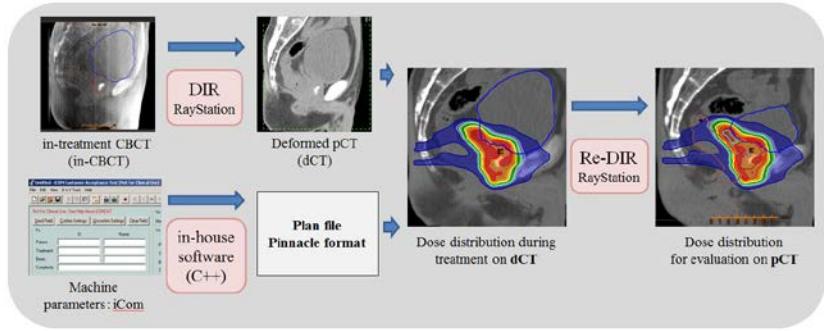


Fig. 2 前立腺における線量再構成の取り組み

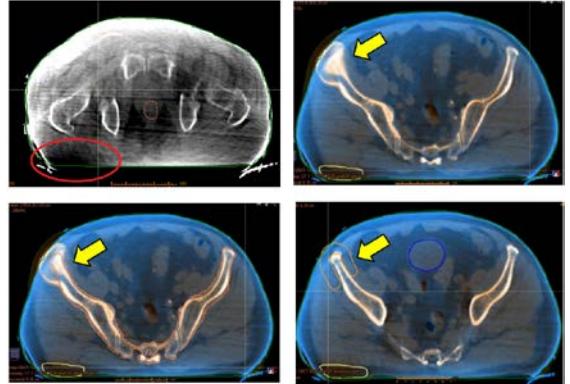


Fig. 3 CBCT 画像と DIR の実施例

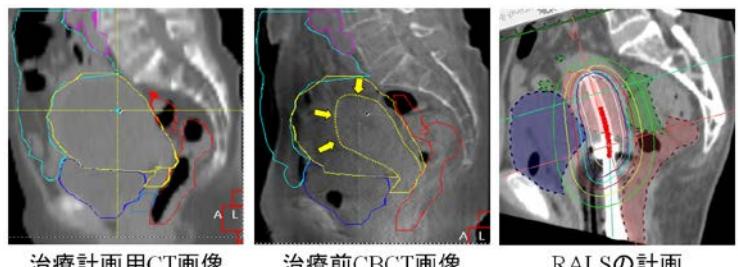


Fig. 4 照射法が異なる場合の一例

した報告[6, 7]や外部照射と永久挿入密封小線源併用治療において DIR を用いて線量合算した報告[8]がある。これら報告では、アプリケータやシード線源によるアーチファクトが DIR の精度を下げる要因となることを注意点として挙げられている。婦人科領域でも DIR は輪郭描出支援と線量合算に使用される。過去には、MRI で描出した標的を治療計画 CT 画像へプロパゲーションすることは正確な標的設定のために有用であるといった報告[9]や外部照射と小線源治療の線量合算が可能であるといった報告[10]がなされている。

以上のように、DIR の臨床での様々な利活用について報告を行った。臨床では様々な要因（呼吸性移動や形態変化など）によって、治療計画と実際の線量分布に差が生じている可能性がある。DIR はそれら線量の差異の評価や改善することが期待される。また、当院の現状と取り組みについて報告した。担当者の明確化や採算性、労力は考慮すべき課題であることや当院でも取り組めていない課題がある。今後もこれら課題について少しでも改善、進歩できるよう取り組んでいく方針である。

### 【参考文献】

- [1] 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会 DIR ガイドラインワーキンググループ, 放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン 2018年版, (2018).  
<https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/guideline/jastro/>
- [2] 今江禄一, 芳賀昭弘, 早乙女直也, 木田智士, 中野正寛, 竹中重治, 竹内幸浩, 白木尚, 矢野敬一, 山下英臣, 中川恵一, 大友邦, 肺定位放射線治療中の呼吸信号および照射制御パラメータを用いた線量分布の再構成, 日本放射線技術学会雑誌, 70 (2014) 1225-1234.
- [3] 今江禄一, 早乙女直也, 竹中重治, 渡邊雄一, 竹内幸浩, 矢野敬一, 中野正寛, 芳賀昭弘, 高橋涉, 山下英臣, 中川恵一, 大友邦, 肺定位放射線治療における積算線量分布の事後評価法の検討, 日本放射線技術学会雑誌, 72 (2016) 251-260.
- [4] S. Senthil, G.H. Griffioen, J.R. van Sornsen de Koste, B.J. Slotman, S. Senan, Comparing rigid and deformable dose registration for high dose thoracic re-irradiation, Radiother. Oncol., 106 (2013) 323-326.
- [5] D.S. Lee, J.Y. Woo, J.W. Kim, J. Seong, Re-Irradiation of Hepatocellular Carcinoma: Clinical Applicability of Deformable Image Registration, Yonsei Med. J., 57 (2016) 41-49.
- [6] C.R. Moulton, M.J. House, V. Lye, C.I. Tang, M. Krawiec, D.J. Joseph, J.W. Denham, M.A. Ebert, Registering prostate external beam radiotherapy with a boost from high-dose-rate brachytherapy: a comparative evaluation of deformable registration algorithms, Radiat. Oncol., 10 (2015) 254.
- [7] S. Sabater, I. Andres, M. Sevillano, R. Berenguer, S. Machin-Hamalainen, M. Arenas, Dose accumulation during vaginal cuff brachytherapy based on rigid/deformable registration vs. single plan addition, Brachytherapy, 13 (2014) 343-351.
- [8] G. Zhang, T.C. Huang, V. Feygelman, C. Stevens, K. Forster, Generation of composite dose and biological effective dose (BED) over multiple treatment modalities and multistage planning using deformable image registration, Med. Dosim., 35 (2010) 143-150.
- [9] L.M. Tait, D. Hoffman, S. Benedict, R. Valicenti, J.S. Mayadev, The use of MRI deformable image registration for CT-based brachytherapy in locally advanced cervical cancer, Brachytherapy, 15 (2016) 333-340.
- [10] B.K. Teo, L.P. Bonner Millar, X. Ding, L.L. Lin, Assessment of cumulative external beam and intracavitary brachytherapy organ doses in gynecologic cancers using deformable dose summation, Radiother. Oncol., 115 (2015) 195-202.

第76回（横浜市）放射線治療部会  
「専門部会講座（治療）入門編」

## 放射線障害防止法の改定について

東京医科大学病院 篠間 晃比古

### はじめに

第76回放射線治療部会「専門部会講座（治療）入門編」において話をした内容と、今回掲載する内容で一部違いが生じていることをお詫びします。理由は平成30年1月5日に放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律施行規則（以下、施行規則という。）の一部が公布され、平成30年4月1日に施行されたが、部門部会講座講演時は私自身の理解不足、解釈の間違いから一部誤った情報を伝えてしまったからである。

### 法律改定の背景

我が国は平成28年1月、IAEA(国際原子力機関)によるIRRS(総合的規制評価サービス:Integrated Regulatory Review Service)を受け、その結果、国際基準との整合性という観点から、我が国は放射線源による緊急事態への対応等、放射線規制に関する取組を強化すべきであるとの勧告を受けた。その勧告は、「放射性物質及び関連施設に関する核セキュリティ勧告」と題された物であった。

IRRSの結果から我が国は、国際的に放射線規制に関し、放射線源による緊急事態への対応等を含め世界的に最も後進国であると指摘されたも同然であった。

それを受け原子力規制委員会（以下、「委員会」という。）は検討チームを設置、議論を重ね約1年後、平成29年2月1日の委員会において放射線障害防止法の改正条文案案を決定した。

その後、第193回通常国会で可決され、平成29年4月14日に原子力利用における安全対策の強化のための核原料物質核燃料物質及び原子炉の規制に関する法律等の一部を改正する法律が公布された。この中で

### 第四条 放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律

（昭和三十二年法律第百六十七号）の一部を次のように改正

### 第五条 放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律の一部を次のように改正する

第四条は公布後1年以内、第五条は3年以内の2段階施行となった。2段階施行となった要因は、従来の安全管理に関する項目に加え、放射性同位元素等の盗取、テロを想定した防護措置（セキュリティ対策）の強化を新たに取り入れたためである。これにより第四条の施行は平成30年4月1日、第五条防護措置と法律名の変更は平成31年9月1日施行を予定している。防御措置の強化を求められる施設は、特定放射性同位元素（24核種）を有し使用をする施設が対象であり、医療機関ではガンマナイフ、血液照射装置、リモートアフターローディング腔内照射装置を有する施設である。リニアックのみを使用している施設は対象外となる。防護措置の強化については平成30年8月10日までパブリックコメントを求めており、この抄録が掲載される時には公布されている可能性がある。よって現在も内容について検討中であるため、今回は暫定で決まっている一部を掲載するに留める。

## 改正の概要

今回の改正において安全管理（以後、セイフティ）と防護措置（以後、セキュリティ）の両方で強く求められたのは、従来の放射線安全管理体制に加え下記の各項目に対し、「責任者、実施者、評価者、評価方法等」を決定し、放射線安全管理について病院全体で組織的な仕組みを、自主的且つ継続的に行う措置を構築することである。さらに、これら全に対し病院長等のマネジメント層が、自発的に取組を講じる責務を有することを理解し放射線安全管理に参画することである。これらについて現状の組織や管理、権限・役割等の実態を洗い出した上で、放射線障害予防規程（以後、予防規程）の記載事項や放射線障害防止に関し必要な措置が組織的に行われるよう、予防規程を見直し改訂し平成31年8月30日までに届け出ことになった。

改正内容は下記のようになっている。

1. 報告義務の強化
2. 廃棄に係る特例
3. 試験、講習等の課目の規則委任
4. 危険時の措置の強化
5. 放射線障害の防止に関する業務の改善の導入
6. 教育訓練
7. 記帳項目の見直し
8. 事業者責務の取り入れ
9. 法律名の変更及び法目的の追加強化
10. 防護措置(セキュリティ対策)の強化

10の防護措置（セキュリティ対策）の強化に関しては、公布前であり変更の可能性があるため、具体的な内容は避けるため参考程度として参照されたい。

医療機関においては前述した項目全てが必要ではない、2から4までの一部は対象外である。

## 放射線障害予防規程について

法令改正に伴い予防規程の内容を見直し届け出るにあたり、施行された内容を部分的に実行するためには、予防規程を順次変更し届け出る必要がある。例えば教育訓練の項目と時間数を変更して適用するには、その部分だけを先に改訂し届ける必要がある。予防規程に規定も届出もせずに変更し運用すれば違法となるため注意が必要である。

原子力規制委員会は予防規程に関して以前より届出されるものに疑問を抱いていた。それは多くの施設がインターネット等より他施設の予防規程をダウンロードし、それを一部変更して届出されていたからである。今回の法令改正に伴い委員会は平成29年12月13日付けで、文書番号原規放発第17121320号原子力規制委員会決定「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」を発し、各施設で十分な検討を行い施設全体で放射線安全管理に取り組むよう指針を発している。また、これと平行して説明会の開催、学会等の講演を積極的に行っている。これらの事から今回の法令改正において委員会は予防規程の充実と、その内容の確実な実行を求めているのがわかる。

「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」は後述の委員会のホームページ（以降HP）からダウンロード可能である。

今回URL表記は記載しない、それはPDF番号が見直しなどにより変更される時があるため、HPのホーム画面から辿ってもらいたい。

【原子力規制委員会 HP ホーム → 政策について → RI 規制 → RI 規制関連法令集 → 審査基準等】

更に説明会での資料も次のとおりに辿るとより詳しい解説がダウンロード可能である。なお、この放射線障害の防止に関する法令改正の説明会画面下部には、資料等より「法令改正の概要」、「放射線障害予防規程について」、「報告義務の強化について」の資料がダウンロード可能となっているので参考にしてもらいたい。

#### 【原子力規制委員会 HP ホーム → 政策について → RI 規制 → 放射線障害防止法とは → 放射線障害の防止に関する法令改正の説明会】

多くの人が興味のあるものは放射線障害予防規程の改定についてであろう。前述した「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」の解説を少し記載する。

「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」の位置づけとして、予防規程に定めるべき記載事項について明確にするものであり、本ガイドを参照しつつ、使用者等自らがその事業の実態を踏まえ、判断し適切な事項を記載することが必要である。本ガイドで示す内容はそれに限定されるものではなく、法令及び施行規則に照らして適切なものであれば、これらに適合するものと判断される。また、本ガイドで示す例示は一例であり、使用者等の実態を踏まえ、適切な事項を明記する必要がある。また、本ガイドに記載していない事項であっても、施設の実態に応じて放射線障害予防規程に記載することが望ましい事項は、各使用者等において判断して記載することが可能である。更に使用者等がそれぞれの実態を踏まえて下部規程を作成する方が効果的な場合には、下部規程を作成する旨を予防規程に記載することで対応可能である。また、予防規程の要求事項について、他法令に基づいて設けた仕組みを活用することも可能であるが、その際には予防規程において活用するその仕組みを明記が必要である。

これらのこと踏まえ「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」には、予防規程に定める事項が掲載されている。内容は次のとおりである。

⑯に関しては対象が極めて大量のRI又は大規模加速器の許可使用者であるため、医療機関で

- |               |            |
|---------------|------------|
| ① 共通事項        | ⑪ 記帳及び保存   |
| ② 職務及び組織      | ⑫ 災害時の措置   |
| ③ 主任者の代理者     | ⑬ 危険時の措置   |
| ④ 施設の維持及び管理   | ⑭ 情報提供     |
| ⑤ RI 等の利用     | ⑮ 応急の措置    |
| ⑥ RI 等の受扱、保管等 | ⑯ 業務の改善    |
| ⑦ 測定          | ⑰ 管理の状況の報告 |
| ⑧ 教育訓練        | ⑱ 廃棄物埋設    |
| ⑨ 健康診断        | ⑲ その他      |
| ⑩ 保健上必要な措置    |            |

は規定する必要はないであろう。しかし、参考になる点は多々あるため一読しておく方が良いと思われる。また、⑯についても対象は許可廃棄業者(廃棄物埋設を行う場合に限る。)であるため、同様に医療機関では規定する必要はない。

共通事項は全事業者が対象となる項目であり、放射性同位元素等及び放射線発生装置の利用形態に応じた管理方法を具体的に規定する。各号に規定する事項の実施に際し、複数の者の承認を必要とする場合には、決定権者又は最終承認者を規定すること。なお、放射線取扱主任者の

確認等を受ける場合は、その旨も規定すること。記載する各々の業務の「責任者」は、例えば、各々の業務の担当部署の長等の権限及び責任を付与された者を規定することである。その他②から⑯の項目に関してはガイドを参照して施設で検討し、最終的に平成31年8月30日までに作成し届け出る。これ以降は法令改正の内容に戻ることにする。

## 報告義務の強化

平成30年4月1日施行より事故の報告を事業者の義務として法律上で規定。旧施行規則第39条第1項の報告事象(事故報告)に、危険時の措置の届出を行う事象を対象とし、事故報告と危険時の措置の届出を一本化し、改正施行規則第28条の3各号（事故等の報告）に規定した。これに関して委員会より【制定 平成 29 年 12 月 13 日 文書番号 原規放発第 17121315 号 原子力規制委員会決定 「放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律第31条の2の規定に基づく 放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律施行規則第28条の3の規定 による原子力規制委員会への事故等の報告に関する解釈】が発信されているため、委員会ホームページよりダウンロードして参照されたい。

辿り方は

【原子力規制委員会 HP ホーム → 政策について → RI 規制 → RI 規制関連法令集 → 審査基準等】  
【原子力規制委員会 HP ホーム → 政策について → RI 規制 → 放射線障害防止法とは → 放射線障害の防止に関する法令改正の説明会 → 資料等】

委員会への事故故障等の報告について、変更点概要は以下のとおりで「事故報告基準」が示されている（改正規則第28条の3）

- 事故の報告には、原因究明や再発防止策等を含み、放射性同位元素等の取扱いに関して専門的な知識が必要となることに加え、事業者の責任をより明確化するため、報告義務を事業者に課し、運搬を委託された者を除外
- 改正前の規則第39条第1項第5号では、放射性同位元素等が管理区域内で漏えいした場合の除外規定が限定されているため、排気設備の機能が適正に維持されている場合と表面密度限度までの漏えいを除外要件に追加
- 改正前の規則第39条第1項第6号では、使用施設で人が常時立ち入ることができる場所の線量限度のみを規定していたが、使用施設に限定せず、施設基準が規定されている放射線施設を対象

## 事故報告の基準

改正施行規則第28条の3各号に詳細が記されているので参照されたい。また、発生した報告事項に関して使用者等が、委員会に対する報告の前に当該報告について公表すること（関係機関に対し、その時点で判明している事象の経緯及び状況並びに措置の内容及び工程等の連絡を行うとともに、プレス発表又はホームページ掲載等により対外的に公にすること）自体を妨げるものではないとされている。これは危険時の措置の強化、つま



## 原子力規制委員会への連絡方法等



- ◆ 事故・トラブルが発生した場合には、  
**第1報の連絡を直ちに行うことが重要**
- ◆ 第1報は、未確認なものの確認を待たずに連絡することが重要  
**何が起きたのか、起きているのかを知らせる**
- ◆ 第2報以降で順次確認できた内容を連絡することで良い（10日以内に報告）
- ◆ 原子力規制庁への連絡は、事象の内容を説明できる者であれば放射線取扱主任者でなくてもよい

り危険時の情報提供につながる。また、事象が事故報告基準のいずれかに該当するときは、その旨を直ちに、その状況及びそれに対する処置を10日以内に委員会に報告するものとする。なお、報告する際には、参考様式を使用してもよいとされている。

### 事故報告基準に関する運用について

規則第28条の3柱書きにおいて、委員会に対して報告すべき事項として規定されている「その状況及びそれに対する処置」とは、事象の状況に関する事実関係とその発生原因の調査及び再発防止のための対策等をいうとされている。

### 緊急時における連絡について

#### 事務連絡が

「放射性同位元素使用施設等における事故・トラブル等の緊急時における連絡について」（原規放発第1803076号平成30年3月7日原子力規制庁長官官房総務課事故対処室・放射線規制部門）出された。これにより具体的な指針が明示され事業所毎の対応を検討することになった。

#### 辿り方

【原子力規制委員会 HP ホーム → 政策について → RI 規制 → RI 規制関連法令集 → 通知】

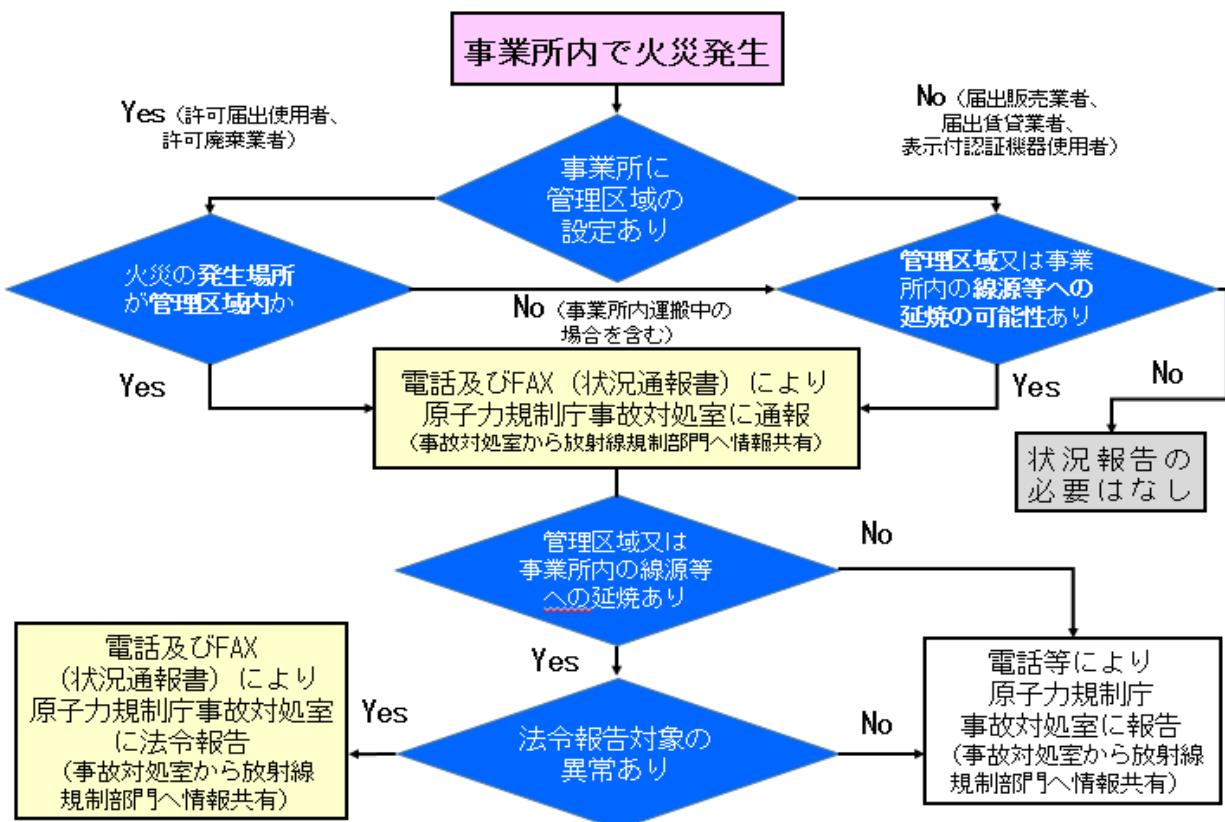
### 全事業所

- 地震その他の災害等によるものも含め、放射性同位元素の盗取又は所在不明、異常な漏えい、被ばく等、法令報告の対象となる異常事態が発生した場合には、直ちに以下に示す連絡先に必ず電話連絡を行うとともに、別紙様式によりFAXにて状況を通報することになった。
- 管理区域において火災が発生した場合又は事業所内の管理区域外において管理区域、事業所内の放射性同位元素もしくはその収納容器に延焼する可能性のある火災が発生した場合（事業所内運搬中の場合を含む）には、法令報告の対象となる異常事態が発生しなくとも、以下の連絡先へ電話連絡及びFAXにより状況を通報することになった。

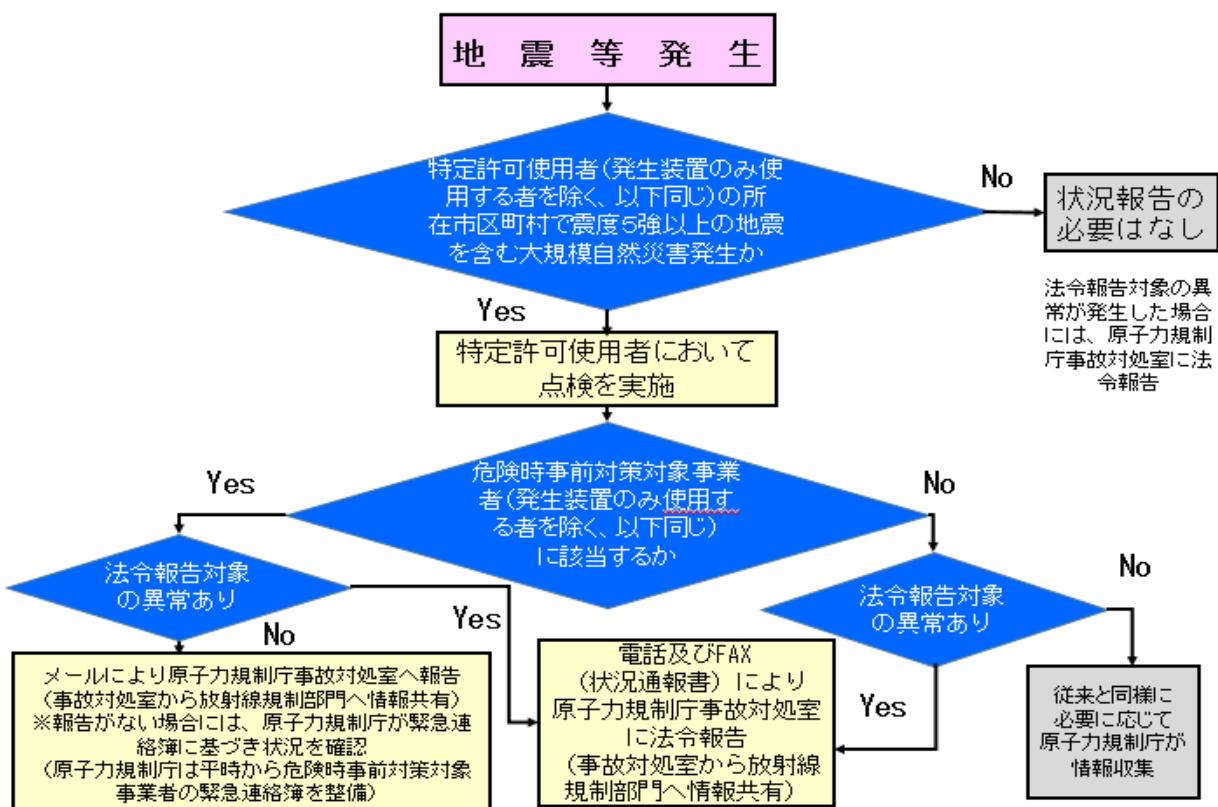
### 特定許可使用者

- 大規模自然災害（震度5強以上の地震、風水害による家屋全壊（住家流出又は1階天井までの浸水、台風及び竜巻等による家屋全壊の場合））が発生した市区町村の特定許可使用者（放射性同位元素の使用により特定許可使用者となる者に限る。以下同じ。）は、安全確保の上、可能な限り速やかに施設・設備の点検を行い、法令報告の対象となる異常事態が発生した場合には、電話連絡を行うとともに、FAXにより状況を通報する。
- 大規模自然災害等の発生時、原子力規制庁が施設の状況について情報収集をすべきと判断した場合には、放射線規制部門から状況の確認を行うことがある。
- 特定許可使用者のうち、平成30年4月に施行する放射線障害防止法施行規則第21条第1項第14号に該当する者（危険時の措置の事前対策を求める者。ただし、放射性同位元素の使用により当該措置に該当する者に限る。）においては、所在する市区町村で大規模自然災害が発生した場合、施設・設備の点検の結果、法令報告の対象となる異常がない場合には、その旨をメールにより報告する。この項目の対象は極めて大量のRI又は大規模加速器の許可使用者に対するものである、名称として「危険時事前対策事業者」対象は約30事業所とされている。
- 医療機関において地震（震度にかかわらず）・火災が発生した場合、必ず点検を行い、記録等を残すべきであるが、異常が確認されなければ報告は不要となった。しかし、点検等の責任者、点検者、手順等を必ず予防規程に定めておく必要がある。

## 緊急時連絡方法の見直し（火災）



## 緊急時連絡方法の見直し（大規模自然災害）



表にまとめると

	盗取・紛失・漏えい等 (法令報告)	地震・家屋全壊		火災※注2
		震度5強以上	震度5強未満	
異常事態発生	電話とFAX	電話とFAX	電話とFAX	電話とFAX
異常事態なし	電話とFAX	E-mail※注1		

#### ※注1

E-mailは、RIの特定許可使用者で「危険時事前対策事業者」となるもの

「危険時事前対策事業者」以外は、地震等により点検は実施するが、異常事態がなければメールによる連絡の必要はない。

#### ※注2

火災の発生場所が、管理区域外または事業所内の線源等への延焼の可能性が無い場合、状況報告の必要はない

火災も地震も判断をするには点検を行う必要がある。

点検を実施し記録を残すことを予防規程に規定し管理する。

#### 緊急時の連絡先

原子力規制委員会 原子力規制庁 長官官房 総務課 事故対処室

勤務時間内 平日 9:30~18:15

電話：03-5114-2112

FAX：03-5114-2197

勤務時間外・夜間・休日

電話：080-5885-7450

(つながらない場合は、03-5114-2112)

FAX：03-5114-2197

#### 災害時の措置

初動の対応として下記の①及び②に記載する事項を、実態を踏まえて規定する。

- ① 災害の発見者等の対応の手順及び事業者等内の連絡体制（休日、夜間を含む。）
- ② 施設又は設備等の点検及び火災又は事故等への対応の手順並びに点検及び対応を実施する責任者

なお、対応の手順については、下記の事項を含めること。

- ・点検及び対応の結果を事業所等内の責任者へ連絡すること。
- ・放射線施設の点検（施行規則第21条第1項第3号と同様でもよい）の項目一覧。
- ・地震、火災その他の災害が起こったときに点検を実施する基準。

#### 業務の改善の導入（施行規則第21条第1項第15号）

改正法によって新設された法第38条の4において許可届出使用者等の責務が新設されたため、法令に基づく個々の規制要求を満たすだけではなく、最新の知見を踏まえつつ、放射

性同位元素等及び放射線発生装置の使用等に係る安全性をより一層向上させるために、マネジメント層を含む事業者全体の取組として、放射線障害の防止に関し、継続的に改善を行う体制及び方法を定めることを求めている。PDCAサイクルを的確に病院全体で組織的な仕組みを、自主的且つ継続的に行う措置を回せるような仕組みを作ることが求められる。ここで重要な事はマネジメント層を含む放射線障害の防止に関する業務の改善に関する組織及び責任者を規定すること。なお、マネジメント層とは、必ずしも法人の代表者である必要はなく、評価の結果を踏まえ人的及び財政的な手当を行い、放射線障害の防止に関する業務の改善措置につなげる仕組みの構築ができる者である。また、放射線障害の防止に関する業務の改善とは、放射性同位元素等又は放射線発生装置を取り扱うにあたり、個々の放射線障害の防止に関する業務を体系的に実施するために必要な計画、実施、評価及び継続的な見直しを行うことをいう。これらを行うには手順と評価及び改善措置の内容がわかるよう必要な記録を行う事を規定する。

### 事業者責務の取り入れ

マネジメント層が関与した事業者（病院）が、規制要求に加えて、更なる自発的な取組を講じる責務を有することが法律に明確化された。

業務の改善と共に要求されること

- ① 放射線取扱主任者個人に依存しない組織的対応が必要。
- ② 運用方針を明確化し、関係者で共有。
- ③ 業務の改善の結果が、改善措置につながるマネジメント層の関与。
- ④ 既存の安全管理活動との連携等、業務の実態に則した取組。

詳細については「放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイド」を参照してもらいたい。

### 教育訓練

法令改正により事業所における放射性同位元素の使用の実態等を踏まえて必要な教育訓練を行うことができるようにするため、必要最低限の時間数のみを定め、許可届出使用者等が自ら時間数を決められるようにした。これを行うためには予防規程に教育及び訓練に関する責任者、初回及び定期の教育訓練の項目及び時間数を決定する手順を定めることとした。ただし、法定の時間数の訓練のみでは十分な教育訓練が実施できないにもかかわらず、内容を不当に解釈して過度な時間数の短縮に繋がることがないようにすることが重要である。これらは予防規程において明確に規定する必要がある。更に今回の改正で施行規則第21条の2第1項第5号に規定される管理区域に一時的に立ち入る者（施行規則第22条の3第1項の規定により管理区域でないものとみなされる区域に立ち入る者も含む。）に対する教育及び訓練の内容並びに実施方法を規定することが明確に示された。

放射線業務従事者に対する項目は施行規則第21条の2に規定され、時間数は使用の目的及び方法が限定的な放射性同位元素装備機器又は放射線発生装置を1台しか使用していない許可届出使用者を念頭に、各項目の最低限必要な時間数を以下のとおり定めた。

- 放射線の人体に与える影響(30分以上)
- 放射性同位元素等又は放射線発生装置の安全取扱い(1時間以上)
- 放射線障害の防止に関する法令及び放射線障害予防規程(30分以上)

「放射線障害の防止に関する法令」と「放射線障害予防規程」の課目は統合された。

また、

- 実施した教育及び訓練の時間数を各項目ごとに記帳する
- 繙続者の実施期間を、前回の教育訓練を行った日の属する年度の翌年度の開始の日から1年以内に実施

#### 施行規則第24条第1項第1号

タ 放射線施設に立ちに入る者に対する教育及び訓練の実施年月日、項目、各項目の時間数（第21条の2第1項第2号の規定により初めて管理区域に立ちに入る前又は同項第3号の規定により取扱等業務を開始する前に行わなければならない教育及び訓練に限る。）並びに当該教育及び訓練を受けた者の氏名

◆ 初めて管理区域に立ちに入る前又は取扱等業務を開始する前の教育及び訓練の記録には、各項目の時間数を記録することが必要となった。

#### 法律名の変更及び法目的の追加強化

この2つについて部会講座開催時には検討段階であり公布もされていなかったため紹介のみに留めた。本執筆（平成30年8月中旬）でも公布されていないため、パブリックコメント等により変更となる場合もある。

原子力利用における安全対策の強化のための核原料物質、核燃料物質及び原子炉の規制に関する法律等の一部を改正する法律

第五条 放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律の一部を次のように改正する

放射線障害防止法の第1条（目的）に「特定放射性同位元素を防護する」ことを追加したため、平成31年9月施行予定で「放射性同位元素等の規制に関する法律」に変更する。

「特定放射性同位元素」とは（新法）

放射性同位元素であって、その放射線が発散された場合において人の健康に重大な影響を及ぼすおそれがあるものとして政令で定めるものをいう。

#### 防護措置(セキュリティ対策)の強化

- 防護措置は、IAEA区分1～3の<sup>137</sup>Cs血液照射装置、ガンマナイフ、RALS等特定放射性同位元素を有する施設が対象。
- 特定放射性同位元素防護管理者の選任と特定放射性同位元素防護規程の作成が必須となる。
- 放射化物（放射性汚染物）は防護措置の対象外。

現段階では、検討中項目や施設毎に対処の方法が変わる場合があるため、今回、詳細は省く。

#### 参考出典元

原子力規制委員会ホームページに公開されている資料より作成

[https://www.nsr.go.jp/activity/ri\\_kisei/kiseihou/index.html](https://www.nsr.go.jp/activity/ri_kisei/kiseihou/index.html)

【原子力規制委員会HP ホーム→政策について→RI規制→放射線障害防止法とは】

第76回（横浜市）放射線治療部会  
「専門部会講座（治療）専門編」

**IGBT ガイドラインの概説**  
埼玉県立がんセンター 小島 徹

### 1. はじめに

本稿は「画像誘導密封小線源治療 導入のためのガイドライン」（以下、IGBT 導入ガイドライン）<sup>1)</sup>から一部の項目を抜粋し、専門部会講座の発表内容を加えて簡潔にまとめたものである。よって、本稿は IGBT 導入ガイドラインの代替とはならないため、IGBT の導入に当たっては、必ずガイドライン本文を参照頂きたい。

### 2. 高線量率密封小線源治療の沿革と現状

密封小線源治療は、1898 年のピエールとマリー・キュリー夫妻によりラジウムが発見されてから間もなく始められた歴史ある治療方法である。当時は、ホットローディングと呼ばれる腫瘍や腔内に直接的に線源を挿入する手法が用いられていた。治療自体は有効であったが、術者の被ばくが大きな問題であった。この欠点と外部放射線治療の発展により、1950 年代には密封小線源治療の利用は徐々に減少していくこととなった。術者の被ばくを避けるため、1937 年にシーベルトが手動式の遠隔操作式後装填方式（リモートアフターローディング）の概念を提案したが、実用化は 1980 年代まで待たなければならなかった。リモートアフターローディングシステムにより、高線量率線源の使用、高精度な線源停留時間の設定や分割照射が可能となった<sup>2)</sup>。

現在、我が国では高線量率密封小線源治療は、子宮頸がんの外照射と腔内照射の組み合わせが、病期によるが標準的な治療方法として確立されている<sup>3)</sup>。米国で 2004 年から 2011 年までに放射線治療を受けた子宮頸がん患者の大規模データ解析が実施され、高線量率密封小線源治療を受けた患者の割合が年々減ってきており、一方、IMRT 又は SBRT によるブースト照射を受けた患者の割合が増えたことが示された<sup>4)</sup>。全生存期間の解析をした結果、IMRT/SBRT によるブースト照射が適応された患者群は、腔内照射適用群と比較して、優位に不良であったことが報告された。このように高線量率密封小線源治療の重要性は、今後も変わらないと考えられる。

### 3. IGBT の優位性

従来からの高線量率密封小線源治療は、模擬線源（X 線カテーテルなどとも呼ばれ、実線源の停留経路を示す X 線不透過性のマーカー）を患者に刺入又は挿入した状態で撮影した二方向以上の X 線写真から、患者体内の線源停留位置を三次元的に再構成することで、投与線量の評価や線源停留位置や時間の調整を行ってきた。これは二次元治療計画と呼ばれる。高線量率密封小線源治療が最も多く行われる子宮頸がんを例に挙げると、外子宮口より子宮長軸に沿って 2 cm 上部で 2 cm 左右の点を A 点と呼び、線量処方の基準点としている<sup>5)</sup>。これは患者の体格や腫瘍の大きさ、小線源治療の回数などに依存せず、全世界的に共通していた。このような二次元治療計画においても良好な治療成績が得られてきたが、患者個人の腫瘍の大きさやリスク臓器の配置、またそれらの照射回数ごとの変位などは、二次元治療計画では考慮できないことが問題であった（図 1）<sup>6)</sup>。

そのような中、CT や MRI などの三次元画像を用いて治療計画を行う、画像誘導密封小線源治療（Image Guided Brachytherapy; IGBT）が急速に広まってきた。三次元画像を治療計画に利用する利点は、①軟部組織を視認できるため標的の線量集中性を確認できる、②リスク臓器の線量を

評価して調整できる、③患者体内のアプリケータの位置を三次元的に確認できる、などが挙げられる。これら二次元治療計画を凌駕する利点のため、外部照射と同様に今後は三次元治療計画への移行は必須と考えられる。

2016年4月の診療報酬改定で、子宮頸がんに対する密封小線源治療腔内照射に画像誘導密封小線源治療加算（以下、IGBT 加算、300点。）が認められた。IGBT の診療報酬上の定義は、“治療用のアプリケータを挿入した状態で撮影した CT 又は MRI の画像所見を用いて治療計画を行い、腫瘍と周囲臓器への最適な照射線量を計算して、照射する小線源治療”である<sup>7)</sup>。



図 1. 撮影時期による子宮頸がんの腫瘍体積の相違<sup>6)</sup>

子宮頸部の腫瘍の大きさが、(a) 放射線治療前から (c) 腔内照射 3 回目にかけて小さくなっていくことがわかる。

#### 4. IGBT 導入ガイドラインの概要

IGBT 加算が認められるには、厚生労働省が別に定める施設基準<sup>8)</sup>に適合しなければならない。施設基準を定める文章には、”IGBT 加算は、日本放射線腫瘍学会が作成した最新の「密封小線源治療の診療・物理 QA ガイドライン」を遵守して実施した場合に限り算定できる。”との記載がある。ここで、密封小線源治療の診療・物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>（以下、密封小線源ガイドライン 2013）とは、2013年に JASTRO より発行したガイドラインである。密封小線源ガイドライン 2013 は、主に放射線腫瘍医が担当した臨床編と、医学物理士や診療放射線技師が記載した物理編があり、物理編はさらに低線量率と高線量率に分かれている。物理編には、密封小線源治療装置や治療計画装置の受入試験、コミッショニング、定期的品質管理及び患者ごとの品質保証などが記載されている。密封小線源ガイドライン 2013 は 2013 年に発刊されたが、策定作業は 2011 年頃から始められた。その当時、高線量率においては、IGBT という用語すらまだ馴染みが薄い状況であり、IGBT の物理・技術的な品質保証に関するガイドラインの策定には時期尚早であった。そのため、冒頭のとおり IGBT 加算を算定するためには、密封小線源ガイドライン 2013 を遵守しなければならないにも関わらず、その内容に IGBT の物理・技術的な品質保証に関する記載が無いという矛盾した状況となった。

そこで、JASTRO 小線源治療部会が主体となり、IGBT に特化したガイドラインを、密封小線源ガイドラインの追補版として 2017 年に策定することとなった。正式名称は「画像誘導密封小線源治療 導入のためのガイドライン」、略称を「IGBT 導入ガイドライン」とした<sup>10)</sup>。ガイドラインの目的は、IGBT を安全に臨床導入するための指針を示し、普及を促すことである。主に IGBT における物理技術的な品質管理・品質保証を対象とし、治療の適否、輪郭描出や投与線量等の臨床的な項目は、密封小線源ガイドライン 2013 に記載されているため対象外とした。2018 年現在、IGBT 加算が認められている子宮頸がん腔内照射だけでなく、その他の部位や組織内照射にも適応できるものと考える。一方、前立腺永久挿入療法など低線量率線源による IGBT と加速乳房部分照射（APBI）は、別に定められたガイドライン<sup>9-12)</sup>を遵守して頂きたい。また、近日中にパブリックコメントの実施と日本放射線技術学会及び日本医学物理学会から共同認定を頂いた第 2 版の発行を予定している。これ以降、IGBT 導入ガイドラインの項目に沿って記述する。

## 5. 実施体制の整備

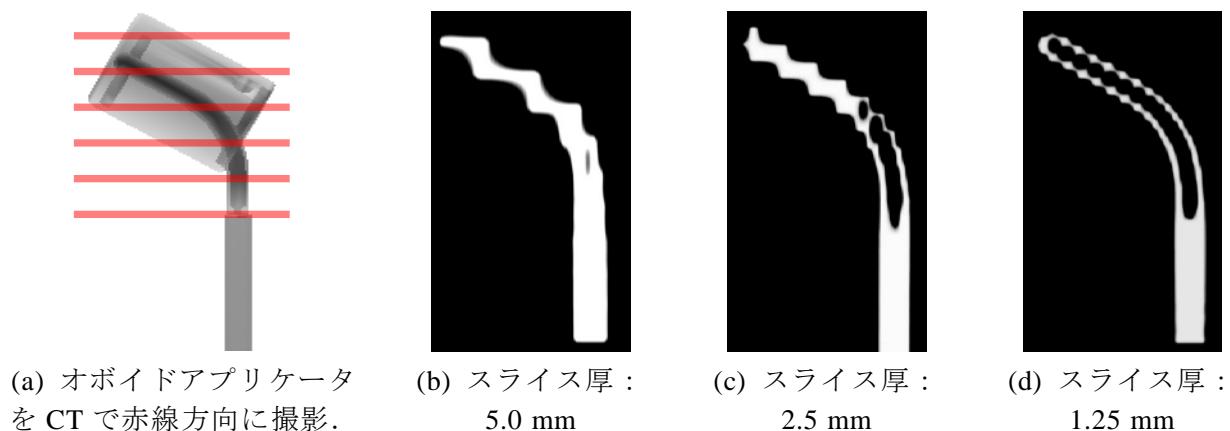
IGBT 加算が認められたものの、自施設で実施する準備ができていなければ、大きな事故につながる可能性がある。厚生労働省が定める施設基準には、実施体制の整備についても規定されている<sup>13)</sup>。施設基準で定められた実施体制は、IGBT の施行に必要な人員数とその資格要件、運用指針の作成と実行及び必要機器などである。

IGBT 導入ガイドラインでは、密封小線源治療の安全確保に向けて、医師の先導により各職種が協力して実施体制を確立することを提案した。これは、甚だ当然のことであるが、近年生じた高線量率密封小線源治療での医療事故の要因の一つとして、実施体制の整備不足があつたため、敢えて記載したものである。人的要件については、人員数だけでなく、IGBT に対する十分な教育を受け、知識を有する者が治療に携わること。扱う装置や治療手技が自施設と同様で、臨床経験が豊富な施設で研修することが望ましい<sup>2)</sup>とした。また、JASTRO から既出のガイドラインと同調し、認定資格を有する者が携わることを推奨した。

施設基準<sup>13)</sup>では、画像誘導密封小線源治療に関する手法と機器の精度管理に関する指針の作成を、後者の機器の精度管理に関しては、当該指針に沿って行われた公開可能な実施記録と精度管理に関わる記録を保存することを求めている。施設基準では、指針に記載すべき具体的な内容が記載されていない。IGBT 導入ガイドラインではその補足説明として、治療手法の指針は密封小線源ガイドライン 2013 に従った IGBT に対する治療指針、部位ごとの治療計画作成の指針及び各職種の役割を記載した診療手順書を策定しなければならないとした。精度管理に関しては、密封小線源ガイドライン 2013 の HDR 物理 QA ガイドライン及び IGBT 導入ガイドラインの「7. 品質保証」を参照に作成して、精度管理に関わる記録を保存しなければならないとした。IGBT 導入ガイドラインでは品質保証の項目が列挙されているのみであるため、本稿の 8. 品質管理・品質保証なども参照して頂きたい。

## 6. 治療計画画像の取得

計画画像は、アプリケータを挿入した状態で撮影した画像とし、画像取得時の体位は治療と同じとしなければならない<sup>9)</sup>。図 2 に示すようにスライス厚は薄いほど、より詳細にアプリケータの形状を治療計画装置上に再現できるため、アプリケータ再構成の精度が向上すると考えられる。よって、CT 画像を用いた IGBT ではスライス厚を、3 mm 以下を必須、2 mm 以下を推奨した。



(a) オボイドアプリケータ を CT で赤線方向に撮影.

(b) スライス厚 :

5.0 mm

(c) スライス厚 :

2.5 mm

(d) スライス厚 :

1.25 mm

図 2. スライス厚によるアプリケータの描出の相違

スライス厚が薄いほど、治療計画装置でアプリケータの形状を精度良く再現できる。

MRI のスライス厚は、装置の性能、撮像シーケンス及び撮像時間に大きく依存する。本稿の 3. IGBT 導入ガイドラインの概要で述べた通り、ガイドラインの目的は IGBT の普及を促すためであり、CT 同様のスライス厚を規定すると、多くの施設で規定を満たせない可能性がある。スライス厚の規定により IGBT の普及を妨げる事を避けるため、及び子宮頸がん腔内照射におけるハイリ

スク CTV などの輪郭描出能は、CT より明らかに MRI が優れることを勘案し、MRI のスライス厚は 5 mm 以下を必須、3 mm 以下を推奨とした。

MRI は撮像時間が長いため、体動、呼吸や蠕動運動などモーションアーチファクトの低減措置を講ずることが必要である。低減措置を行ったにも関わらず、モーションアーチファクトにより治療計画に使用できない画像となることも多い。よって、CT など他の画像で治療計画を行える体制を整えるべきである。また、MRI 対応のチタン製アプリケータであっても、MRI 撮像中に発熱を生じる可能性がある。まずは所有するアプリケータがどの磁場強度まで対応するのか、仕様書やベンダからの情報を確認することが必要である。つぎに、あらかじめ各施設で所有の MRI 装置、アプリケータ及び撮像シーケンスを用いて発熱に関する安全性を確認しなければならない。

## 7. 治療計画

本稿 4. 実施体制の整備で述べた運用指針に記載した部位ごとの治療計画作成指針に則った治療計画を作成する。患者治療前には、密封小線源ガイドライン 2013<sup>9)</sup>の HDR 物理 QA ガイドライン「6. 患者治療ごとの品質保証」を参考に、治療計画の妥当性を複数名で確認する事が重要である。

### 7.1. 治療計画画像

輪郭描出を目的に、アプリケータ再構成を実施する画像と異なる画像を用いる場合には、レジストレーション/フュージョン（異なる画像間の画像位置の合わせ込み）を実施しなければならない。この場合、レジストレーションによる位置ずれにより、線量評価や線源停留時間の計算などの治療計画に影響を与える可能性があることに細心の注意を要する。また、異なる画像を用いる場合は、アプリケータ再構成を行う画像上で、線量計算や線量評価などを実施しなければならない<sup>14)</sup>。IGBT 導入ガイドラインで禁止している例を図 3 に示す。左図の CT 画像を用いてアプリケータ再構成を行い、DICOM の線量分布情報である RTDose を輪郭描出に有利な MRI に移し込んで線量評価を行うと、そこには画像レジストレーションや両画像の体内臓器やアプリケータの変位などによる位置誤差が含まれてしまう。よって、線量評価は、アプリケータ再構成が行われた画像で実施する必要がある。

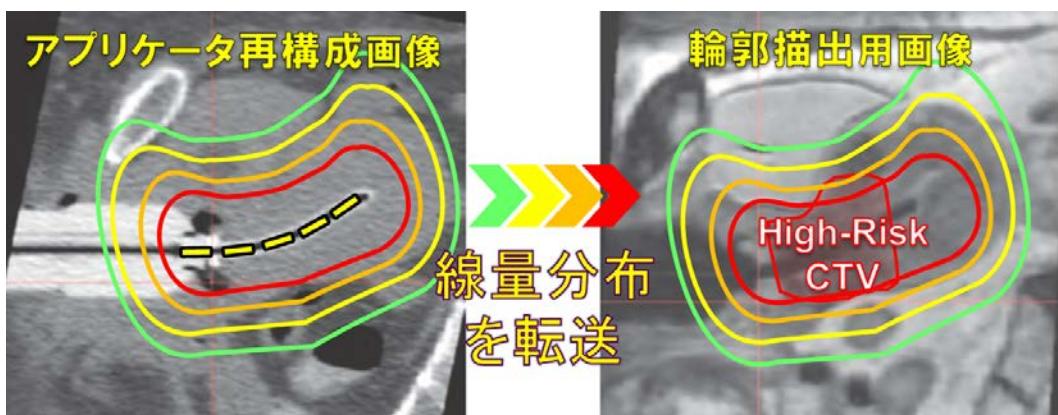


図 3. 線量評価を行ってはダメな例。

左図でアプリケータ再構成と線量分布を作成し、右図の MRI でその線量分布情報を表示させて、線量評価を実施してはならない。

### 7.2. アプリケータ再構成

線源停留位置や停留時間の決定と正しい線量評価のためには、治療計画装置に患者体内に刺挿入したアプリケータ形状を正確に再現しなければならない。アプリケータ再構成の方法を大別す

ると、アプリケータ形状と線源停留位置が登録されたテンプレートを用いる方法、線源停留経路を模した模擬線源（X線カテーテルとも呼ばれる）を使用する方法、アプリケータ形状をプロットしオフセット値を用いる方法がある。ここで、オフセット値とは、アプリケータ先端から最も近い線源が停留できる点までの距離のことである。IGBT 導入ガイドラインでは、計画者ごとの再現性が良好で、アプリケータの全体的な形状を基にアプリケータ再構成が実施できる、アプリケータテンプレート法の使用を推奨している。どの方法を用いても問題ないが、必ず事前に線源停留位置と実際の線源停留位置が、HDR 物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>で規定された範囲内で一致することを保証しなければならない。HDR 物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>では、アプリケータ内の線源停止位置精度の許容レベルを 1 mm、介入レベルを 2 mm としている。

### 7.3. 線量処方、最適化計算、線量計算及び不均質補正

標的への体積線量処方 ( $D_{90\%}$  などによる線量処方) は標準化されていないため、体積線量処方を用いる場合には、点線量処方 (A 点や粘膜下 5 mm など) による線量分布と比較し、その相違を評価することが望ましい。これは本邦において、最も広く行われている子宮頸がんであっても、コンセンサスの得られた IGBT の体積線量指標が存在しないためである。また、画像上で線量分布形状をマウス操作等で調整する場合 (Graphical Optimization 等) には、局所的な高線量や低線量が生じやすいため、周囲に比べて著しく異なる線源停留時間が生じないよう留意する。

線量計算アルゴリズムは、密封小線源治療ガイドライン<sup>9)</sup>に倣い、米国医学物理士会 タスクグループ 43 (以下、AAPM TG-43) が推奨する改定計算式 (すべての媒質を水として線量計算する方法。以下、AAPM TG-43U1 計算式。)<sup>15-17)</sup>、もしくは AAPM TG-43U1 計算式以上の計算精度を担保している線量計算アルゴリズム (モデルベース等) を採用する。不均質補正を行った治療計画は、現在も十分な臨床結果が報告されていないため、臨床使用せずに線量分布形状や体積線量指標の比較検討に留めることが望ましいとした。しかしながら今後、コンセンサスが得られれば、不均質補正を行って得られた線源停留時間や停留位置の使用する事を妨げてはいない。不均質補正を行った治療計画を利用する場合 (線量分布形状や体積線量指標の評価を含める。) には、IGBT 導入ガイドラインの「7.3 不均質補正治療計画のコミッショニング」の項目をあらかじめ行わなければならない。

## 8. 品質管理・品質保証

密封小線源治療は、患者にアプリケータが刺挿入されるため、外部照射と異なり侵襲的な行為を伴う。装置の品質管理不足による治療の中止や遅延は、可能な限り避けなければならない。このことを念頭に品質管理・品質保証に取り組むべきである。IGBT においても密封小線源治療装置や治療計画装置のコミッショニングなどの品質管理・保証は、二次元治療計画で要求されることと変わらない。よって、既出の密封小線源治療ガイドライン 2013 の HDR 物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>に則った上で、IGBT に特化した品質管理・品質保証が必要となる。IGBT 加算の施設基準<sup>13)</sup>において、それらの結果は閲覧と公開が可能な書式で保存することが定められている。

各項目のコミッショニングが正しく行われたとしても、患者治療の一連の流れに問題が生じることがある。治療開始前にダミーラン (リハーサル) を実施し、問題無く臨床開始できることを確認することが必要である。

### 8.1. 受入試験

表 1 に IGBT のための受入試験項目を挙げる。患者治療への影響度を基に品質管理・品質保証の重要度を決定し、A は必ず実施すべき項目、B は実施を推奨する項目とした。密封小線源治療は、アプリケータ及び線源が腫瘍と共に移動するため、PTV の大きさを CTV の大きさま

で限りなく縮小できるとの考え方がある。治療計画画像の幾何学的精度に誤差があると、その利点が CTV を処方線量でカバーできないという欠点につながるため、非常に重要である。

表 1. 画像撮影装置の受入試験 (IGBT 導入ガイドラインより引用)

試験項目	重要度 <sup>注 4</sup>
<b>AT 7. 画像撮影装置</b>	
AT 7.1. 幾何学的精度	A
AT 7.2. 画質評価	B

注 4：重要度 A は必ず実施すべき項目。重要度 B は実施を推奨する項目。

## 8.2. 治療計画装置のコミュニケーション

繰り返しとなるが、治療計画装置のコミュニケーションは二次元治療計画で求められる項目と変わらないため、既出の密封小線源治療ガイドライン 2013<sup>8)</sup>の HDR 物理 QA ガイドラインを参照頂きたい。三次元画像を使用するとアプリケータの描出が変わるため、アプリケータの再構成を正しく行うことが特に重要となる。HDR 物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>の「C2. アプリケータリコンストラクションの方法と精度」では、再滅菌不可のものを除き、使用する全てのアプリケータで行うとされている。アプリケータ・カテーテルとフィルム等を利用した曝射試験を行い、線源停留位置の確認を行う。同タイプのアプリケータであっても個体差があるため、省略は認められない。

不均質補正を行って線量計算した治療計画で照射する場合や、線量分布形状や標的やリスク臓器の DVH パラメータを評価する場合にも、コミュニケーションが必要である。具体的な項目については割愛するので、IGBT 導入ガイドライン<sup>1)</sup>の 7.3 を参照頂きたい。

## 8.3. 日常点検・定期的品質管理

HDR 物理 QA ガイドライン<sup>9)</sup>の「4. 治療計画装置の定期的品質管理」及び「5. 治療装置の定期的品質管理」の項目に加えて、表 2 に示す画像撮影装置に関する項目が必要となる。

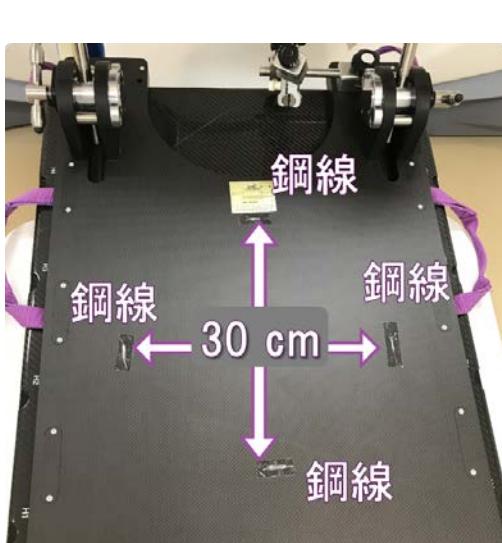
表 2. 画像撮影装置の日常点検・定期的品質管理 (IGBT 導入ガイドラインより引用)

試験内容	許容レベル	介入レベル	重要度
<b>QC 9. 電源投入時</b>			
QC 9.1. セルフテスト、ウォーミングアップ	正常動作		A
QC 9.2. 治療計画装置へのデータ転送	正常動作		A
QC 9.3. 画質評価 <sup>注 6</sup>	注 7		A
<b>QC 10. 1か月ごと</b>			
QC 10.1. 画像の幾何学的精度	注 7		A
<b>QC 11. 1年ごと又は主要部品交換ごと</b>			
QC 11.1. 画質評価	注 7		A
QC 11.2. CT to ED 変換テーブルの不变性	不変／更新		A

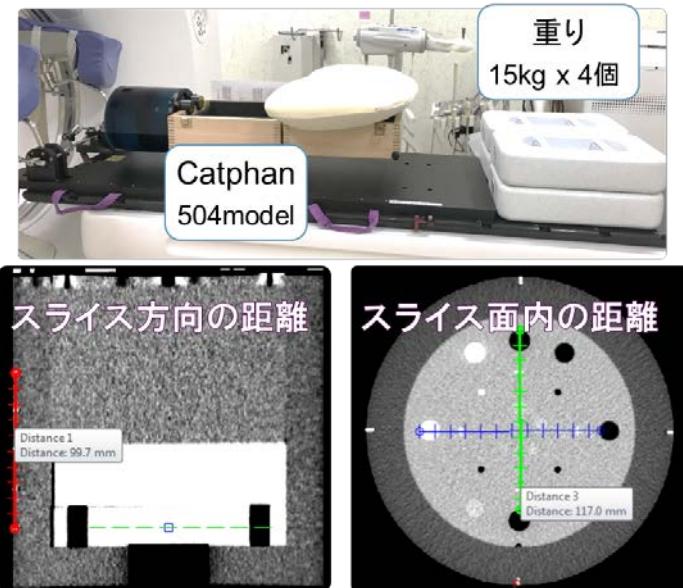
注 6：水や空気の CT 値の不变性や CT/MRI の画像均一性等を指す。

注 7：国内外の文献等を参考に評価・管理することを求める。

当院での画像撮影装置の品質管理例を図 4 に示す。表 2 では画像の幾何学的精度を 1 か月ごととした。しかしながら、密封小線源治療を受けるほぼ全ての患者は 1 か月以内で治療が完了するため、月に 1 回の品質管理では、全ての治療回数で幾何学的精度が不良となる可能性がある。よって、筆者の施設では図 4(a)に示すように、簡易的に幾何学的精度を確認している。図中の黒色の板は、CT 寝台の天板上に設置した碎石位が可能な特注のカーボン製寝台である。そこに 30 cm の間隔を空けて鋼線をテープで貼付け、週ごとに CT 画像を撮影して距離を計測している。図 4(b) に月ごとの品質管理の例を示す。CT 寝台に重量負荷を加えた状態で、外部照射の IGRT の品質管理に用いる Catphan 504 model を設置し、得られた画像を解析することで、幾何学的精度と画質の評価を行っている。



(a) 週ごとの幾何学的精度確認



(b) 月ごとの幾何学的精度と画質の確認

図 4. CT 画像の幾何学的精度の品質管理例

## 謝辞

IGBT 導入ガイドラインの執筆者の先生各位、及びガイドライン完成にご尽力頂きました日本放射線腫瘍学会小線源治療部会長である国立がん研究センターの伊丹純先生に深く御礼申し上げます。

## 参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会ワーキンググループ: 画像誘導密封小線源治療 導入のためのガイドライン 略称: IGBT 導入ガイドライン 密封小線源治療 - 診療・物理 QA ガイドライン (追補版) 2017.
- 2) ICRP: Prevention of High-dose-rate Brachytherapy Accidents. ICRP publication 97. Elsevier, 2006.
- 3) 日本婦人科腫瘍学会: 子宮頸癌治療ガイドライン 2017 年版. 金原出版, 2017.
- 4) Gill BS, Lin JF, Krivak TC, et al.: National Cancer Data Base analysis of radiation therapy consolidation modality for cervical cancer: the impact of new technological advancements. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 90: 1083-1090. 2014.
- 5) ICRU: ICRU Report 38: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. Oxford University Press, Bethesda 1985.

- 6) 笹川竜, 幡野和男, 小島徹, et al., editors. 子宮頸がんに対する画像誘導腔内照射のコミッショニング. マイクロセレクトロン HDR 研究会 第7回学術研究会; 2011.
- 7) 厚生労働省保険局医療課長通知. 診療報酬の算定方法の一部改正に伴う実施上の留意事項について (保医発 0304 第3号 平成28年3月4日).
- 8) 厚生労働省保険局医療課長通知. 特掲診療料の施設基準等及びその届出に関する手続きの取扱いについて (保医発 0304 第2号 平成28年3月4日).
- 9) 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会ワーキンググループ: 密封小線源治療－診療・物理 QA ガイドライン－2013.
- 10) I-125 永久挿入治療物理 QA ガイドライン検討専門小委員会 (日本放射線腫瘍学会 QA 委員会) :<sup>125</sup>I 永久挿入治療の物理的品質保証に関するガイドライン平成22年10月28日 日本放射線腫瘍学会理事会承認.
- 11) <sup>125</sup>I 永久挿入治療物理 QA ガイドライン検討専門小委員会 (日本放射線腫瘍学会 QA 委員会) :<sup>125</sup>I 物理的品質保証ガイドライン 2010.
- 12) 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会: 密封小線源を用いたハイブリッドアプリケータによる加速乳房部分照射 (APBI) ガイドライン 2015.
- 13) 厚生労働省保険局医療課長通知. 特掲診療料の施設基準等及びその届出に関する手続きの取扱いについて (保医発 0305 第3号 平成30年3月5日).
- 14) Hellebust TP, Kirisits C, Berger D, et al.: Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy. Radiother Oncol. 96: 153-160. 2010.
- 15) Nath R, Anderson LL, Luxton G, et al.: Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Med Phys. 22: 209-234. 1995.
- 16) Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, et al.: Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 31: 633-674. 2004.
- 17) Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, et al.: Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. Med Phys. 34: 2187-2205. 2007.

## 寄稿 \_治療技術事始め

### シェル創世記 後編 - CT の利用へ -

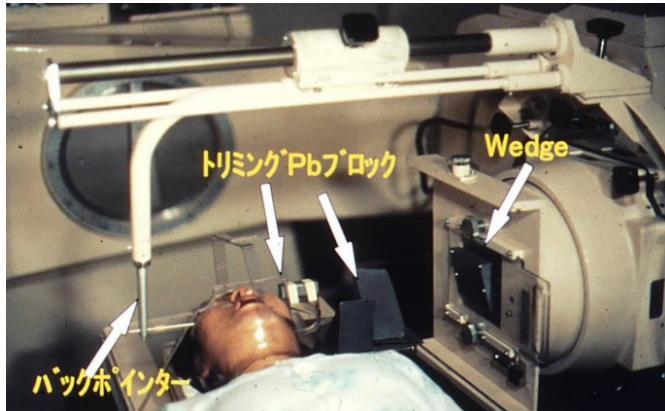
日本医療大学 渡邊 良晴

放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

#### 1. はじめに

今回の内容は、私が北海道大学病院（北大病院）放射線部の治療部門に配置された1975年（昭和50年）から、1998年（平成10年）頃までの放射線治療にまつわる話を書きます。なかでも患者固定具や治療計画に関する内容について振り返ってみます。昨年の放射線治療部会誌で佐々木先生がシェルに関する詳細な解説を述べられていますが、内容が一部重なります。また、北大病院退職時に様々な物を廃棄してしまった資料が手元に残っていませんので、見づらい写真や間違っているところがあるかと思いますがご容赦願います。

1975年当時の北大病院（旧北海道大学医学部附属病院）放射線部の治療部門は、治療装置としてコバルト装置2台、ベータトロン（32MeV）、腔内照射装置があり、他に患者には使用していませんでしたが深部X線治療装置もありました。治療計画装置はX線シミュレータがありました。外照射の主力装置はコバルト照射装置でした。



1：コバルト治療装置を使用した治療

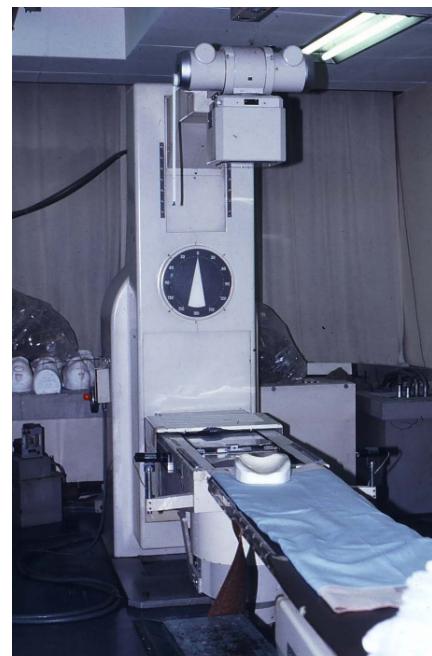


Fig. 2

Fig. 2 : X 線シミュレータ (1975 年当時)

その後、1976年にリニアック（東芝LMR15A/C）設置、腔内照射装置（ラルストロン20A）が更新され、1981年にコバルト装置（最後のコバルト装置）が更新され、1986年にRT-CT（治療計画専用CTシステム）が導入されてX線シミュレータを廃棄しました。

その後、1996年にベータトロンを廃棄してリニアック（Varian2100C）を設置、RT-CTも更新し、

1998年の新棟移転に伴い、リニアック2台、コバルト装置、RALS (microセレクション)、RT-CT、治療計画用MR、他に画像処理WS、治療計画装置、部内情報システム、画像サーバ等が設置されました。

放射線部全体としては、1975年にCT装置(EMI-1010)設置、1980年全身用CT装置、1988年MRI設置、1988年PACSS稼働、1998年PET装置が設置されています。1999年に診断部門が新棟に移転し、診断装置も多くが更新されました。

従って、今回の内容は、コバルト装置とX線シミュレータで治療を行っていた(CTやMRが無い時代)頃から、CT装置の設置、治療計画装置の設置、MRの設置、部内ネットワークの整備、PACSの稼働、PET装置が稼働する頃までになります。

## 2. 頭頸部用固定具

シェルと言っている頭頸部の治療用固定具は、北大病院では1971年~1972年(S47年)頃には作成していました。日放技第29回総会(1973)において「頭頸部腫瘍放射線治療の固定具の開発」として作成方法等を報告しています。<sup>1)</sup>

当時のシェルは、2mm厚の塩化ビニール板を加工して作成していましたので手間と時間がかかっていました。簡単に作成手順を示しますと、はじめに患者さんの顔の型を石膏で取ります。石膏は整形外科で使用する石膏包帯を使用していました。乾燥すると変形しますので何点かの距離を測るなどの工夫をしていました。その後、加工して凹型を作り内側にパラフィン等を塗り石膏を流し込んで乾いてから凹型を取り外し、凸型を作成します。この患者さん頭部の凸型にガスコンロで熱して柔らかくなった塩化ビニール板を当てて数人で押しつけてシェルを作成します。



Fig. 3: シェルの作成（石膏による型取り）



Fig. 4: シェルの作成（カントールの作成）

整形した後、ブリッジといっていた突起を取付け拡大率測定用のマーカを付けて患者さんに装着し正面側面のX線写真を撮影し、X線写真上で照射野を決定していました。その後、照射野中心を計測し、中心のカントールをシェルから紙に写し取り、手書きで線量分布を作成し、照射野、照射角度、ブロック位置などを決め、線量は線量分布からボリューム線量(いまのD<sub>95</sub>~D<sub>90</sub>線量)で線量計算をして照射していました。その後、線量指示はICRU Report 29が出てしばらくしてからICRU基準点での線量指示に変更したと思います。<sup>4)</sup>

塩化ビニール板のシェルは、固くて強度もあり、眼の鉛ブロックもシェルに付けていました。

担当技師の方が照射部位に合わせて作成していましたが、写真をみると一つの芸術作品に仕上がっているように思います。<sup>2)</sup>



Fig. 5 : 塩化ビニール板性のシェル

シェルを使用した治療は、患者の固定精度が良く学会報告の抄録を見ると、上顎直角2門照射の約2,000門で1mm以下の動きが93%，1~2mmの動きが6%，2mm以上の動きは1%との報告があります。<sup>3)</sup> 咽頭や下垂体の照射もほぼ似たような固定精度で、シェルを使用した頭頸部照射の固定精度は±2mmと言っていました。治療装置はコバルト装置を使用していましたが、コバルト装置は首を自由に振ることができるために、照射精度を上げるため、対向2門照射などはメカニカルなバックポインターを使用して照射位置を合わせていました。

### 3. シェル素材の変更

塩化ビニール板性のシェルは、丈夫で密着性も良く治療時の固定精度も高い物であったが、作成するのが大変であった。1982年頃新しい素材（熱可塑性ポリエチレン・レジン）を使用したシェル素材が数社から発売され、その素材を使用したシェルを試し、使用出来ることを確認後、塩化ビニールのシェルから新しい素材のシェルに変更しました。<sup>5), 6)</sup>

この頃後述する、シェルを装着してCT撮影をして照射部位を決める方法を、頭頸部照射の患者にルーチンに行うようになって、作成数が多くなっていた。

また、シェル作成を担当していた方の退職などもあり、シェルを簡単に作成する方法を模索していた。<sup>4), 5)</sup>

シェル素材のパンフレットの作成や他社のシェル素材の使用方法や線量測定に関する報告書が残されている。

1983年6月からシェルはすべてこの新しい素材に変更している。



Fig. 6 : 热可塑性のシェル素材による  
シェルの作成 1



Fig. 7 : 热可塑性のシェル素材による  
シェルの作成 2



Fig. 8 : 热可塑性素材によるシェル

この热可塑性のシェル素材は、以後約 10 年間使用した。バットに入れたお湯で暖めて 1 人で作成でき、加工が簡単であった。また、照射野の範囲をくり抜いたり、ビルドアップとして残したり、シェル上にマジックで簡単に線や文字を書くことができる。前回の部会誌で佐々木先生が、詳細に報告されているシェル素材と同等の物である。

その後、頭の枕台に直接固定できるメッシュの素材に変更されて現在に至っている。

#### 4. 治療計画への CT の利用

治療計画に CT を利用することは、CT 装置の導入後すぐから検討された。これは CT 画像を利用することで腫瘍位置が正確に把握でき、照射野の設定に非常に有効であることによる。我々も、頭頸部、脳腫瘍で様々な方法を検討したが、これは当院に 1975 年設置された CT 装置(EMI-1010)が頭部専用の装置であり、全身用の CT 装置は 1980 年設置まで待たなければならなかった。

当時の日放技総会抄録を見ると、1978 年～1980 年頃に日本中の多くの施設から CT 画像を放射線治療に利用する演題がたくさん報告されている。これは CT 画像が診断領域に与えたインパクトの大きさを物語るとともに、いち早く放射線治療に利用することを試みた多くの方々が居たことを示している。当時、治療計画はチャートを利用した手書きの時代であり、1979 年頃は MODULEX、PC-12 といった治療計画装置が一部の施設で導入され始めた時期である。CT 画像を利用した治療計画などは全く出来ない時代であり、CT 画像データの保存等は MT (磁気テープ) の時代である。

放射線治療患者に対して治療前に CT撮影を行い、その画像を利用（見て）して照射範囲を設定することが行われていたが、CT 装置の空き時間がなくてなかなか使用できなかった事を覚えている。しかし、EMI-1010 が設置されて 3 年後の 1979 年からシェルと CT を組み合わせた治療計画を始めて、1980 年の日放技総会に CT 画像から頭頸部の照射範囲を決める方法を報告している。<sup>7)</sup>

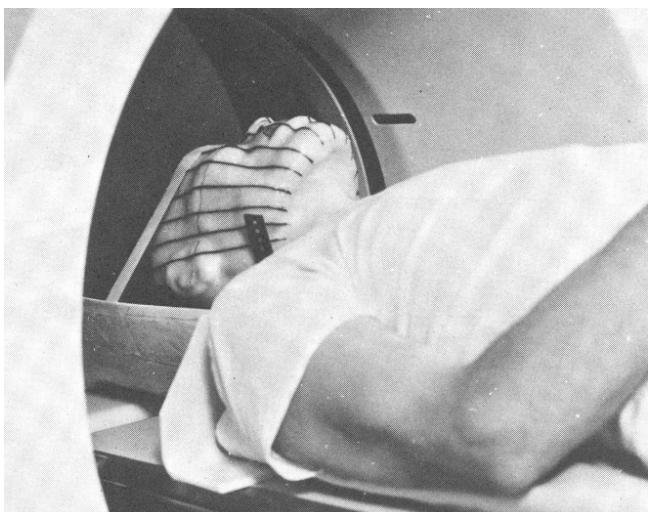


Fig. 9 : シェルを使用した CT撮影

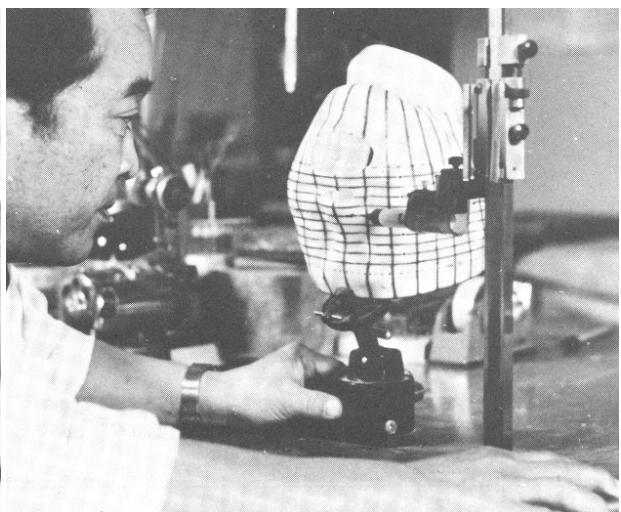


Fig. 10 : シェルへの CT スライスの  
マーキング

その方法は、作成したシェル上にマーカとして血管造影用のカテーテルを一定の間隔で貼り付け、CT撮影時にスライス面をマジックでシェル上に書いて CT を撮影する方法を行っていた。さらにフィルム出力した CT 画像をシェルから作成したカントール上に投光器を作成して拡大投影し腫瘍位置を紙のカントールに写すという方法をとった。

カテーテルは CT に写り、且つシェル上に貼り付けてあるので位置をカントールに位置を書き込むことができる。

当時は CT 撮影に 1 スライス 2~5 分かかり、EMI の初期は撮影のとき水バックが必要でした。コンピュータを利用した画像処理などは全くなく、線量分布計算も手書きで作成していた時期です。初期の CT 撮影はスライス厚が 1cm であったが、腫瘍位置を正確に把握することでスライス面では 5mm のマージンを付けて治療域を設定していました。

その後、1980 年の全身用 CT 装置の設置により、放射線治療患者の CT 撮影が多く行われるようになり、その結果の分析から CT 画像は放射線治療にとって有用であることを報告している。<sup>8)</sup> この報告では、1981 年 6 月から 1 年 5 ヶ月の間に、治療患者のうち 347 人に CT 検査を行っており、268 人が診断目的で 79 人が治療計画目的で CT 撮

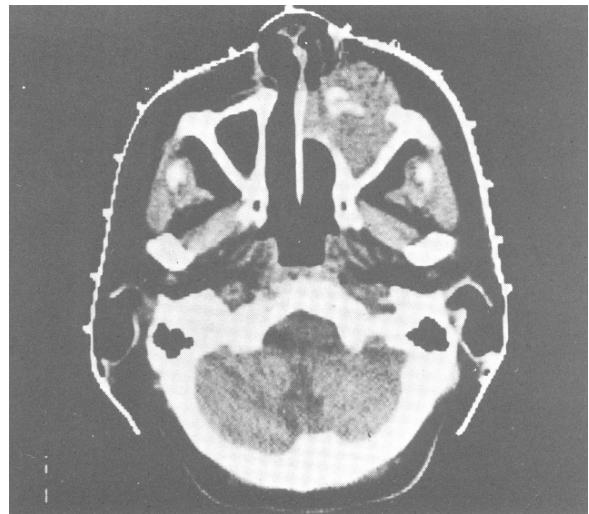


Fig. 11 : 治療計画のための CT 画像

影を行っていた。治療計画にどの様に有効であったかの分析では、線錐の角度やターゲット容積の設定に約 50% が有効であった。また、診断目的で撮影した場合よりも治療計画目的で撮影した CT 画像が優位に有効であった。これは、診断目的で撮影した CT 画像を治療計画に用いることが難しいことを示している。また、上顎腫瘍について、シェル+X 線と、シェル+CT で治療計画を行った場合の照射野の比較では、照射野の大きさからシェル+CT の方が CT を使用しない場合に比較して治療容積が約 60% に少なくなっていた。

この様な診断専用の CT 装置を使用した治療計画の経験から、治療計画に CT を利用するための様々な必要事項が得られた。診断用の CT 装置を治療計画に用いるための問題点を列挙してみると、一つは CT 装置の寝台の問題で平らで無く治療装置と異なること、寝台のゆがみがおおきいこと。CT 撮影でチルトして撮影する問題、診断画像では問題ないが、重ね合わせが出来なかつた。CT 装置はチルトをかけると正確に垂直に戻らなかつた。

座標系が治療装置、CT 装置、画像で異なっている。撮影時の基準位置、スライス面を示すレーザが不正確である、などの問題があった。また、デジタル画像として CT 画像を利用しようとするとメーカー毎にデータフォーマットが異なり、保存の方法も違つており、CT 値もメーカー毎に差が大きいなど様々なことが起こりました。

現在では DICOM 規格や DICOM-R/T を使用することで、画像データ、放射線治療計画に関する情報の保存・通信等の互換性が確保されているが、その前の時代である。これらの様々な問題を解決して現在の治療計画 CT 装置が開発されてきた。

## 5. RT-CT の導入と 3 次元治療計画

治療計画における CT 画像の有用性から、複数の CT 画像を使用した 3 次元治療計画への準備が進んでいた。しかし、画像処理を伴う 3 次元線量計算は 1970 年代のコンピュータ性能にとつてはまだハードルが高かった。

1986 年に導入された RT-CT は、CT 装置と治療計画装置をオンラインで接続し照射野などを体表面に投影できる C アームを組み合せた治療計画専用 CT システムです。CT シミュレータ（京大病院）と RT-CT（北大病院）は同じ装置で、メーカー（島津製作所、NEC）と各大学で話し合つて開発したシステムです。複数の CT 画像を利用して 3 次元で治療計画を行う専用のシステムは、世界初であったと思います。<sup>9) 10) 11) 12)</sup>



Fig. 12 : RT-CT 装置



Fig. 13 : RT-CT 装置の治療計画コンソール

このようなシステムの開発は、コンピュータの発達抜きには語れません。当時はまだコンピュータの速度が遅く、CT撮影も1スライス1分程度かかっていました。治療計画コンピュータはUNIXのワークステーションでした。線量分布計算は、E-TAR法でしたがスライス毎の計算では計算時間も長かったと記憶しています。患者体表面に照射野やアイソセンター等を投影するCアーム型の投光器は、非常に便利でしたがいま考えるとX線シミュレータの機能の名残であったと思います。当時、治療装置、寝台等の駆動が今のようにデジタル制御がされていない時代であつ

たため必要な機能でした。<sup>13)</sup> <sup>14)</sup> <sup>15)</sup>

このシステムになって、CT 装置に治療室と同じレーザポインターが設置されたので、シェルを作成し患者に装着してそのまま CT 撮影が可能になりました。また、治療装置と同じフラット天板になり、治療装置と同じ体位で全身の CT 撮影が可能になりました。北大病院では、RT-CT の導入とともに従来使用していた X 線シミュレータを廃棄しましたので、これ以降は治療計画すべてをこの RT-CT で行っています。北大病院では 1986 年度に初代の RT-CT (CTS-2500) を設置し、その後 1996 年度に 2 代目の RT-CT (CTS-20) を導入している。現在はさらに更新した治療計画用 CT 装置が設置されている。

診断画像のデジタル化が進み、北大病院に PACS が初めて導入されたのは 1989 年ですので RT-CT はその 3 年前になります。画像の保存・管理、通信に関する DICOM 規格（1993 年アメリカで規格が出された）や PACS の研究は進んだのは、1990 年～2000 年（平成 12 年）頃です。

## 6. 治療計画への MR 画像の利用

MRI の治療計画への利用は、診断領域の検査方法や画像利用の進歩に伴って進んできました。特に頭部、頭頸部領域の治療においてその有用性について多くの報告があります。MR 装置が設置されて診断利用が進むと、治療計画時に放射線治療医はターゲット等を入力するとき、隣に MR 画像を置いて確認しながら CT 画像に GTV, CTV を入力する方法をとっていました。<sup>16)</sup> <sup>17)</sup>

1980 年代～1990 年代の初め頃は、CT 画像と MR 画像を重ねて GTV, CTV を入力する方法は、コンピュータの能力からなかなか難しい技術でした。我々も 1988 年に MR 装置が設置されて以降、MR 画像を治療計画に利用する方法について試行錯誤して、はじめに考えついたのはシェルを装着して MR を撮影する、そのとき CT 撮影でやったようにシェルの上に何かマーカを置いて撮影する方法でした。そのマーカは、CT 撮影でも MR 撮影でも写るものが必要です。色々材料を試して、少し太いカテーテルの中に T1 画像で写るように何か油を入れる方法でした。

はじめは MR 造影剤を薄めて入れたり、食用油を入れて栓をしたりしましたが、最終的にはバターを溶かして注射器で入れると冷えて固まって使いやすいマーカができました。治療計画の CT 撮影を行う前にシェル上にこのマーカを貼り付け、CT 撮影を行い、CT 撮影のスライスに合わせて MR 撮影を行う方法をとり、その方法でしばらく頭頸部、脳腫瘍の治療患者に利用しました。多くの場合は、CT 画像で治療計画を行い決定した照射野をマークし MR 撮影し画像をもとに腫瘍の位置と照射野を確認していました。

その後、1998 年の施設移転に伴い、治療計画専用の MR 装置を導入することがきまり、CT 画像と MR 画像を重ね合わせる方法を検討し、専用のワークステーションを開発しました。<sup>18)</sup> MR 画像を治療計画に使用する上ではじめに問題となったのは MR 画像のゆがみでした。画像のゆがみは装置特有のもの、撮影部位、撮影コイル、FOV、撮影シーケンスなどで変化します。ファンタムを作成してゆがみを測定すると頭頸部でも 2~3mm のゆがみがあり、撮影部位や撮影シーケンスによりもっと大きなゆがみがありました。MR 画像のゆがみを補正するために、ゆがみ補正専用のファンタムを作成し、このファンタムを撮影して補正データを取得し、このテーブルを利用して MR 画像を補正することにしました。

また、CT 画像と MR 画像のコリレーションでは、位置合わせのマーカが必要です。これは、シェル上に貼り付けたマーカを CT 画像と MR 画像で入力する（3 点入力して三角形にする）することで、X 軸 Y 軸の移動と回転、拡大率を補正して画像のコリレーションをとることにしました。Z 軸はシェル上にマーキングした CT スライス面に会わせるようにした。

この方法により、CT 画像上でも MR 画像上でも ROI や GTV, CTV 等を入力でき、且つ、このデータは治療計画装置に ROI データとして転送ができるようになった。

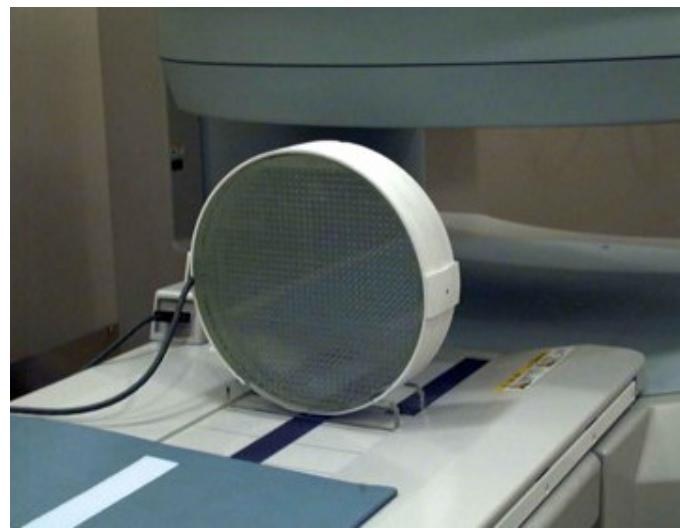


Fig. 14 : MRI ゆがみ補正用ファントム

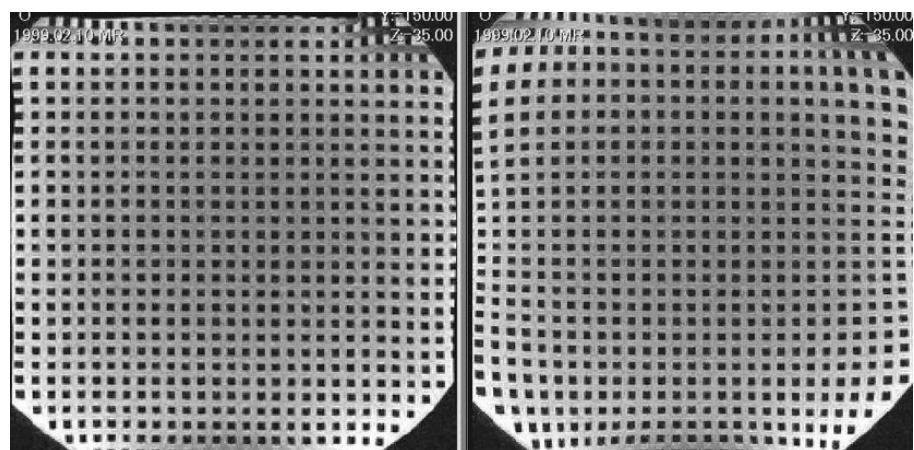


Fig. 15 : ゆがみ補正（右補正前，左補正後）

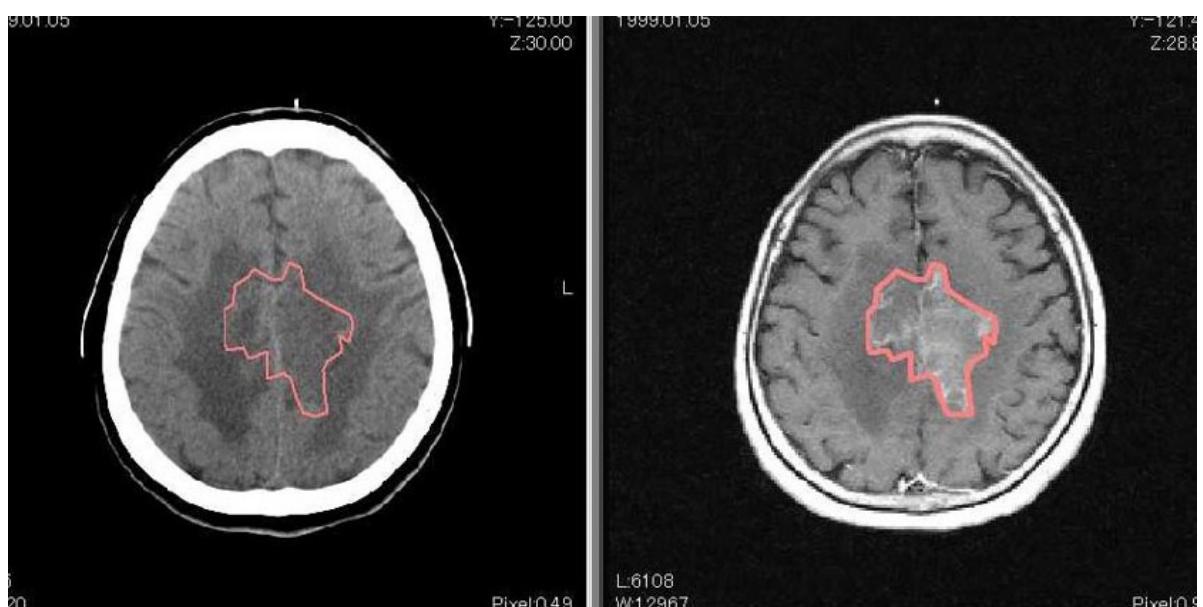


Fig. 16 : CT 画像と MR 画像を使用したターゲットの入力

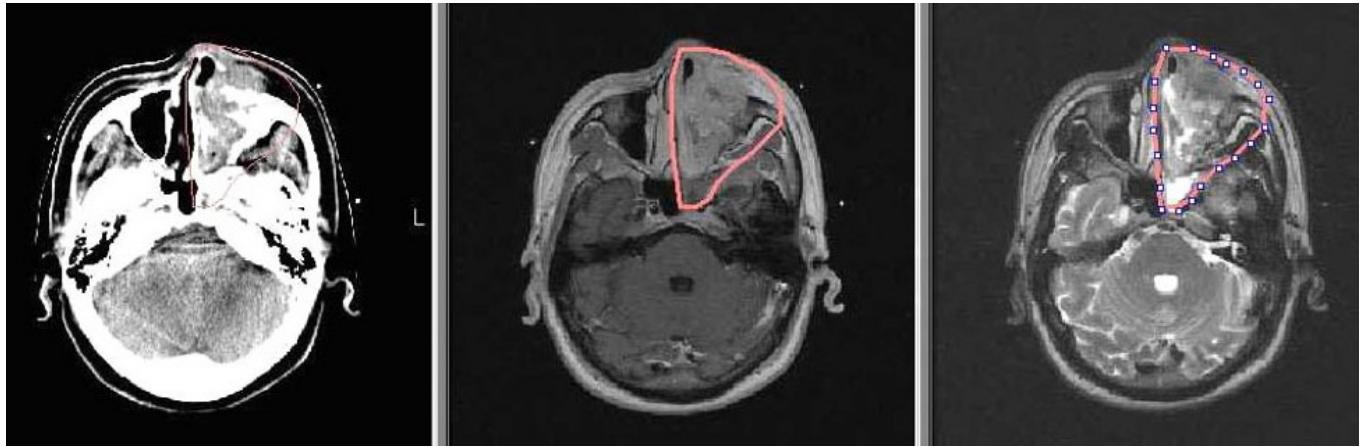


Fig. 17 : CT 画像と MR-T1 画像と MR-T2 画像を用いたターゲットの入力

## 7. おわりに

放射線治療における技術的な進歩はめざましく、コンピュータ制御の治療装置は、MLC も含めてガントリ、コリメータ、治療寝台等が自動で制御されるようになりました。また治療装置には、EPID や OBI、位置照合システム等が設置され、システム化されている装置が多く導入されています。

一方、治療計画システムも治療計画専用の CT 装置を始め、治療計画装置、治療情報システム、画像サーバや治療装置サーバ等とネットワークで接続されています。定位照射、IMRT といった高精度治療に伴って治療計画も複数の CT 画像を用いた 3 次元治療計画が当たり前になってきました。難しかった MR 画像や PET-CT 等の画像とのコリレーションも普通になっています。また、陽子線や炭素線を使用した粒子線治療施設も 20 施設以上が稼働しています。

放射線治療のこのような状況は、20 年以上前にはなかなか予測できないことでした。また、今から 20 年先の放射線治療を予測することは、治療のハードソフトの進歩と共に AI の進歩や腫瘍の DNA 解析の進歩など、より難しい事のように思います。

毎日の業務の中で、目の前の様々な問題を解決して行くことでしか前には進めないとと思いますが、幅広い視野で先見の眼を持つことが重要であると思います。このことを私は故入江先生、辻井先生に教えて頂きました。記載した範囲で放射線治療は、CT 装置、MR 装置の導入、コンピュータの進歩に伴う治療装置のインテリジェント化、情報システムの進歩などの技術的進歩によって、大きく動いてきたと思います。今後は、AI や情報通信の上に更なる進化を続けて行くものと思います。私は治療の現場を離れて暫くたちますので、放射線治療部会誌を読まれる現場でご活躍されている皆様とは、感覚がずれているのではないかと危惧しますが、昭和 50 年頃から平成 10 年頃までの昔話を書きました。

## 文献

- 1) 北川 豊、他. 頭頸部腫瘍放射線治療の固定具の開発. 日放技第 29 回総会抄録, 1973.
- 2) 山口 恵、他. 放射線固定治療法の改良並びに研究（第 4 報）上顎腫瘍への応用. 日放技第 31 回総会抄録, 1975.
- 3) 渡辺 良晴、他. 放射線固定治療法の研究（第 5 報）治療時における患者動きの検討 日放技第 32 回総会抄録, 1976.
- 4) ICRU Report 29 Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons

- and Electrons. 1978.
- 5) 山口 恵, 他. 新しいシェル素材の使用経験 日放技第 40 回総会抄録, 1984.
  - 6) 辻井博彦, 他. 頭頸部固定具（シェル）による治療計画法 －熱可塑性ポリエステル・レジンの利用. 日医放会誌 1984, 44 ; 1391-1395.
  - 7) 荒井博史, 他. シェルを利用した CT による治療計画. 日放技第 36 回総会抄録, 1980.
  - 8) 渡辺良晴. 放射線治療における CT の寄与. 日放技第 39 回総会抄録, 1983.
  - 9) 辻井博彦, 他. RT-CT システムの開発と臨床的意義. 治療システム研究, Suppl4;23-26,1987.
  - 10) 辻井博彦, 他. RT-CT システムにおける治療計画プログラムの臨床応用. 治療システム研究, Suppl5 ; 54-57,1988.
  - 11) 渡辺良晴, 他. RT-CT システムの臨床応用における問題点. 治療システム研究, Suppl5 ; 58-61,1988.
  - 12) 西台武弘, 他. CT シュミュレータ : マルチ CT 画像を用いた新しい 3 次元治療計画システム. 日放技学会誌 44:739-744, 1988.
  - 13) 渡辺良晴, 他. 放射線治療計画用 CT 装置の開発 (その 1). 北海道放射線技術雑誌 48 : 48-55 , 1988.
  - 14) 渡辺良晴, 他. 放射線治療計画用 CT 装置の開発 (その 2). 北海道放射線技術雑誌 49 : 121-128, 1989.
  - 15) 渡辺良晴, 他. シンポジウム CT シュミュレータと RT-CT. 日放技学会誌 45 : 1850-1852, 1989.
  - 16) 渡邊良晴, 他. MRI を用いた治療計画・照射位置の照合 日放技第 50 回総会抄録 1994.
  - 17) 細川洋一朗, 他. シェルを用いた放射線治療計画用 CT システム画像と MRI の重ね合わせの試み. 歯科放射線学会誌 35 ; 177-181, 1995.
  - 18) 渡辺良晴, 白土博樹, 他. 放射線治療計画用 MR システムの開発. MEDIX, Vol.31,12-17, 1998.

## Multi-scale technology

### アルテック有限会社

宮沢 正則



アルテック社は2000年に設立した有限会社です。当時は株式会社では1,000万以上の資本金、有限会社では300万以上の資本金が必要でした。そのような理由で有限会社を地元の松本(安曇野)に登記を行いました。

現在の主なる扱い商品は

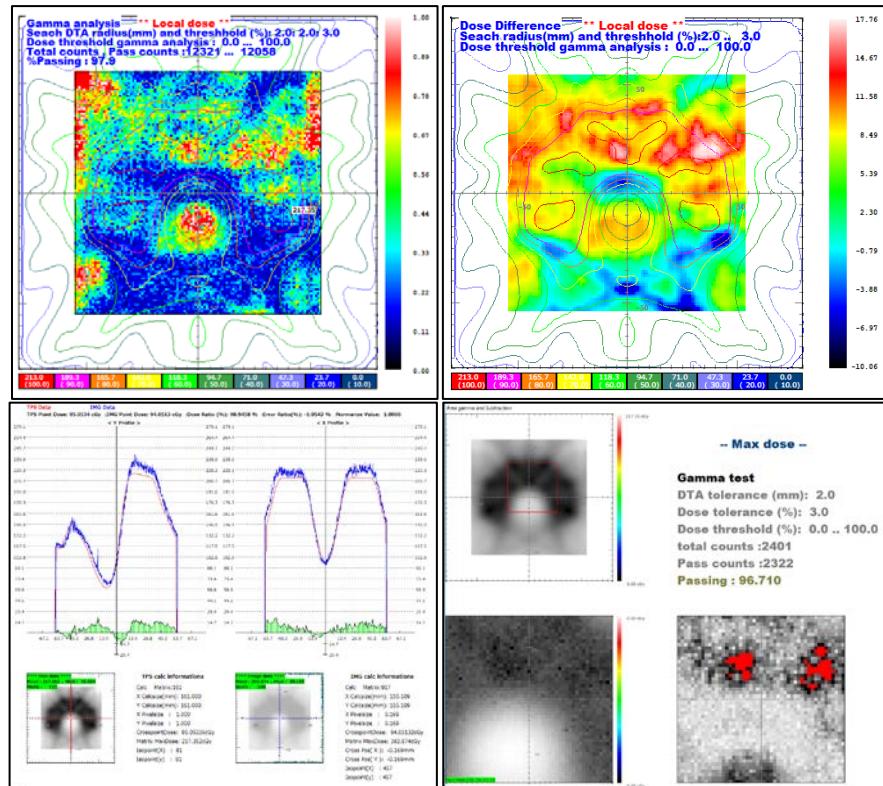
1 : GAFCHROMIC Film, 2 : DD-System 3 : 汎用水ファントム 4 : 汎用照射野中心検出システム等を中心に活動を行っております。

**1 : GAFCHROMIC** フィルムは古くからかかわり、国内でもガンマナイフでのみ使用されるフィルム等から携わり現在の中心である EBT3 まで扱っております。



左図は一例で、このほかに EBT3 XD 等が主なフィルムです。

**2 : DD-System** フィルム解析装置です。2018年4月にAAPM218が報告されたのでIMRTの解析は全て修正を行ないました。DD-System Userは弊社のWEBからダウンロードを行い、修正プログラムを使用可能になっております。

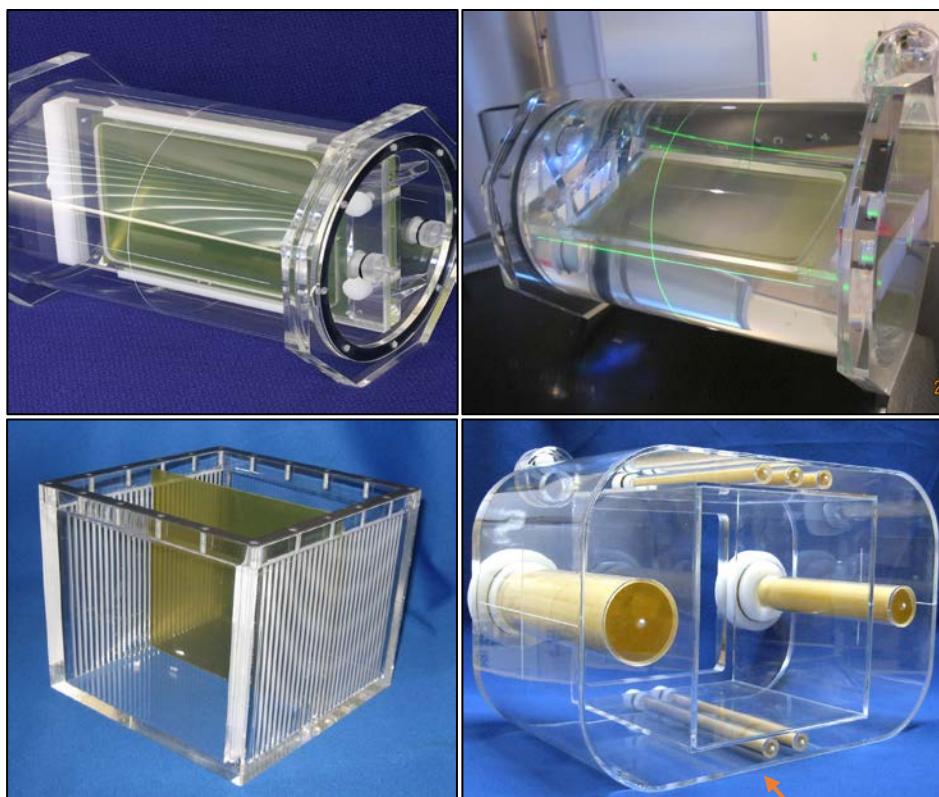


上図はガンマ解析の一例を示します。

Local, Maxdose の選択等の選択項目が追加されました。

**3 : 汎用水ファントム** フィルム及び電離箱を汎用水ファントム内で使用可能にした弊社の推奨ファントムでもあります。

電離箱測定時の位置誤差を目視で確認できる等の利点を有しています。



2018/10 新型デビュー

2018/10月に新型の水ファントムを発売開始します。

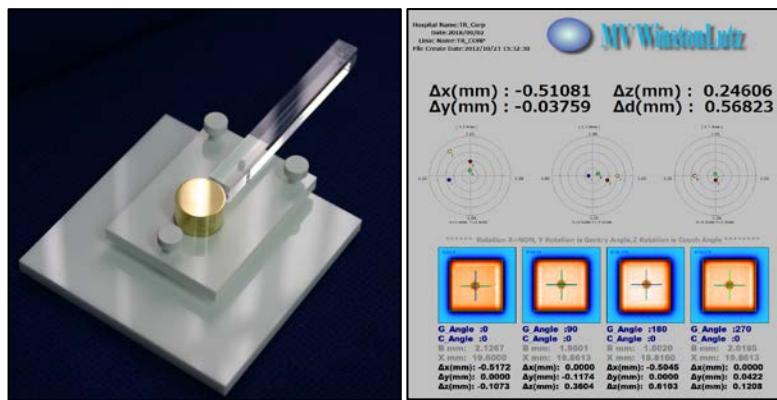
電離箱、フィルムの装填が容易になります。

本ファントムは不均質(骨等価、肺等価等)を交換挿入可能な構造となっています。

**4 : 汎用照射野中心検出システム** Winston Lutz 試験等の幾何学的 QA を中心にしたシステム (TM-WINS) を販売しております。

販売当初は Winston-Lutz ファントムと解析ソフトウェアのシステムでしたが、米国で販売されているソフトウェアを考慮し、Winston-Lutz, Picket Fence, RapidArc-QA(Ling<sup>1)</sup> の論文に準じる), Trajectory Log (MLC Speed, MLC error, Dose Rate, Gantry Speed)の解析モジュールを追加し、放射線治療における品質保証の統合的な解析システムとしました。

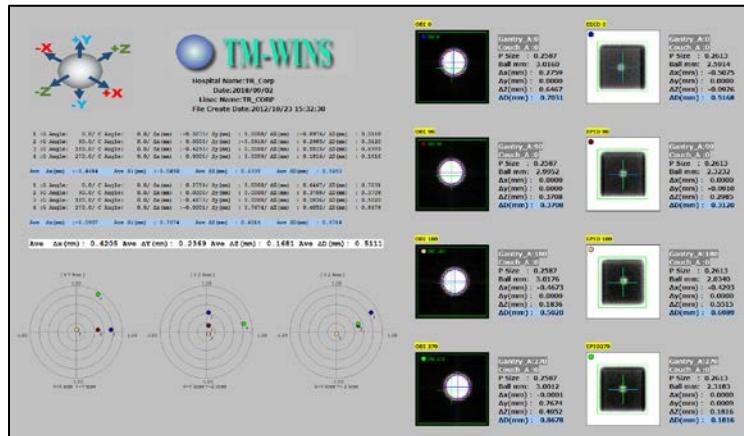
TrueBeam 付属の Trajectory Log viewer は、ユーザーによる操作が不可能なため、Trajectory Log 解析は、要望の高かった解析モジュールです。



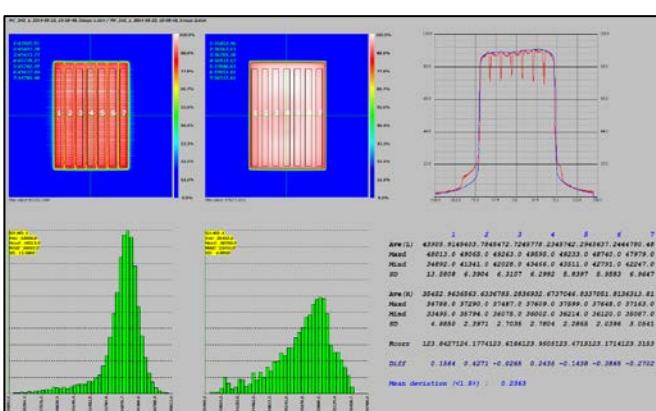
Winston-Lutz ファントム

Winston-Lutz MV 解析

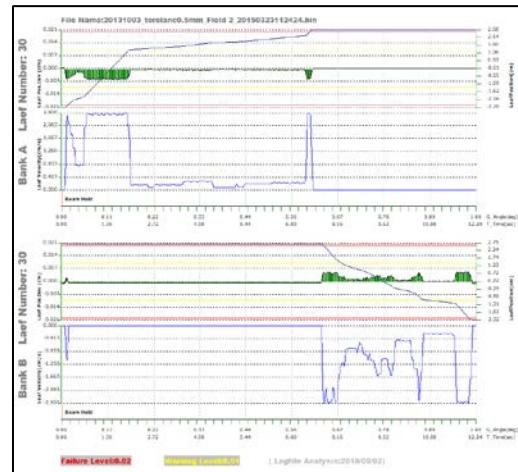
<sup>1)</sup> Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. C. Clifton Ling et.al. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 72, No. 2, pp. 575–581, 2008.



### Winston-Lutz MV, kV 解析



RapidArc-QA (Dose-Rate and Gantry Speed test) 解析



## Trajectory Log 解析

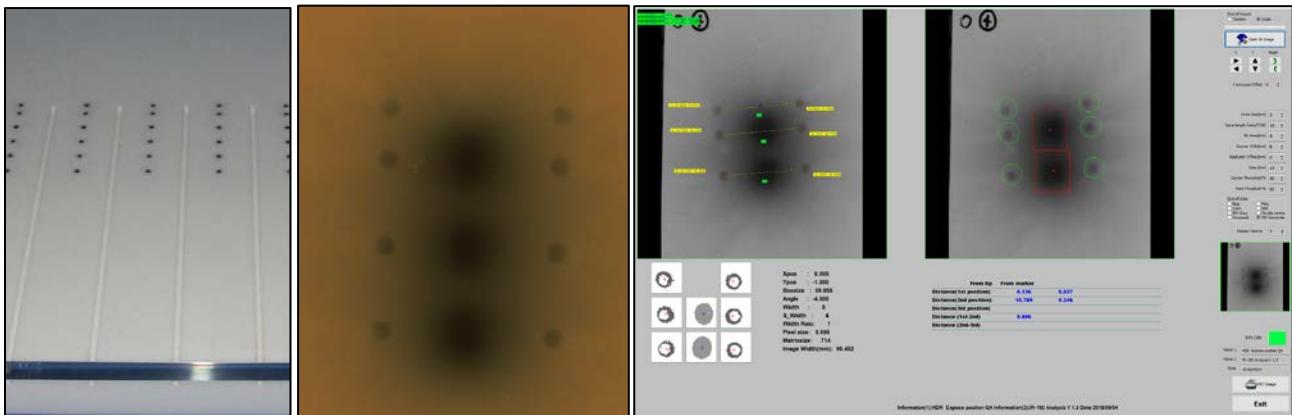
5 : その他

弊社では球形のガラス線量計の特許、汎用水ファントム内でフィルム装填方法の特許、照射野確認の為のフィルム固定ツール等、現在申請中の特許も含めて8件ほどを関与しております。

## 6：現在、開発中の紹介（腔内放射線治療関係）

大学病院と共同で開発している例を紹介致します（特許申請）

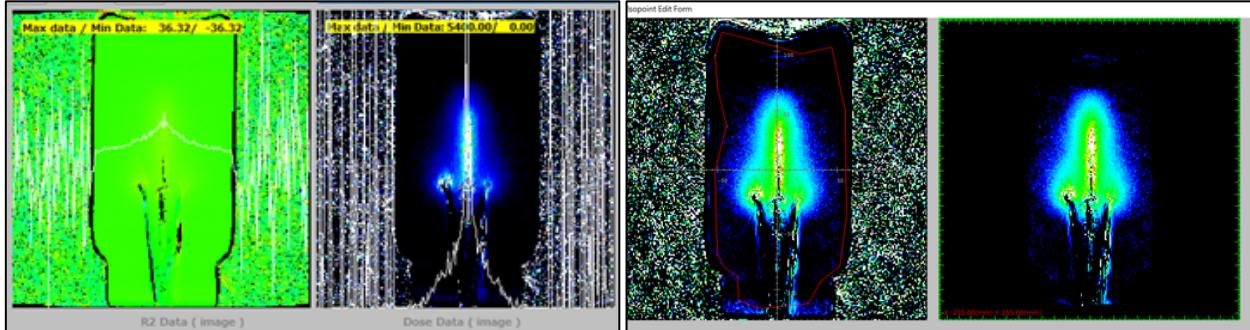
A) ガンマ線からのコンプトン散乱線を利用した IR 線源停止位置の記録、解析に関する事例。



①

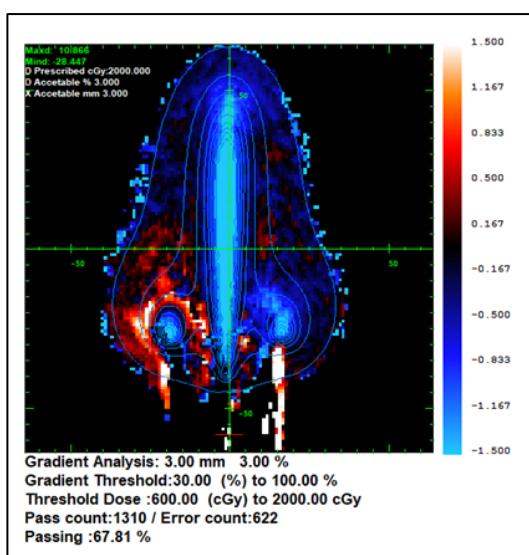
- ① IR 専用ツールでコンプトン散乱用の金属球が規則正しく埋め込まれている(特許申請中)
- ② GAFCHROMIC RT-QA2 フィルムを挿入して線源引き戻しを行うと自動的に黒化し、保存が可能(この点が Video 等の QA と異なる)
- ③ 照射フィルムで必要に応じて停止位置の定量評価も可能。  
GAFCHROMIC RT-QA フィルムをツール内①に挿入し、IR 線源を移動させれば自動的に金属マーカによる黒化が促されて、記録保存が可能なる、実用的な手法です。

## B) GEL 線量計を用いた定量評価



④

⑤



⑥

- ④ 腔内照射の DICOM RT(Dose)ファイルを用いると局所線量は 500Gy 以上の値なので一工夫が必要になります。
- ⑤ 線量クリップを行い、線量実用帯域まで計算領域を限定させる
- ⑥ 最終的には GEL の線量対 DICOM DOSE の QA まで進める事を可能にした。

最後に

大学病院で 20 年間程の放射線治療に従事して今日を省みると、低融点鉛を用いた自由な照射野形状から直線的な照射野(MLC 多用)へと変わった現在、工作室の無くなった事を考えると今後も専門的なツールの開発需要は高まると想像しております。

# 放射線治療 座長集約

## 治療計画 1 (演題 26-29)

**26** 金属アーチファクトの評価方法を提案し、金属アーチファクト低減技術と仮想単色 X 線画像を用いて、従来法と比較評価した内容であった。

CT 値の信頼性として、理論値との比較を行なっているが、算出に用いられる密度やエネルギーなど不確かな要素もあるので、金属アーチファクトの有無での比較も検討していただきたい。また、提案された手法では、アーチファクト低減の過補正が評価出来るとし、仮想単色 X 線画像で金属アーチファクト低減を行なった場合には、過補正が生じているために通常撮影の金属アーチファクト低減を行なった方がよいと結論づけていたが、その過補正の程度も含めてぜひ引き続きの検討を期待したい。

**27** 画素値対質量密度変換テーブル作成時の金属プラグ有無で、頭頸部 IMRT 計画線量を MVCT と kVCT で比較した内容であった。金属プラグ有りのテーブルを用いることで、MVCT と kVCT 間の差が低減し、不確かさが低減できたとしていたが、高密度物質の CT 値の取得の正確さや金属アーチファクトの影響が全て含まれた結果になってしまっているため、一般論的な推察になってしまっていた。ターゲットや臓器の位置関係、ビームアレンジメントなどによって、変化をするのであれば、今回のような ROI を定義して線量差を生じた相対体積の比較ではなく、 $\gamma$  解析や DD などで比較するのも検討してみてもよいのではなかろうか。義歯からのアーチファクトは高くても 2000HU 程度であると思われる所以、テーブル作成時のプラグの有無による影響は、提示されたテーブルを見る限りでは少なそうに見え、義歯の過大評価が改善された結果なのだろうと思われた。依然として小さくはない相違が kVCT と MVCT との間にみうけられたので、プラグを使用だけではないさらなる対策が必要と思われる。引き続きの検討を期待したい。

**28** 金属アーチファクト低減技術の有用性について、頭頸部領域を模擬したファントムを使用して治療計画によって統合的評価をした内容であった。会場からは、アーチファクト低減を行っても、reference とは大きさが異なっているように見受けられると指摘があったが、ダイス係数で 0.6 程度となっていることからも伺える。ターゲットが歯冠に非常に隣接していたためか、金属アーチファクト低減を行なっても、reference とは大きく異なる結果になったと思われる。臨床使用を考えると、もう少し高いダイス係数が得られる必要があると思われる。D90 の比較ではアーチファクトなし(低減含む)の状態とありの状態で有意差を認めていたが、DVH の形状からは歯冠の有無による変化が大きいように見受けられた。会場からも指摘があったが、比較する照射条件についてもう少し考える

必要があるように感じられた。従来から行われているアーチファクト部分を水置換する方法でも、アーチファクト低減との線量差は縮まるように見えたが、手間を掛けずに済むのであれば有益である。頭頸部領域では MRI を用いて病変の範囲を決定するのが一般的であると思われる所以、金属アーチファクト低減技術をどのような目的で使用するかを明確にすると、比較する治療計画の条件について考えやすいのではないだろうか。

**29** 高密度領域周囲の線量計算精度向上のために拡張 CT スケールの単色 X 線等価画像(DECT 画像)を用いて検証した内容であった。Acuros では 3.0g/cm<sup>2</sup> 以上に相当する CT 値があると、物質を割り当てないと計算できないといった制約があるが、120keV 以上の仮想単色 X 線を用いることで、チタンロッドのアーチファクトにより、計算が行えないことがなくなっていた。一方で、今回行なった条件では、もともと変換テーブルで差の出づらい水等価近辺の計算精度を確認するには、その他の要因のほうが優位に働いてしまっていたように思えるので、検証条件について、引き続き検討いただきたい。また、拡張 CT スケールでは、従来では CT 値が頭打ちして値の得られなかつた高密度物質の CT 値が得られることが利点に挙げられると思われる所以、本報告からの趣旨とはずれてしまうが、高密度物質の同定をきちんと行えることが、計算精度に与えるインパクトは大きいのではないかと読み取れた。

羽生 裕二 (東京女子医科大学病院)

中島 大 (がん研究会 有明病院)

#### IGRT1 (演題 30-34)

**30** 呼吸停止下において CBCT を 4 分割で撮影した際に、その再構成画像から呼吸停止の再現性を評価するという報告である。大きさの異なる模擬血管を用いた自作ファントムにて、それを頭尾方向に動かすことにより、再構成画像への影響を評価した。肺などの呼吸性移動の大きい領域では、呼吸停止下での治療が行われることがあるが、その停止位置の再現性を評価しておくことは非常に重要である。本報告では、血管径を指標として停止位置による位置ズレが血管径よりも大きい場合にその血管は再構成画像にて分離して表示されることを示した。つまり、分離して表示された血管径から呼吸停止の再現性を定量的に評価できると結論付けている。この検討は基礎実験のため、頭尾方向のみに平行に動くファントムを用いており、評価も頭尾方向のみで行っている。今後は、臨床条件に近い状態でのファントムの動きのもと、各方向における評価を行っていただきたい。また、再構成画像のスライス厚については、本報告では触れられていなかったが、定量化においてはその辺りも影響すると考えられるため、あわせて検討いただきたい。

**31** 前立腺がんの IGRT において、CBCT を用いた標的ベースの位置合わせにおける不確かさを定量的に評価するという報告である。本報告では、定量評価のために CBCT 画像上に前立腺の輪郭を抽出して計画 CT 上の輪郭と比較することで位置誤差を算出し、それをリファレンスとして評価している。算出した位置誤差から、van Herk らの式を用いて PTV マージンを算出した。結果は、SI, AP, LR 方向の順にエラーが大きくなり、それに伴い必要なマージンも大きくなつた。SI 方向のエ

ラーが大きくなった要因として、膀胱境界や前立腺尖部の識別の難しさが考えられるのではないかと考察している。マーカーを留置しないCBCTを用いた標的ベースの位置合わせは侵襲性の点で優れているが、CBCTの低画質により位置合わせの不確かさが伴う。したがって、その不確かさを定量的に評価できる本手法は非常に有意義なものであると考える。懸念事項としては、直腸ガスが多い症例の場合のCBCT画像上の前立腺の輪郭抽出の精度への影響がある。本報告では20症例のみでの検討であるため、今後症例数を増やして輪郭抽出の精度も含めて追加検討いただきたい。

**32** SyncTraX FX4の動態追跡照射に用いるインプラントマーカーのアーチファクトの影響と追跡精度について検討した報告である。本報告では、iGoldとGoldAnchorの2つのマーカーを用いている。まず、アーチファクトの評価はマーカー周囲の関心領域におけるアーチファクトインデックスを用いて評価し、埋め込むマーカーの位置を画像中心と右側10cmの2通りにて検討した。また、SEMARの有無による影響も検討している。結果は、マーカーの違いよりも位置により影響を受け、10cm右側の方がアーチファクトインデックスは大きかった。本報告では、SEMARを用いるとマーカーの違いや位置による影響を軽減できると結論付けている。次に追跡精度は、ビームオンタイム/全治療時間を指標として評価した。結果としては、マーカーの違いによる有意な差はなかった。SEMARによりアーチファクトの影響はかなり改善するが、過去の報告によると元の形状を変形させてしまう場合もあるため注意が必要である。また、GoldAnchorは埋め込み方により様々な形状になるため、その形状の違いによる検討も行っていただきたい。

矢田 隆一（神戸大学医学部附属病院）

**33** 前立腺癌の放射線治療において、CBCT画像による位置照合は重要な役割を果たしている。金属等のマーカーを用いない位置照合では、実際に位置照合を行うときの位置認識が観察者間で異なることが問題となる。この研究では、患者10名の30回のCBCT画像に対して医師・技師14名のレジストレーションにおける平均移動量を基準として観察者間誤差を検討している。まず、CBCTによる組織(前立腺)照合は骨照合よりも不確かさが小さいことが示された。また、医師と放射線治療技師との間に位置合わせ精度の有意差はなかったが、平均より低い観察者も見られ、患者毎の位置誤差にも有意な差があったと報告された。CBCTのスライス厚の影響も考えられるため今後の検討を期待したい。CBCT画像によるIGRTは多くの施設で行われているが、個々の施設で観察者毎の位置合わせ精度を把握することは重要であり、この研究は参考になると考えられる。

**34** CBCT画像を利用したIGRTの方法には骨照合を自動で行い、その後に組織照合を視覚的な手動照合で行うことが多い施設において行われている。この研究では、手動部分を自動的に行う方法を検討している。テンプレートマッチングを用い、腫瘍位置の同定には元画像、BSEフィルタを用いた腫瘍抽出画像およびSobelフィルタを用いたエッジ強調画像が用いられた。MV-CBCTによる先行研究では腫瘍抽出画像の精度が良かったが、この報告で用いたkV-CBCTでは画像処

理を行わない元画像が良い結果を示していた。この原因は CBCT 画像と元画像の CNR 値に起因していると考察されている。症例の選択や症例数に影響されたことも考察されており、適切な試料および試料数を用いた再検討が期待される。

佐々木 浩二 (群馬県立県民健康科学大学)

### 体表面検出器 (演題 35-37)

放射線治療(体表面検出器)のセッションである。体表面検出器とは患者位置をレーザーや特殊な光を投影して 2 台のカメラを用いて三角測量から距離を求めて 3 次元的に患者位置決めを行う装置である。2018 年 4 月に診療報酬改定が行われ、“体表面の位置情報によるもの”として 150 点が加算出来るようになった。このため今後これらの装置を用いた発表や論文は増えると考えられる。今回先行導入施設として聖隸浜松病院から 3 演題の発表があった。なお発表順番は研究内容を考慮して演題番号 35 を最後とした。

**35** レーザー型3D 体表検出器を用い、声ガイドにて左乳房深吸気息止め照射音吸気量の再現性について検討した報告である。吸気量の再現性が重要となるが、本報告では音声ガイドを用いて吸気量の程度を直接被検者に伝えることで再現性の向上を試みている。結果では音声ガイドを用いることで全ての被検者で吸気量の再現性が認められた。深吸気息止めを使用する際に設定する関心領域を乳房のどこに設定すれば良いかなどは未検討でありさらなる検討を期待したい。

**36** レーザー型 3D 体表面検出器 EDR 社製 VOXELAN を用いて乳房術後照射安静時呼吸下での胸壁の Intra-Fractional Variation 背腹方向の移動量について解析した報告である。結果では胸壁の移動量は $\pm 2\text{mm}$  以内であった。治療中の患者体位をリアルタイムで把握するうえで有用である。装置分解能について質問がなされた、正確な値は不明であったが 1.0mm 以下であると考えられた。

**37** 左乳房深吸気息止め照射において、レーザー型 3D 体表面検出器を用いて位置照合を行い治療した際の標的位置の再現性を EPID 画像から体表面位置を計測することでレーザー型 3D 体表面検出器の有用性を評価した報告である。結果ではレーザー型 3D 体表面検出器を用いてセットアップをすることで標的位置の再現性は 3mm 程度に収まることが示唆された。今後は乳房の変形時の対応や、乳房の形状に関しての Inter-Fractional Variation などの研究を継続していただきたい。

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

阿部 幸直 (千葉大学医学部附属病院)

### 呼吸管理 (演題 39-42)

**39** 温存術後の深吸気停止による乳房照射に対して均一な線量分布になるように Irregular surface compensator(以下、ISC)の機能を取り入れる中で、呼吸停止時間の問題を検討した内容である。フルエンスマップが等しくなるように作成された 3 種のフィールドはそれぞれ通常の ISC のフィールド、

ISC のフィールドを 3 分割にしたもの, MLC の稼働域と固定域に分割したものに分けられ比較検討された. 方法はガントリに装着された MapCheck2 にて  $\gamma$  と DTA の解析を行い, 通常の ISC のフィールドに対し, それぞれのフィールドの影響が比較された. 結果として MLC の稼働時と停止時に分けたものが  $\gamma$  及び DTA ともに良い結果として示され, MLC エラーの割合も低減していた. 結果の中で, ガントリ方向による結果の依存が見られたが, Mapcheck2 の軸ズレや, MLC キャリッジ部分の依存などが見えているものと思われる. 今回の検討は乳房照射における重要事項である心臓ひばく線量の低減を目的としたものであり, 引き続き有用な情報提供を期待する.

**40 実際の肺がん患者 11 名の吸気停止下での CBCT により算出された腫瘍位置をもとに検討された結果は四分位で評価され, 箱ひげ図として表わされた.** 方法としては, 位置照合前と治療後の長い時間軸での評価と, 短い時間軸での連続する2回の CBCT での評価が行われ, 四分位評価の特徴を用いてデータのばらつきや偏りが示唆された. 全体的には 75 パーセンタイルが 5mm 以内である状況がみられたが, 中には最大値が 5mm を超えるデータもあった. それらは特に AP 及び SI 方向において顕著であり, 患者の呼吸状態, 年齢, 理解力等に由来する成分が寄与しているものと思われる. また, 肺野内の腫瘍存在位置にも依存することが考えられ, 特に吸気停止による前胸部の動き, 椎体の反り返りによる影響等もデータに表れていたものと思われる. 浅呼吸や呼吸抑制とは異なり吸気停止照射では一回のエラーが非常に大きな影響を与えることから, このような吸気停止での位置再現性を評価することはとても有用であると思われる.

大坂 曜胤 (新潟県立中央病院)

**41 島津製作所製の SyncTraX を用いた動態追跡 X 線治療(RTRT)における患者位置補正に関する発表である.** 呼吸同期幅を 2mm に設定している. 対象を, 呼吸同期照射を行った肺がん患者 20 名を対象としている. 腫瘍近傍に埋め込まれた金マーカーを用いて照射中のターゲットのベースラインシフト量を評価している. 1回の治療あたりの補正頻度は約5回で, 照射時間と共に腫瘍位置が変化している結果であった. 特に背腹方向の変化量が大きく平均で約5mm の変化量が確認された. RTRT システムは透視モードにて常に腫瘍位置の確認が可能で有り, 治療中の位置補正が適時行える点において, マーカーを用いた呼吸同期照射で非常に有効なシステムである. 今後はそれらを踏まえた上で, RTRT システムにおける PTV マージンと適切な同期幅の設定値に関する更なる研究を期待したい.

**42 呼吸同期照射時のダイナミックウェッジ角度の変化を評価した発表である.** 検出器には MapCHECK2 を用い, 動態ファントムとの組み合わせにより RPM 同期中の二次元の線量分布の評価を行った. 呼吸波形は, 振幅1cm 周期3秒を採用した. 同期幅は 40~60%を採用している. 15~60°の EDW 角度のそれぞれの角度において同期照射を行った. 照射野辺縁での計算線量とのズレが確認された. しかし, 角度に対する同期の影響は確認されなかつたと報告された. 同期照射は, 同期幅の設定値および対象の移動量(移動速度)によって, 照射時間が大きく変わる治療

方法である。また、同期幅によって Y-jaw の動きが停止する頻度も変わってくる。あまりに狭い同期幅の場合、小 MU 照射精度および Y-jaw 停止位置精度の影響が考えられる。今後は、同期幅と振幅のバリエーションを加味した検討、物理ウェッジとの違いに関する研究を期待したい。

松本 賢治（近畿大学医学部附属病院）

### 小線源治療（演題 43—46）

**43** 裁断した OSL シートをネラトンカテーテルに巻き付けて、直腸線量計を自作した報告であった。ファントムによる測定結果だけでなく、倫理審査委員会の承認を受け、実際に患者に使用した測定結果も報告された。密封小線源治療は外照射よりも 1 回線量が高いため、線源の位置及び停留時間が正しく照射されたことを、in-vivo 線量測定により確認することの意義は高いと考えられる。本研究では、ファントムにおける線量測定の精度や不確かさを評価しており、測定精度は良好な印象を持った。患者での測定結果においては、治療計画の画像上で直腸線量計の線量と測定結果が一致しなかったことが示されたが、おそらく計画画像取得時から照射までに直腸線量計の位置がずれたことが要因と考えられる。本法は作成方法が比較的簡便でかつ安価であり、線量率や温度による応答依存性が少ない測定方法と考えられるため、引き続き研究を続けていただきたい。

**44** SAVI<sup>®</sup>と呼ばれる専用のバルーンアプリケータを用いた加速乳房部分照射(APBI: Accelerated Partial Breast Irradiation)における、不確かさの評価を行った報告であった。線源動作の機械的な精度、アプリケータの変位、最適化計算のパラメータ及び不均質補正の有無による、DVH パラメータへの影響を評価されていた。PTV の  $V_{90\%}$  に最も大きく影響を与える因子は、SAVI<sup>®</sup>アプリケータの線源移動方向への位置ずれであった。また、不均質補正の有無による線量への影響は皮膚の  $D_{1\text{cm}^3}$  への影響は大きいものの、PTV や胸壁への影響は非常に小さかった。今後は個々の因子による不確かさの評価だけでなく、全ての因子を含んだ場合の不確かさである拡張不確かさの評価につなげていただきたいと感じた。それにより PTV の  $V_{90\%}$  など、投与線量の不確かさを評価できるため、より臨床で有用な研究になると考える。

**45** 前立腺の IMRT と HDR による線量分布の合算で、Deformable Image Registration を用いる際に、前立腺 HDR の際に撮影した画像において造影剤を充満した膀胱と金属製ニードルを水程度の CT 値に上書きすることにより、レジストレーションの精度が向上したとの報告であった。演者の施設では、前立腺 IMRT は腹臥位、HDR は仰臥位で行っているためレジストレーションには DIR が必須と思われる。前立腺のダイス係数は、ニードルと膀胱の CT 値を上書きすることで有意に向上した。外照射と腔内照射の線量合算は、その有用性や将来性から大きなテーマとなっている。DIR は、操作者の知識や経験などにより、より精度を向上できる可能性があるため、本報告のように、各施設の実状に合わせた手技を確立し、学会で報告いただくことは非常に有意義であると考える。

**46** 触診ができない乳がんの部分切除術において、マンモグラフィーの際に腫瘍位置のマーキング

グとして、金属製ワイヤの代わりに  $^{125}\text{I}$  シードを用いたことによる有用性に関する報告であった。ニードルによる挿入ができること、金属製ワイヤよりもシード線源が非常に短いため患者の身体的負担が少ないとこと、術中に摘出したか否かがサーベイメータによりわかれることなどの利点があつた。本報告は  $^{125}\text{I}$  シード線源を用いているものの、治療ではなくマーキングに用いているため、密封小線源治療とは異なる。本来は、日本医学放射線学会や放射線技術学会であつてもマンモグラフィーなど他のセッションがふさわしい内容であり、小線源治療のセッションでは報告の有用性や新規性を正しく評価できなかつたことにお詫びを申し上げたい。

小林 大輔 (筑波大学附属病院)

小島 徹 (埼玉県立がんセンター)

### 粒子線治療 1 (演題 47-51)

**47** 陽子線治療でインルーム CT を用い、骨照合と標的照合に対するビーム軸上の水等価長を評価し、ロバスト性の検討を行った報告である。粒子線治療は、distal fall-off を持つため深さ方向に感度が高く、線量への影響が大きい。本報告では、前立腺患者 7 名に対し骨照合から標的照合への移動量を算出し、その移動量が 3mm 以下(以下グループ 1)と 3mm を超えるグループ(以下グループ 2)の 2 群に分け、水等価長と日々の線量再計算での DVH 評価による比較が行われた。グループ 1 とグループ 2 の水等価長の不確かさは、それぞれ 1.3% と 3.7% であり、移動量の大きいグループ 2 の方が、ばらつきが大きかった。また、その不確かさを加味し、治療計画装置で再計算したところ、それぞれのグループで最小線量を示す D98 が改善された。陽子線治療においてロバスト性の高い治療を行うためには、骨照合の場合、深さ及び横方向のマージン拡大が必要である。一方、標的照合では深さ方向のマージン拡大が必要となる。この事から演者らは、横方向のマージン拡大により膀胱や直腸などの OAR への線量が高くなる事から標的照合の方が有用であると報告された。今後、更に前立腺照合時の至適パラメータ(スメアリング、飛程の不確かさ)の研究を継続していただきたい。

**48** 粒子線治療のスキヤニング照射では、標的の動きにより interplay effect が生じる。その影響について肝腫瘍を標的とした臨床プランを用い評価した報告である。本報告では、CTV の呼吸性移動量が 9.9mm(以下症例 1)と 13.9mm(横隔膜直下)(以下症例 2)の 2 症例に対し、陽子線のスキヤニング照射である single-field uniform dose(SFUD)照射と intensity modulated proton therapy(IMPT)照射において worst case optimization(WCO)使用の有無の治療計画を立案した。それらの計画と呼吸性移動の無い計画(以下 original)の D98, D50, D2 について比較評価された。結果、症例 1 では、original と約 1% 以内の相違だったが、横隔膜直下で呼吸性移動量の大きい症例 2 では、全ての治療計画で線量分布が崩れ、interplay effect の影響が観察された。また、文献的考察から interplay effect の影響は、標的の移動量だけでは無く、spot size, spot spacing, fractionation によつても影響を受け、patient specific に生じる可能性があると報告された。スキヤニング照射は、range compensator が不要であり、より adaptive な治療が可能であるため、その適応拡大が望まれる。その為にも更に呼吸同期、rescan、分割照射についての interplay effect への影響について検討いただ

きたい。

**49** 陽子線治療計画では CT 値の不確かさが飛程に直接的に影響を及ぼすことから、正確な CT 値阻止能比変換テーブルを取得しておく必要がある。一般的にこのテーブル作成には stoichiometric calibration, 多二元校正法といった方法が用いられ、組成が既知のプラグを設定した専用ファントムが用いられる。しかし、一般的に治療計画用 CT として用いられている Single Energy CT(SECT)ではプラグの配置によってビームハードニング効果の影響で得られた値にはバラツキが生じる可能性が考えられる。本報告ではこの影響について仮想単色 CT 画像を得ることができる Dual Energy CT(DECT)を用いて SECT との比較検証を行っている。肺、軟部、骨領域毎に両者のバラツキを比較した結果、肺領域においては DECT で良好な結果が得られたが、その他では明らかな向上は認められなかったとのことであった。この原因についてはさらなる検討が必要とのことであったが、正確な陽子線治療計画を立案していく上で重要なテーマであることから、続報を期待したい。

**50** 光子線治療分野では MU 値の独立検証はすでに標準化されている感があるが、陽子線治療分野ではシステムが in-house machine に近く、独立検証の標準化には未だ至っていないというのが実情である。従って品質を担保するためには施設毎にそれぞれのシステムに見合った考え方を理論構築し、実行していく必要がある。本報告では陽子線治療の独立検証システムを開発し、その動作確認を行っている。治療計画装置から取得した DICOM-RT データを基に独立計算をするだけでなく、フィルム測定用の解析機能も実装することで計算による独立検証に加えて実測による検証まで完結できるシステムを構築したことであった。同様の機能を備えている商用ソフトウェアと動作および解析結果を比較し、遜色ない結果を得ることができたとのことであった。上述したように陽子線治療システムは標準化に至っていないことから、検証ツールの仕様にもある程度の個別対応が求められることになる。その意味でも自作による対応というのは十分に正当化されるものであり、大変参考になる内容であった。

**51** 陽子線治療の照射野形成方法は、拡大照射法(Passive Scattering Proton Therapy; PSPT)とスキャニング照射法(Pencil Beam Scanning; PBS)に大別されるが、両者では照射野形成過程で生成される中性子量が大きく異なるため、建屋設計にも自ずと大きく影響を及ぼすことになる。一般的に病院の敷地面積には余裕がないことから、陽子線治療施設のコンパクト化が強く望まれており、1 室タイプに加えて遮蔽壁厚を PSPT に比べて薄くすることが可能な PBS 専用機がニーズに見合ったシステムとして世界的に普及しつつある。本報告はタイからの報告であり、1 室タイプの PBS 専用機における遮蔽計算を実行し、ベンダーが提供している結果と比較検討を行っている。遮蔽計算方法には主に解析的手法とモンテカルロ計算があるが、前者で評価を行い、良好な結果が得られたとのことであった。今回対象とされた施設は、タイにおける陽子線治療装置の初号機のことであり、光子線治療の high volume center に隣接して設置予定とのことであった。陽子線治療は世界的

に普及する傾向にはあるが、偏在しているのが実情であり、タイにおいては未だ認知度は高くないとのことであった。2020 年にオープン予定のことであり、タイにおける陽子線治療のパイオニアとして引き続き得られた知見を国内外に広く発信されることを期待したい。

矢能 稔啓（兵庫県立粒子線医療センター）

加藤 貴弘（南東北がん陽子線治療センター）

#### 放射線性物（演題 52—54）

**52** 腫瘍の増殖能を細胞実験により実測し、腫瘍細胞数に応じた増殖能(体積効果)を考慮した細胞生存率モデルの数理モデル構築に関する報告であった。細胞実験により細胞増殖速度を決定し、結果をロジスティック曲線に適合させることによって H1299 細胞の倍加時間を求めた。Microdosimetric-Kinetic model に増殖速度を考慮することにより、2 回照射 24 時間の間に生存率の増加を示し、再増殖度は腫瘍体積に依存した。インビトロ実験およびモデル推定は、多分割照射における細胞生存率と体積依存型増殖能を示した。再増殖を考慮していない治療効果と同等の効果を得るためにには追加の照射が必要と示された。モデルの性能を確認するために、さらなる検討を行い臨床応用できるよう報告していただきたい。

**53** 高線量率X線照射の最適な生存率モデルを選択し、細胞照射実験とベイズ推定法を用いた生存率曲線の特性解析を行った報告であった。コロニーアッセイによる細胞照射実験のデータを用いていた。線量率効果を考慮していないLinear-Quadratic model(LQM)とMicrodosimetric-Kinetic model(MKM)、および線量率効果を考慮したMKM(MKMDR)とUniversal Survival Curve(USC)を Deviance Information Criterion(DIC)を用いて適合性を比較した。LQM, MKM およびMKMDRと USC の DIC 値は、それぞれ-1.30, -1.27 および-3.43 と-1.70 で MKMDR の DIC 値が最も低く線量率効果を考慮したモデルが最も適合性が良くなる結果であった。USC は遷移線量の取りうる範囲が広く最適な線量と不確定性を求めることが出来なかった。MKMDR を用いた Biological Effective Dose の不確かさの観点から腫瘍細胞を死滅させるためにはより大きな線量が必要である可能性が示された。今後詳細な検討を行いその報告を期待したい。

**54** Microdosimetric Kinetic Model(MKM)を用いた、光子線における照射中断時間による腫瘍に対する生物学的影響についての報告であった。Particle and Heavy Ion Transport code Systemを用いて、6MV光子ビームの平均線量線エネルギーをモンテカルロ計算でシミュレーションを行い、 MKM は照射中断時間の効果の計算のために用いた。10 分間程度の中止は、生物学的効果に大きな影響を与えないが、中断時間が30分を越えると2Gyで約2%，8Gyで約4%の低下、また60分では2Gyで約4%，8Gyで約8%の低下があり、中断時間を延長することによって腫瘍に対する光子ビームの生物学的効果が減少した。自作の中止時間による線量の差を計算するプログラムでは30分で5%となった。機械的なトラブルなどにより長い照射中断時間が生じた時は中断時間を考慮した線量投与が求められる可能性があることが示された。今後エネルギーの違いによる効果や細胞の種類ごとによる評価と細胞の再酸素化などの人体に近い状態のモデルでの検討を行った報告を

期待したい。

富永 正英 (徳島大学大学院)  
本田 弘文 (愛媛大学医学部附属病院)

### 治療計画 2 (演題 266—270)

**266** 治療計画装置の導入時は、膨大なビームデータ測定およびデータモデリング後のコミッショニングなど多大な労力を要する。国内で生じた放射線治療事故には、放射線治療計画装置のコミッショニングに関連する報告が多く、安全かつ効率的に作業を進める必要がある。本研究は、ベンダーが提供する代表的なビームデータを使用して、リニアックのビームモデリングを行い、作業を簡略化することでコミッショニング期間の短縮を検討した報告である。ビームデータはモデリング推奨項目の 40%を事前に測定することで、データ測定から3DCRT, VMAT の臨床開始まで 43 日を要した。放射線治療品質管理機構では、治療計画装置のコミッショニングの必要期間について 2~3 ケ月と報告しており、ベンダー提供データを用いることで従来の半分の期間で臨床導入が完遂できていた。提供データと自施設データ間でのコミッショニングの計算精度は、PDD, OCR 共に全エネルギー 1%以内、均質領域 0.5%以内、不均質領域 3%以内で良好に一致しており、ベンダー提供データの有用性を示していた。一方、提供データと自施設データの評価には、測定条件および線量計を統一することが重要である。本法では、電子線のコミッショニング報告もされており、測定した線量計の違いで、R50 で約 1mm のずれが観察され、更なる検証およびビーム調整等についても示唆されていた。

**267** Dual Energy CT(DECT)では従来の CT 値に加え、仮想単色 X 線画像や実効原子番号(Zeff)および電子密度を得ることが可能である。放射線治療分野では、メタルアーチファクトの軽減や、新たな CT 値-電子密度変換法への利用等が期待されている。本報告では、2 つの管電圧 80kV と 130kV で生データを収集し、40-130keV の範囲内で 10keV 每の仮想単色 X 線 CT 画像から、Zeff および仮想単色 X 線 CT 値について測定値と理論値の評価を行った。DECT における Zeff の評価に関して、CTED ファントムに挿入された人体に存在する物質において、測定値と製造業者から提供された値の平均 Zeff 差は 8.4% 以内で一致した。過去の報告では、画像データベースを用いた DECT の Zeff 評価は 15% 以内の精度が報告されており、本法の生データベースを用いた評価法は、より良好な一致度を示していた。仮想単色 X 線画像の CT 値評価では、ヨウ素濃度を 0~130mg/ml に変化させた試料において、70keV 以上の高 keV 仮想単色 X 線 CT 画像にて理論値と測定値間の差は良好な一致を示し、70keV で両者の一致度が最も良好であった。今後、DECT を用いた造影 CT 画像から関心領域を抽出した後、仮想非造影 CT 画像を再構成し、線量計算に利用するなど放射線治療計画への応用にも期待したい。

**268** 近年、非変形画像を目標画像に一致させる Deformable Image Registration(DIR)技術が放射線治療分野に応用されており、2018 年 3 月には JASTRO からガイドラインが発刊された。DIR のコ

ミッショニングの精度検証ツールとして、AAPM TG-132 から仮想ファントムがダウンロード可能であるが、変形量の真値が不確かであり明確に示されていない。本報告では、3D プリンタを用いて、形状が同じで大小異なる ABS 樹脂製均一ファントムを作成し、DIR の変形正確度と妥当性について検証した。変形アルゴリズムとして、画像強度情報のみを用いる Intensity-based 法と、画像強度と輪郭情報を用いる Hybrid-based 法の評価を行った。原寸大ファントムを平行移動させるなど軽微な変形であれば、両者共に Target Registration Error(TRE)は 0.2 cm 以下で一致したが、1/2 縮尺を原寸大に変形させる場合や回転を伴う場合では、Hybrid 法で変形後の Dice Similarity Coefficient(DSC)は 0.8 以上と良好であった。一方、ファントムを 45°回転させた場合など過度な変形では、変形量誤差が大きくなることも示唆された。既知の物理ファントムは、簡易的に視覚的評価および定量性評価が可能であり、精度検証ツールとして有用である。今後、不均質条件の物理ファントムでの DIR アルゴリズムの定量性の評価および他施設間における報告を期待したい。

伊藤 憲一 (栃木県立がんセンター)

**269** Dual Energy CT(DECT)による仮想単色エネルギー画像による治療計画への応用について述べたもの。

頭頸部腫瘍に対し非造影時の高 CNR を従来の設定よりも低いエネルギーで実現しており治療計画時の負担軽減に貢献する。ただし、従来よりもエネルギーが低くなる(77>63keV)為、造影剤中に含まれる Iodine の CT 値が過剰に表現される。本研究では最終的な線量誤差は 1%未満とし、臨床上問題ないとしている。ただし、CT 値はエネルギー依存性が高いため今後必要とされる各エネルギーに対して CT-ED 変換テーブルを作成する必要があるだろう(特に高電子密度領域について)。今後、DECT による高 CNR を生かして頭頸部領域以外においても応用が可能であるか検討及び報告を期待したい。

**270** Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)における 3D 線量解析によりパス率の低下がみられる現象について、治療計画装置の MLC パラメータ調整により照射ボリューム辺縁でのパス率が改善されることに関する報告。Dosimetry Leaf Gap(DLG)及び MLC Transmission (Tr)の調整を行うことにより測定結果のパス率が向上するとしている。治療計画装置のパラメータを変更する行為は作業者間での周知徹底がなされていないとインシデントの要因にもなるため、今後、2D ファントムでの計測と 3D ファントムでの計測に際して変化が出る要因の切り分け・解消に向けた報告を期待する。

鶴岡 伊知郎 (放射線医学総合研究所病院)

### 線量計測 1(演題 271-275)

**271** 電離箱と電位計の分離校正について、各メーカーの複数の電位計との組み合わせで、イオン再結合補正係数や極性効果補正係数の差があるかを検討し、電位計補正係数についての報告である。特に、電位計の電荷収集方式の違いによって、補正係数の差が出るかを検討している。本報告では、34 通りの組み合わせについて検討しており、また TrueBeam 治療装置から出力され

るFFFビームについても検討している。イオン再結合補正係数および極性効果補正係数はほぼ変化なく、電位計補正係数については平均値で1.000～1.002の範囲であったと報告している。ただし、個々の電位計の補正係数としてはバラツキの大きい電位計もあり、各施設で測定を行い、補正係数の確認をしておく必要があると感じた。今後、分離校正については、どのように進められているか分からぬが、方法論含め各施設で可能な方法をさらに検討して頂きたい。

**272** 2種類のPinPoint電離箱線量計の極性効果とケーブル効果を調査した報告である。対象としたPinPoint電離箱は、PTW TM31016とPTW TM31022である。これらの電離箱のメーカーから提供されている設計図は、全く同一のものであるが、CT画像上では中心電極の保護電極の構造物が異なっているようであった。結果としては、31022の方が極性効果補正係数の値として小さく、電離箱の性質は改善されているという結果であった。ただし、ケーブル効果を測定するための測定方法に、若干疑問符が打たれる部分があり、本研究の結果をそのまま採用するには、検討の余地を残していた。今後、測定方法の検討も含め、さらなる調査を期待したい。

**273** VMAT照射などの検証にn-type半導体検出器を使用した際の線量率依存性を調査した報告である。半導体検出器は線量率特に低線量率に対して、線形性が崩れることが知られており、VMATのような線量率の可変な照射の場合は、検出器の線量率依存は大きな問題となる。今回の調査では、電離箱の0.4%の差に対して、半導体検出器は0.9%であったと報告している。近年、半導体検出器を有した多面検出器などで相対線量測定を行う場合が多くなってきており、またVMATのような複雑な動きを伴う照射が多くなってきている。ただし、患者への投与線量の正確な把握は必要となるため、このような依存性の調査は欠かせない。今後も調査を継続して頂き、特に低線量率領域での依存性や最適な校正線量率の提言をしていただきたい。

**274** 平行平板電離箱に防水キャップを装着した際に構造的に生じる0.4mmの空隙が補正係数に与える影響について、モンテカルロ法を用いて調査した報告である。今回の報告では、低エネルギー電子線ではその影響が顕著であり、空隙の影響を考慮することは不確かさの低減につながる、という結論であった。一方で、モンテカルロシミュレーションを用いた手法そのものの不確かさ、実際に補正係数に与える不確かさに対する考察が不十分であった。また標準計測法12では相互校正を用いることにより不確かさが低減できることが示されているが、今回の報告では相互校正との関連についても検討の余地を残しており、今後のさらなる調査を期待したい。

**275** 極小照射野における出力係数の算出について、様々な計算手法を用いることによる相違を検証した報告である。極小照射野の線量計測については数多くの報告がなされており、それらの報告をまとめたTRS483レポートが発刊され、電離箱の種類・形状ごとに極小照射野に対応した線質変換係数が与えられている。今回の報告では、TRS483レポートに記載された手法が有効であり、各種電離箱間のバラつきも少ないことが示されている。またガラス線量計を用いた極小照射野の

線量計測について、TRS483 では線質変換係数が与えられていないが、今回の報告ではその有用性が示唆できる結果を示していた。今後モンテカルロシミュレーションを利用することにより、ガラス線量計の極小照射野に対応する線質変換係数を求めることを展望としており、今後の報告に期待したい。

下郷 智弘 (岐阜医療科学大学)  
安井 啓祐 (藤田保健衛生大学)

### TomoTherapy (演題 367-372)

**367** ヘリカルトモセラピー(Helical TomoTherapy: HT)は、定位放射線治療(stereotactic radiation therapy: SRT)にも使用され、良好な線量分布の作成を可能とする。しかし、HT を用いた画像誘導放射線治療(image guided radiation therapy: IGRT)では、pitch と yaw 方向の位置誤差を補正することができない。当該研究では、頭部 SRT に対して HT を用いた場合に有用な回転型の補正装置を開発し、その補正装置の pitch と yaw 方向の補正精度を評価した。立方体ファントムと RAND ファントムを既知の回転角として各方向に 1.5 度回転させ、メガボルトコンピュータ断層撮影(mega-voltage computed tomography: MVCT)を用いて IGRT による補正值の量を計算し、開発した補正装置を用いて回転角の補正を行った。また、残差誤差は再度撮影した IGRT から評価した。開発した補正装置の精度は pitch と yaw 方向の理想的な回転誤差と比較して 0.5 度以内に補正が可能であること、回転中心の位置に依存しないことが示された。

**368** 最新のヘリカル式強度変調放射線治療装置 Radixact<sup>TM</sup>(Accuray 社)に付属する治療計画装置 Precision に関するコミッショニングについての報告であった。AAPM Task Group 119 に準拠した線量評価を実施し、TomoHelical<sup>TM</sup>、TomoDirect<sup>TM</sup>ともに良好な結果であった。また、線量率の増加(850 MU/min → 1000 MU/min)と MVCT の撮影時間の減少(10 s /rot → 6 s /rot)により、約 20% の治療時間の減少が報告された。アジア初の臨床導入ということもあり、今後導入予定の施設に非常に有意義なデータである。是非、論文化を進めてほしい。

**369** 放射線治療における pitch 方向の回転誤差の原因の一つとして寝台たわみが挙げられる。演者の施設では、カウチキャッチャーとよばれる寝台支持装置を有するヘリカル式強度変調放射線治療装置 Radixact<sup>TM</sup>(Accuray 社)が新規に導入された。当該研究では、カウチキャッチャーによる寝台たわみの低減について検討し、報告がなされた。寝台上にタフウォーターファントム(WE211、京都科学)を配置し、治療計画用 CT 装置にて撮像および治療計画を立案した。加重時の寝台の精度評価として、デジタル角度計による y 軸方向の水平性の計測、AAPM Task Group 148 に準じた寝台たわみの計測を行った。また、メガボルトコンピュータ断層撮影(mega-voltage computed tomography: MVCT)を撮像し、計算された補正量から寝台たわみによる画像照合への影響を評価し、従来の TomoTherapy と比較検討を行った。カウチキャッチャーにより寝台たわみが低減したことが示された一方、画像照合時には治療計画用 CT 装置の寝台たわみに起因した pitch 方向の回転誤差が生じる可能性があることに留意する必要があることが示された。

**370** トモセラピーのメガボルトコンピュータ断層撮影(mega-voltage computed tomography: MVCT)において撮影ピッチ (fine, normal, coarse) と再構成間隔を変化させたときの MVCT の撮影時間と CT 値および画像ノイズの変化が調査された。また、MVCT 画像は放射線治療中の腫瘍の縮小や体格の変化等に伴い治療計画を変更する適応放射線治療(adaptive radiotherapy : ART)に利用できるため、本研究では胸部および骨盤ファントムの MVCT 画像に対し治療計画が作成され、撮影ピッチによる線量分布の違いが比較された。結果として、撮影ピッチと再構成間隔が大きいほど MVCT の撮影時間は短縮し、撮影ピッチによる CT 値および画像ノイズの差は小さいことが示された。また、MVCT 画像を利用した治療計画の線量分布は、ガンマ解析の結果、撮影ピッチ間で大きな差がないことが示された。さらにトモセラピーでは治療計画 CT 画像と MVCT 画像のレジストレーションにおいて、3つのアルゴリズム(bone, bone and tissue, full image)を使用することができる。本研究では full image(撮影領域の全ての CT 値を利用)の利用により、撮影ピッチが最も大きい coarse を使用することで期待値からの差が低減することが示されたが、臨床画像においても同様な結果が示されるかは確認が必要である。

**371** 当該研究では、非小細胞肺癌(Non-Small Cell Lung Cancer: NSCLC)患者を対象として、日々のメガボルトコンピュータ断層撮影(mega-voltage computed tomography: MVCT)画像からのテクスチャ特徴量を抽出し、治療の結果を予測することが可能かどうか初期検討を行った。NSCLC を有する 18 人の患者を対象とし、4.0～15.0Gy/回の照射を行った。MVCT 画像の軟部組織のコントラストの改善には識別的特徴表現(discriminative feature representation: DFR)と呼ばれる画像処理法を用いた。肉眼的腫瘍体積(gross tumor volume: GTV)は 3DSlicer によって設定し、GTV のテクスチャ特徴量の抽出は Imaging Biomarker Explorer(IBEX)を用いた。治療期間内におけるテクスチャ特徴量の安定性や一貫性を確認するため、テクスチャ特徴量の観察および変化の評価を行った。評価する特徴量は CT 画像を用いた先行研究を参考に選択し、MVCT 画像では 5 つのカテゴリから 52 のテクスチャ特徴量を抽出した。40 種類(77%)の特徴量が治療期間中に一貫した変動傾向を示した。毎日の MVCT 画像から抽出されたテクスチャ特徴量のうち、いくつかは治療期間内に安定かつ一貫した変化が観察された。これら特徴量は NSCLC 患者の治療の結果を予測するために使用可能であることが示された。

**372** 肺がんに対する予防的全脳照射(prophylactic cranial irradiation: PCI)において空間学習や記憶を司る海馬の線量をトモセラピーにて低減する報告であった。治療計画 CT と T1 強調画像をフュージョンすることで両側海馬を囲い、治療計画の線量最適化では両側海馬を 5 mm 拡張した領域の線量を低減した。線量処方は 30 Gy/10 回、治療計画のパラメータは jaw size が 1.0 cm, pitch が 0.225, MF が 1.5 であった。海馬の平均線量が 10 Gy 以下になると PTV 線量(特に D<sub>98%</sub>)は大きく減少した。また、海馬の平均線量が 15 Gy 以下では照射時間が大きく増加することが報告された。PTV 線量のカバレッジの維持と海馬線量の低減、また照射時間のバランスをとることが重要で

あることが示された。

清水 秀年 (愛知県がんセンター中央病院)

今江 祿一 (東京大学医学部附属病院)

### 治療計画 3 (演題 373-378)

**373** 体幹部肺定位放射線治療に TomoTherapy の Dynamic JAW 機能を用いて、照射時間短縮、肺線量の低減を試みた検討である。Dynamic JAW は照射の開始時と終了時に JAW 開度を狭くすることで主に頭尾方向の線量の拡がりを抑えることができる機能である。本検討では 1.0 cm Fix JAW と 2.5 cm Dynamic JAW による治療計画の照射時間を比較し、PTV の最大線量の増加を許容(線量均一性を 160%まで)し、後者で 5 分程度照射時間の短縮が示された。肺線量を低減させるために最適化に使用するリング ROI の使用有無とその形状を変化させ、照射時間と CI(Conformity Index)の変化を示した。結果では 2.0 cm のリング ROI 使用時に照射時間が最も短縮し、かつ、CI が良好と報告された。肺線量の低減に、最適化時に指定した領域に入射するビームレットを計算に含めない direct block mode の使用が有効であると考える。照射時間短縮の観点からは逆行するが、これらを含めた今後の追加検討に期待したい。

**374** 多発性脳転移に対する定位放射線治療において、単一アイソセンタと複数アイソセンタで治療計画を作成し、ターゲットの CI(Conformity Index), GI(Gradient Index), 正常脳線量、総 MU 値などの線量指標を比較した報告である。両計画で CI と GI には有意差が認められず、ターゲットに関して同等の線量分布が得られたと報告された。しかし、正常脳線量は単一アイソセンタ計画で僅かに増加した結果となり、この理由として、JAW 開度が大きいため、MLC の透過線量が起因していると考察された。総 MU 値は複数アイソセンタ計画に比べ、単一アイソセンタ計画で 60% 程度減少した。他に、ターゲットとアイソセンタ間距離、照射野を形成するリーフ幅と CI, GI との関係についても検討がなされ、両項目とも有意差なしと報告された。ターゲットとアイソセンタ間距離が大きくなると、角度誤差による幾何学的な位置誤差のインパクトが大きくなるので、実臨床の際には注意が必要である。本報告では、回転原体照射での検討であったが、今後は VMAT などのインバースプランニングでの検討も期待したい。

**375** 放射線治療計画に PET-CT 画像を用いる有用性について評価した報告である。治療計画の腫瘍の輪郭描出には PET 画像が有用であるが、診断用 PET 画像は放射線治療時と天板、枕、固定具使用の有無などの影響による体位体型の変化で直接利用が難しい。本報告では、頸椎の屈曲具合で腫瘍と周辺臓器の位置関係が大きく変化する頭頸部症例を対象とし、診断用 PET 画像と治療計画用 PET 画像を参照し、GTV の輪郭描出の差異を検討した内容である。5 症例を検討した結果、全症例で診断用 PET 画像使用時に GTV 体積が増加した。また、腫瘍体積が小さいほどその増加率は大きくなつた。この原因是診断用 PET を用いた輪郭描出では、頸椎の屈曲の不一致から PET 画像と CT 画像間で腫瘍と周辺臓器の位置誤差が生じたため、GTV の拡大描出に繋がつたと考察された。PET-CT simulation は、固定具作成後に PET撮影の必要があることから、スケ

ジュールの難しさの問題が残る。今後は照射部位別の解析から、GTV 描出に特に有用な部位を示していただきたい。

**376** 肝臓内の仮想腫瘍に対して、non-coplanar 3D-CRT, VMAT, 陽子線治療(Passive Scattering Proton Therapy)の3つの照射法で治療計画を作成し、線量分布を比較した報告である。仮想腫瘍は腫瘍径別、部位別(肝左葉、門脈周辺、肝右葉)に設定され、ターゲットの線量均一性、線量集中性、正常肝線量について評価された。結果では、non-coplanar 3D CRT でターゲットの線量均一性は高くなるが、線量集中性は低下、また、肝臓や周囲正常臓器の平均線量は増加し、原因として X 線による forward planning のためにターゲット周囲で急峻に線量を低減させることが難しいと考察された。VMAT と陽子線治療では、ターゲットの線量指標に有意差は認められなかった。肝臓以外のリスク臓器で陽子線治療が VMAT と比べ優位なものがあった。また、腫瘍の存在部位による傾向に大きな差異はなく、腫瘍径は径が大きくなるほど、陽子線治療で正常肝線量が優位となると報告された。陽子線の優れた物理的特性を生かした照射法には期待できる反面、飛程精度が線量分布に与える影響が非常に大きい。今回の検討は、planning study のため、各照射技術で基準となる指標を明確にし(例えば PTV 線量の min. mean dose 等の統一), OAR を評価することをしなければ、適切な評価ができないので、検討していただきたい。今後は臨床条件を想定した飛程変化を補償するようなビーム配置を考慮した計画での検討を期待したい。

**377** 頭尾方向に長い照射野形成が必要な進行期食道がんに対する治療計画を検討した報告である。Novalis Tx に搭載されている MLC の照射野長は 22cm であり、単一アイソセンタの治療計画が困難である。本検討では 2 つのアイソセンタを設定した強度変調回転型つなぎ照射(2IC-VMAT)と half field を用いたつなぎ照射(HF 法)の 2 種類の治療計画を作成された。また、2IC-VMAT では 4 種類のコリメータ角度に設定(頭尾は同角度)し、検討を行った。検討項目には脊髄最大線量、肺平均線量、PTV 線量均一性、conformity number を用いた。結果では 2IC-VMAT は HF 法に比べ、位置誤差による線量低下は少なかったと報告された。また、コリメータ角度は大きいほど位置誤差の影響を受けにくいということであった。複数アイソセンタを用いた VMAT 照射は、各アイソセンタでの画像照合時の位置誤差の対応に非常に難渋する。位置誤差への影響を検討する試みは非常に有意義な報告であり、今後は最適なコリメータ角度の組み合わせの発見に向けて研究を継続していただきたい。

**378** 前立腺 IMRT において治療計画用に撮影した複数回の CT 画像(MPCT: Multiple Planning CT)から再現性の良い最適な画像の推定が可能かを治療期間中に撮影した CBCT 画像(IF-CBCT: Inter-fraction CBCT)を用いて評価した内容である。演者の施設では、骨照合後に金属マーカによる照合を行う運用である。結果では MPCT と IF-CBCT に対し、骨照合後にマーカ照合を行い、前立腺位置の変位量を求め、MPCT 間の変位量と各 IF-CBCT 間の変位量に相関関係がみられた。また、MPCT 間の 3 次元的位置誤差が 3 mm を超える群で MPCT と IF-CBCT 間の 3

次元的位置誤差に有意差がみられたと報告された。検討結果から MPCT 間の 3 次元的位置誤差が 3 mm を超える場合には、治療期間中に修正できない systematic error となると考察された。最後に治療計画 CT 撮影回数を現状の 3 回から 2 回に減らせる可能性が示唆された。今後は最適な治療計画 CT 画像の判定に用いる客観的な評価手法の確立に向けて継続した研究をお願いしたい。

川守田 龍 (多根総合病院)

小坂 賢吾 (兵庫県立がんセンター)

#### 照射技術 (演題 383-387)

**383** 透明な軟素材と 3D プリンタを用いて独自開発した高密着性ボーラスの有用性に関する検討である。今回開発した高密着性ボーラスは、人体等価(CT 値がほぼ 0)の軟素材を用いているため、従来の市販ボーラスと同等の放射線特性を有しながら、目的部位の形状に高密着でフィットさせることができる。また密着の確認も可能であり、余分な空気層が入らないため、立案された治療計画とほぼ一致した照射が可能である。ボーラス作成にあたっては、厚さの変更も可能であり、樹脂素材の混合比を変えることで硬さも変更可能であり、その高い有用性が報告された。今回の検討では、開発したボーラスの物理特性に着目した検討であったが、部位間での使い勝手の違いや電子線治療への応用などに関する評価も望まれるため、更なる検討を行うことを期待する。

**384** True Beam のマーカートラッキング機能(Advanced IGRT & Motion Package)を利用した脳定位 VMAT 照射での応用に関する検討である。通常、Advanced IGRT & Motion Package は肝臓や肺など呼吸性移動を伴う部位を対象としており、腫瘍近傍に留置したマーカーを追尾するための機能である。今回、脳定位 VMAT 照射における intra-fractional motion のモニタリングとして Advanced IGRT & Motion Package の機能を利用するかどうか検討され、その有用性について示された。本報告では、1 点マーカーでの平行移動に対する評価は可能であったが、回転エラーを含む場合には注意が必要であり、その評価や応用について今後も継続した研究をお願いしたい。

**385** 演題 383 に関連した研究で、透明な軟素材と 3D プリンタを用いて独自開発した高密着性ボーラスの有用性に関する検討である。今回開発した高密着性ボーラスは、人体等価(CT 値がほぼ 0)の軟素材を用いているため、従来の市販ボーラスと同等の放射線特性を有しながら、目的部位の形状に高密着でフィットさせることができる。また密着の確認も可能であり、余分な空気層が入らないため、立案された治療計画とほぼ一致した照射が可能である。ボーラス作成にあたっては、厚さの変更も可能であり、樹脂素材の混合比を変えることで硬さも変更可能であり、その高い有用性が報告された。今回の検討では、従来のボーラスと開発したボーラスの密着特性や線量分布に着目した検討であった。結果より、従来のボーラスよりも密着性が高く、治療計画装置のバーチャルボーラスとも同等であることが示唆される内容であった。臨床応用での更なる検討を行うことを期待する。

笈田 将皇 (岡山大学大学院保健学研究科)

**386** リニアックにおけるガントリとカウチの衝突回避のためのソフトを開発し、そのソフトの正確性を検討した演題である。汎用型のマイクロソフト Visual C#を利用して開発されており、ソフト画面上にてカウチの Vrt, Lat, Long, Rtn の位置を入力し、カウチのアクセサリーレールのイン、アウトを指定すればソフトが判定を行い、安全であれば青背景、安全でなければ赤背景となるように開発されたものである。さまざまなカウチポジションにおいてソフト上での判定と実際の位置を確認し、すべてのケースにおいてガントリとカウチの最短距離は 0.5~1.5cm の間であるという結果だった。大変有用なソフトであると思われる。このようなソフトがあれば、特にノンコプラナ照射時において確認の省略ができ業務効率化が期待できる。同一機種の装置をもつ他施設にフリーソフトとして提供してもらえることを期待する。

**387** 頭部から上胸部を覆い、腋窩部で固定するように新しく開発されたシェルと従来型の頭頸部シェルの固定精度に関する検討である。新シェルの特徴としては従来型に比べて腋窩部も固定を行うので、肩部の位置再現性が改善し、位置固定精度が高くなるとのである。26 名の患者にそれぞれ使用した時の頸椎を基準とし両鎖骨位置のエラー量を測定している。それぞれ 3 軸(Lat, Long, Vrt)のシステムティックエラー、ランダムエラーの解析を行ったところ、鎖骨の Long 方向の位置誤差のランダムエラーだけが有意差を持って低減したため、新シェルは有用であるとの報告であった。ただ、通常マージンの設定でもそうであるが、ランダムエラーとシステムティックエラーの両方を加味して評価を行うべきだと考える。また、実際の臨床においての装着し易さは、従来のシェルよりも装着しづらいとのことなので、使用の面からも、更なる新シェルの有用性の検討を行うことを期待する。

久家 教幸 (宮崎大学医学部附属病院)

#### 粒子線治療 2 (演題 388-393)

**388** 上顎洞癌に対する陽子線治療が VMAT に比べ標的体積変化に鋭敏でありアダプティブプランなど丁寧な治療が求められることを示した報告である。陽子線治療では distal end の線量勾配が急峻であり、飛程の変化に気を付ける必要がある。本報告では、治療開始前の治療計画用 CT 画像における治療計画を、治療開始約 3 週間後に撮影した CT 画像へ治療計画をコピーすることでその変化について解析した。結果、陽子線治療ではビームの distal 側に位置する OAR 線量が増加する症例が散見されたが、健側の OAR 線量は VMAT より低減できていることを示した。このことから報告では陽子線治療が正常組織への有害事象を低減できる有用な手法であると考察している。低線量域における正常組織に対する有害事象の影響については、今後の研究が待たれるところである。また、陽子線治療計画において飛程変化及び不確かさが生じることを前提としたビームアングルの決定も必要となる。線量分布への影響は X 線治療では幾何学的不確かさが主な要因であるが、陽子線治療では加えて飛程の不確かさを考慮する必要がある。今後、X 線治療計画と陽子線治療計画の比較においてこれらの不確かさの違いを考慮した解析に期待したい。

**389** 陽子線の飛程測定に市販の多層電離箱(MLIC)を用い報告である。プラグピークを有する粒子線治療において、distal end の位置は重要となる。装置 QA や患者 QA など、日常的に飛程の測定を行っているが、その測定には多くの時間が費やされている。そのため、一回の照射で飛程測定が行える MLIC は業務負荷の軽減に役立つものである。報告では、検出部と読み出し部分が一体化された MLIC では、読み出し部の保護がノイズ対策のためにも重要であることを示した。また、エネルギー毎にキャリブレーションファイルを用意することにより測定精度が上がる事も示した。さらに MLIC を、患者 QA にも使えることが示唆されたと報告している。国内でも導入事例の少ない装置であるため、MLIC の導入を検討する施設に有用な情報を提供したものと思われる。今後は検出器サイズを考慮した測定方法を確立し、色々な照射部位に対する患者 QA について有用性の報告が待たれる。

**390** 前立腺がん治療における最適な膀胱容量についての報告である。前立腺がん治療における膀胱容量については各施設工夫を行っている。しかし、どれ位の膀胱容量が患者毎に最適なのか基準がないため、過剰な要求を患者に強いている可能性がある。演者は、独自の指標(PB 値: PTV と膀胱のオーバーラップ部分)を定義し研究期間中に実施した陽子線治療患者 325 例のうち、線量制約を満たせなかった 25 例の症例をもとに最適な膀胱容量を検討した。報告では、PB 値に着目することにより患者ごとに最適な容量を決定できる可能性を示唆した。過去の症例に対する解析においても 185ml 以下の膀胱容量でも 70%以上の患者で線量制約を満たせる可能性も示している。今後、患者個々に対し膀胱容量の異なる状態において PB 値がどのように変化するのか報告を期待したい。

**391** 横隔膜近傍の肝腫瘍に対して位置決め指標を金属マーカ、横隔膜透視像、骨とした場合の CTV 及び OAR 線量への影響を解析した報告である。陽子線治療では distal end の線量勾配が急峻であり、飛程の変化が CTV 及び OAR 線量に影響を与えるため、阻止能比の高い骨とのミスマライメントが線量分布の変化に影響を与える可能性がある。本報告では、治療期間中に定期的に撮影した CT 画像を用いて、それぞれの位置決め指標で照射された場合の CTV 及び OAR 線量を解析した。報告では、横隔膜透視照合と金属マーカ照合において初回計画を再現できる可能性が高いことを示した。この結果は、骨と金属マーカ及び横隔膜透視像への移動量が大きい時、椎体を通過するビームアングルでは飛程が変化することが想定される。今後、金属マーカ及び横隔膜透視像への移動量との相関についての解析や、患者に起因した事象が発生する可能性を想定した臨床ワークフローの確立に期待したい。

**392** 将来的に Online Adaptive Plan が可能となった時、膵臓癌に対する陽子線治療計画の有用性について解析した報告である。Online Adaptive Plan が可能となれば、日毎の消化管の位置及び腫瘍の変形に合わせた照射が可能となる。本報告では治療期間中に撮影した 4 回の CT に対し

て、初回治療計画を続けた場合と Online Adaptive Plan を想定し、それぞれの CT において治療計画を実施した場合のターゲット及び OAR 線量を解析した。結果ではターゲット線量には大きな差は見られなかったものの、Online Adaptive Plan を想定した手法は OAR 線量を低減できる傾向があることを示した。報告では変形レジストレーションにおいて低コントラスト部の誤差及び消化管ガスによる輪郭の誤認識による影響について述べている。今後、Online Adaptive Plan を実現するための課題、技術開発について研究を進め、臨床に繋げる一助となることを期待したい。

**393** スキャニングによる全脳全脊髄照射において、可能な限り小さいスポット径を利用するためには最適化した治療治具(ボーラス)の開発に関する報告である。陽子線スキャニング照射におけるスポット径は低エネルギーで大きく拡がり、浅い部位の治療において課題となる。本報告では、ビームエネルギーとスポット径の関係を測定し、全脳全脊髄照射で利用する飛程においてスポット径が最小となるエネルギーを利用可能なボーラスの厚さを算出した。その結果、小さなスポット径を利用してことで脊髄部のペナンブラが改善され、肺、腎など正常組織への線量を低減できることを示した。本報告はスキャニング照射におけるスポット径の特性を生かした素晴らしい報告であった。しかし、セットアップ時にボーラスに対してビームが斜入することによる飛程変化や、治療計画におけるボーラスの阻止能比変換による飛程誤差など使用する上で配慮すべき点について言及が欲しかった。これから新規で陽子線治療を立ち上げる施設ではスキャニング照射法が一般的となつており、陽子線治療における全脳全脊髄照射が全国的に普及すると考えられる。今後もこのような治療手法の改善を続けていくことが期待される。

沼野 真澄 (静岡がんセンター)  
林 建佑 (名古屋陽子線治療センター)

### 線量計測 2 (演題 394-399)

**394** タフボーンなどの相対電子密度を骨に合わせた固体ファントムは製品として存在するが、AXBなどのアルゴリズム使用においては、物質組成を必要とするために高密度の Dose to medium を実測することが難しい。本演題は組成自体が骨等価となる固体ファントムの作成を目指すという意味において、非常に興味深い内容であった。報告されたデータの R2 画像をみると、キャップ部分に近い方に集中して信号低下が起きており、酸素で失活している事が考えられた。骨等価を目指す関係上、ゲル自体の粘性が高くなるのは必然となる。THPC(酸素除去剤)の混濁時間が短いか、もしくは時間をかけて静かに混濁してもゲル中に空気を取り込み易いという欠点が想像された。ゲル調整時に脱気水を使用して THPC の分量を減らすなどの再調整を試行してみると改善できるのではないかと考えた。骨成分や密度に近い素材のゲルであれば、重合反応の結果も骨等価と言えるのかどうか不明な点は残っているが、是非、研究を継続して臨床に役立てる線量計として確立していただきたい。

**395** FFF beam の線量計測における電離箱線量計の補正係数について、新しい取得手法を提案する報告であった。10MV などの高エネルギーFFF ビームを空洞体積が大きい線量計で計測する

場合には、空洞内での線量勾配が測定値に影響を与える。これを補正するための体積平均効果補正係数 (Prp)が、TG-51 Addendum には記載されているが、計測方法は示されていなかった。本報告はシミュレーションによって Prp を得るのではなく、3D 水ファントムによる micro Diamond を使った2D スキャンニングによって実測評価している。測定結果の Radial Beam Profile(RBP)から多項式近似を行い、電離空洞に一致した平均線量と、ビーム中心軸線量から Prp を求めるという手法である。演者は現実的な測定時間と精度を考慮して測定間隔を 2mm に設定していたが、RBP の等方性は僅かに崩れていた。この原因が測定精度にあるのかビームのアライメントに起因するのかは不明だが、かなり繊細な測定が求められる事は予想しやすい。結果は RTPS を利用した先行報告と比較しても僅かな違いであり、有効性が感じられる手法であった。ただし micro Diamond を使った場合でも手法に体積効果の影響が含まれる事を、演者は指摘している。他検出器を使用した場合の評価についても、引き続き検討頂き、報告を期待したい。

**396** 可視光を用いた自作 OCT(Optical CT) の作成とその特性評価に関する報告であった。OCT 自体は簡易型であるが、ゲル線量計の特性を把握・検証する点において必要な機能をもっていると思われる。ポリマーゲル線量計では MRI を使用する事が一般的であり、日常の検証においてはハードルが高いと言わざるを得ない。このため線量計解析の簡便性を考えた OCT による解析には期待がもたれる。本報告で気になったのは、光源に白色光を使用していると考えられるが、分光光度計での解析は 600nm の波長に限定している点である。検出する波長域によって散乱と屈折の影響の程度は異なる。解析結果に波長ごとの相違が含まれることが予想されるため、解析方法については改善の必要性を感じた。また自作した OCT の写真や、使用状況、製作上の工夫などの説明が不足していた事が残念である。これら的情報も併せて提示いただければ、会場にもイメージが伝わりやすかったのではないかと思われる。ゲル線量計研究が進んでも、解析方法も並行して研究を行わなければ臨床への導入は難しい。更なる改良や解析手法の確立を目指して、研究を継続頂きたい。

根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

**397** 新型の設置誤差補正付き3次元水ファントムについて、補正機能の精度を評価した報告である。3 次元水ファントムを短時間に精度良く設置することは非常に難しく、計測に至るまでに長時間を要することは多くの方々が経験しているはずである。本演題では本邦初導入された PTW 社製の Beam Scan に関して検討を行ったものであり、搭載されている設置誤差補正機能の精度を、角度計を用いて検証を行った結果、非常に精度の高い補正機能であることを実証した。これにより水槽設置が短時間で済むだけでなく、作業者間の設置精度のばらつきを低減することが可能と示唆される。また、この演題に関しては計測ツールの受け入れ試験及び継続的な品質管理の側面を有するものと考えられ、今後の継時的な変化も観察して報告いただきたい。

**398** MRI 一体型放射線治療装置において MRI 撮影中に線量測定を行うことを前提とした内容の

報告であった。従来の線量計測方法では撮影画像に生じるノイズを、生じさせないための計測手法について検討されていた。本邦初導入の装置であるため未経験の状況のなか、電位計の設置箇所及び磁気シールドに関して検討がなされており、磁場中で精度の良い線量計測が非常に困難であることが伺えた。MR 室内に計測機材を持ち込むことは、吸着の可能性があるため非常に危険が伴うものと考える。操作室側に計測機材を設置することを前提条件として、今後も精度良く線量計測が実現できるよう継続して検討していただきたい。更には MR 撮影中の線量評価については、まだ珍しい MR 専用線量計を有しておられるため、多くの経験を重ねられ報告していただけることを期待する。

**399** 新しい 2 次元線量評価ツールである TLSD(熱蛍光スラブ線量計)に関する発表であった。郵送調査による第3者による線量評価への利用を見据えた研究の一部とのことであった。従来の TLD と同等の性能を有していることが示されており、郵送調査への利用推進が期待される。2 次元解析手法について質問したところ、現状では詳細な 2 次元的線量分布の評価をするまでには至らないとの返答であった。是非ともこれまでの Film による線量評価に匹敵するシステムを構築できるよう今後も研究を続けていただきたい。

篠田 和哉 (茨城県立中央病院)

#### **IGRT2 (演題 400-405)**

**400** 機械学習法である 3 種類の人口ニューラルネットワーク(ANN)を用いて、前立腺 IMRT における日々の標的位置変位(TPDs)を予測するプログラムを開発した、という報告である。10 名の治療計画 CT と計 378fraction の照射前 CBCT 画像を使用した。臨床における患者位置補正結果から TPDs を算出し、計画 CT および CBCT 画像から特微量を抽出し、これらの関係を ANN にて学習させ構築した ANN を用いて特微量から TPDs を推定するというワークフローである。参照 TPDs と ANN においてもとも小さい絶対残余誤差から、ANN の推定精度を評価した。結果は、すべての ANN で平均絶対残余誤差は 1mm 未満であり、残余誤差が 2mm 未満である治療 fraction の割合は約 90% であった。患者データ数を増やせば、推定精度の向上も期待できる。また、本研究では、直腸および膀胱の変位を反映する7つの特微量を選択し、入力データとして採用しているが、より TPDs に影響を与える特微量を選別することで、最適化が期待できる。位置照合用 CBCT の画像特微量から TPDs を予測できると、過去の位置照合結果に基づいた知識ベースの標的基準位置照合が実施可能となる。

**401** 呼吸停止下 CBCT 撮影において、呼吸停止回数削減のために、サイログラムを用いて、呼吸を止めるタイミングを調べた報告である。CBCT は頭部用の Full fan mode と体幹部用の Half fan mode がある。Half fan mode では、パネルサイズの制限によりハーフ再構成に必要なデータを取得するためには、ガントリを1回転させる必要があるため撮影に時間がかかり、呼吸停止下で撮影する場合は呼吸停止回数が増加し患者の負担が大きくなる。Half fan mode のシミュレーションを市販の表計算ソフトで行い、縦軸にプロジェクション角度、横軸に検出器番号とし、各セルにデータの

収集時間を入力し、これをタイムサイノグラムとした。このサイノグラムから、60 秒 scan のうち、18～48 秒の間のデータしか利用されていないことが分かり、この感度をもつタイミングのみ息止めを行えば、呼吸停止回数を減少させることができるのでないかと考えた。2cm の振幅で動く呼吸ファントムを使用して ①ファントム移動なし、②ファントム移動(10RPM 2cm stroke)、③ファントム部分移動(管球位置 90 度より収集開始し、時計回りで 270 度まではファントム移動せず、270 度から 90 度まで②と同じ振幅で移動)、の 3 パターンで CBCT を撮影し、得られた画像を評価した。冠状断面で画像を評価した結果、③ファントムの部分移動でも①のファントム停止と同様に球体位置を確認することができたが、①に比べてモーションアーチファクトが残っていた。Half fan mode の被写体を分割して撮影する特性を、タイムサイノグラムを使用して呼吸停止回数を減少させ、患者負担を軽減することができる。結果について画像の視覚的な評価のみであり、球体中心などから求める定量的評価を加えるなど、更なる報告を期待している。

**402** 計画用 CT における直腸や膀胱の体積と、日々の CBCT による前立腺の変動量との相関を調べて、計画用 CT から日々の前立腺の変動量の推定を試みた報告である。治療期間中を通して体内変動を患者毎に推定する研究は今までに報告がなく、治療計画 CT の画像所見(前立腺、膀胱、直腸体積)から治療期間中の臓器変動を予測した。同じ前処置を施した 19 名の患者データを用いて、各治療計画 CT より臓器体積を測定し、CBCT を使用した前立腺照合による寝台補正量から計画 CT 時の前立腺位置を基準とした臓器変動量 3 方向(Vrt, Lng, Lat)を評価した。前立腺中心における重心の変位を求め、また、治療期間中誤差変動の計算を 3 方向に分離して計算した。結果は、前立腺体積と前後方向、膀胱体積と前立腺重心および頭尾方向、直腸体積と前立腺前後方向について統計的に有意に相関があった。また、臓器に関わらず、前立腺臓器変動が計画 CT における近接臓器の体積と負の相関があり、臓器体積の増加は、前立腺変動のための移動スペースと関連している可能性を示唆している。臓器変動が大きい患者に対して注意喚起ができる、臨床的意義の高い研究である。

**403** 組織間コントラストが不明瞭であるという特徴を有する Pseudo-CT による IGRT のレジストレーションの改善方法として、前立腺内や周辺の石灰化によりマッチングを行って、レジストレーションの精度を高めた、という報告である。MR-only simulation は MRI の DIXON 法で撮像した画像をもとに 5 種類の組織に分類し、疑似 CT 画像を作成し治療計画に用いるため、IGRT の際に撮影する CBCT との位置合わせは難しい。Pseudo-CT は組織間コントラストが存在しないため、従来は ROI をベースにレジストレーションを行っていたが、精度を改善するために前立腺や周辺にある石灰化のコンツーリングをベースとした新たな手法を本報告において提案した。8 名の患者の CBCT をランダムに 7 画像ずつ選びレジストレーション精度について比較検討した。CBCT の位置照合時の補正量と Pseudo-CT の石灰化にコンツーリングした場合としている場合の補正量は、Lng, Vrt 方向に有意差があった。石灰化を利用したレジストレーションは精度向上に有用であったが、石灰化がない症例の場合、金マーカーなどを入れることが望ましい。また、Pseudo-CT と計画用 CT との

整合性についても既に研究しているとのことであり、更なる報告を期待したい。

**404** 前立腺 VMAT の IGRTにおいて、骨や前立腺照合、石灰化照合や直腸前壁照合について、計画用 CT と CBCT に移し込まれた線量分布を比較して、回転補正による臓器線量への影響を調べた報告である。回転補正の有無を含めた異なる画像照合方法間での幾何学、線量的影響を評価するため、21 名の患者計 168 症例の CBCT の後ろ向き解析を行った。幾何学的解析として計画 CT と CBCT で次の6種類の照合方法から並進誤差と回転誤差を求めた：①骨構造照合(回転補正)②骨構造照合(回転補正あり)、前立腺照合(骨構造の回転補正なし)、④前立腺照合(骨構造の回転補正あり)、⑤前立腺石灰化照合(回転補正あり)、⑥直腸前壁照合(回転補正あり)。線量的解析として各 CBCT より前立腺、精嚢、直腸、膀胱、骨構造、体輪郭を描出し、上記の並進および回転誤差を考慮した位置で再計算させ、線量分布を求めた。前立腺石灰化照合で得られた回転誤差は、先行研究で報告されている Fiducial marker から得られた回転誤差と同様の結果であった。前立腺石灰化照合での回転誤差の大きさが直腸前壁照合より大きい傾向であったのは、回転を計測する評価点が近い場合、わずかな位置変化が大きな角度誤差をもたらすことが要因である。また、回転誤差の大きさと直腸線量誤差には相関があるという先行研究が多い中、本研究では相関が見られなかった。このことに関して演者は、解析方法の相違や内部臓器の動きを考慮したこと が要因であると述べていた。本研究において、直腸前壁照合は他の照合方法よりも有用性が高いと結論づけている。今後、更なる追求を期待したい。

**405** IGRT で用いられる CBCT において、ALALA の原則を遵守しつつ、十分な画質が得られる最適な条件を患者の体格ごとに調べた報告である。Varian 社 TrueBeam STx の CBCT は、胸部：CBCTlowD、骨盤：CBCTmidD 肥満体の骨盤：CBCThighD の 3 種類の撮影モードがあり、それぞれの CTDIw は 0.36cGy, 1.43cGy, 2.78cGy である。直径 18cm の電子密度校正用ファントムを使用して測定を行い、体厚を再現するために 2.5cm 厚のボーラスを 4 枚使用してファントムを覆っている。CT の関心領域の構造と細部を検出し分析する指標として CNR(contrast-to-noise ratio)が重要であり、臨床経験から目視で認識できる標的検出において CNR=5 を達成するために要求される CTDIw を体格ごとに求めた。CBCTmidD は 28cm 以下の横断面直径を有する正常体重の成人においては脂肪、胸、筋肉、肝の十分な検出能の画像を作ることができ、横断面直径が 35cm 以上の成人の患者については、CNR=5 を達成するためには CBCT スキャンの CTDIw は 2.78cGy 以上を必要とすることがわかった。横断面直径が 25cm 以下の小児や青年期の患者は、腹部や骨盤スキャンにおいて CBCTlowD で十分な画質が得られるという結果であった。診断用の CT においては、逐次近似法による画像再構成を行うことで低線量でも高画質が得られるスキャン方法が開発されている。放射線治療領域においても医療被曝は重要なテーマの 1 つであり、位置照合に使用する CBCT に逐次近似法が利用可能になれば画像の質を確保しつつも被曝を低減することができ、CBCT を利用した IGRT の施行において患者利益の向上が期待できる。

五月女 達子 (がん研究会有明病院)

佐藤 智春 (がん研究会有明病院)

#### 治療計画 4 (演題 482—486)

**482** 放射線治療計画における前立腺自動輪郭描出に関する報告であった。放射線治療計画において輪郭作成には多大な時間を要することと輪郭作成者間でのばらつき等の問題が挙げられる。そこで近年輪郭自動作成に関する研究が行われ、演者らは、ベイズ領域推定法を用いた検討を行っている。ベイズ領域推定法を用いるにあたり、前立腺の位置の確認が困難なことが問題点として挙げられ、今回の検討では、解剖学的特徴点に基づく機械学習を用いた前立腺位置推定法を開発し、この位置推定法を用いたベイズ領域決定法の有用性を検討している。結果として、位置推定法を用いることでベイズ領域推定精度も向上するという結果であった。今後はさらなる精度向上に向けた最適な解剖学的特徴点の検討を行う予定とのことであり、今後に期待したい。

**483** 強度変調放射線治療計画における最適化計算に関する報告であった。この最適化計算において、計画者間による経験や技能によって最終的な治療計画の質にばらつきが生じる可能性がある。そこで近年治療計画装置にて過去に最適化を行った症例をモデルとして利用し自動で最適化を行う Knowledge based planning(KBP)が開発された。今回の検討では、前立腺がん患者に回転強度変調放射線治療を行った 40 症例の clinical plan(CP)と KBP によるプランニングの比較を前立腺 PTV, 膀胱, 直腸それぞれの線量にて行い評価している。結果として、前立腺 PTV は KBP と CP に大きな違いは無く、膀胱、直腸において KBP は CP より臓器線量を有意に低減でき、さらに線量のばらつきも KBP の方が小さいという結果であった。しかし症例によっては KBP では線量制約を充分に満たせない症例も見られたため、KBP に登録するモデルの検討も今後必要と考えられ、今後も継続した研究に期待したい。

**484** 放射線治療計画における前立腺自動輪郭描出に関する報告であった。演者らは、計画装置に実装されている自動輪郭描出機能におけるデータベースに着目し、日本人の CT 画像を確率アトラスで平均化した方法を提案し、欧米人のデータベースを用いている従来法と輪郭抽出能の比較を行っている。提案手法と従来法の比較は、図形間の類似度を評価する Dice similarity coefficient(DCS)と 2 つの集合間の距離を求めて図形の類似度を評価する Hausdorff distance(HD) にて行われていた。結果として、提案手法は従来法に比べ DCS の値は低下し、HD 値は向上する傾向となり、どちらの手法が優れているとは言えない結果であった。原因として確率アトラスを作成する際の二値化する閾値の再設定と症例数が考えられるとのことであり、今後のさらなる研究に期待したい。

福永 淳一 (九州大学病院)

**485** モンテカルロ計算を用いた治療計画装置の開発に関する報告であった。粒子線や中性子線、X 線などの線量計算に使用でき、汎用性の高い治療計画装置となっている。計算結果は、リファレンスデータとよく一致した旨の報告であった。電子線には、まだ、対応していないとのことであった

が、全ての放射線治療に対応可能であれば、1つの治療計画装置で全ての計画が可能となり、業務の効率化に繋がる。近年、複数の機種の治療計画装置を使用している施設が増えているが、品質管理は大きな負担となっている。今回の報告では、均質ファントムでの結果のみであったが、不均質物質や臨床例での報告も期待したい。また、この治療計画装置の新たな機能として、生物学的效果を考慮した線量分布が計算可能であることが示された。今後の更なる開発に期待したい。

**486** 複数のエネルギーを組み合わせた回転強度変調放射線治療(VMAT)の有用性に関する報告であった。演者らは、6MV, 10MV の単一エネルギーでの VMAT と、6MV と 10MV を組み合わせた VMAT の線量分布を、正常組織の線量とターゲットの線量を比較、報告した。今回の報告では、頭頸部の 5 症例の報告であったが、各症例の平均の線量(DVH パラメータ等)では、正常組織では大きな違いはなかったが、ターゲットに関しては、若干、複数エネルギーの VMAT の線量分布に改善が見られた。症例別では、複数エネルギーの VMAT で、耳下腺の線量が有意に低い値を示した症例が報告された。今回の報告では、数例の報告に限られていたが、症例数を増やすことで、複数エネルギー VMAT の有用性の高い症例、部位が示される可能性が示唆された。また、VMAT には、線量の確認が必要であり、今後、複数エネルギーの VAMT の測定法の確立も必要となる。

中口 裕二 (熊本大学医学部附属病院)

#### **CBCT, 他 (演題 487—491)**

**487** 近年、強度変調回転照射(VMAT)の線量検証において、3次元線量検証システムが臨床現場で多く用いられるようになってきた。これらのシステムでは、3次元線量分布計測や DVH 解析など詳細な線量検証が可能な一方で、検出器自身の方向依存性などによる測定不確かさを生じる可能性がある。本研究では、VMAT 線量検証においてガントリ取付型2次元検出器に着目し、3次元検出器との精度検証結果の比較を行った。また、同時に2次元検出器を治療台に設置した場合も評価した。その結果、すべての手法において同等のガンマ解析のパス率を示した。著者らは、ガントリ取付型の場合、MLC などの自重によるパス率の低下を予想していたが、本研究ではその傾向を認めず、その要因として離散的な半導体検出器の問題を考察として挙げた。ガントリ取付型検出器では、理論上個々の検出器の方向依存性を無視できるメリットがある。今後、臨床使用の可能性についてより詳細な追及を期待する。

**488** 前立腺強度変調放射線治療(IMRT)の線量検証において、Dynamic MLC のログファイルを利用した Dynalog File Viewer (DFV)による評価点絶対線量誤差推定の可能性について調べた報告である。本研究では、電離箱による絶対線量測定結果と DFV により求めた平均リーフ位置誤差を示す RMS (root mean square)との比較を行った。結果からは両者に強い相関を認めず、DFV のみでの線量検証は困難であるとの考察であった。その一方で、95% 予測区間を追加するなどして、大きな線量誤差であれば検出できる可能性も示唆している。通常の線量検証に追加することで有益な情報を取得し、スループットの向上に繋がるかも知れない。実際に MLC ログファイルを利用し

た線量分布予測システムも商用化されているので、今後は線量分布評価も行っていただきたい。

**489** Electric Portal Imaging Device (EPID)は、放射線治療装置に対する品質管理効率化のために用いられるようになってきた。しかし、高額なファントムやその測定作業の煩雑さから、より効率的な品質管理手法が望まれている。著者らは、アクリル板と様々な金属板を用いて独自のファントムを作製し評価を行った。このファントムはエネルギー変動や照射野サイズなどの放射線計測系、およびコントラストやノイズなどの画像評価系の品質管理を行うことができる非常にユニークなものである。本研究で得られた結果から、これらの管理が十分行える可能性が示唆された。エネルギー依存性の評価など、モンテカルロ計算によりエネルギースペクトルの変化を把握すれば、さらに詳細なエネルギー変動を予測できるかもしれない。今後、多くのユーザに提供できるよう、さらなる改良に努めていただきたい。

490 IGRT (image-guided radiation therapy)の画像取得による被ばく線量測定は、ガイドライン上、線量検証用ファントムである I'mRT ファントムの使用が推奨されている。しかし、このファントムを所持していない施設においては、ガイドラインに準じた IGRT 被ばく線量管理を行うことが困難である。本研究ではその代替案として、ソリッドウォーターファントムを用いた被ばく線量管理手法を考案し、従来の CTDI ファントムを使用した手法、および I'mRT ファントムを使用した手法と比較することでその精度を検証した。提案手法によるひばく線量測定結果は CTDI ファントムと同等であり、実臨床での使用可能性が示唆された。今後、この提案手法の確立に向けて、さらに詳細な研究を続けていただきたい。

**491** 前立腺がんに対する IGRT では、CBCT (cone beam computed tomography)を取得することで照射位置精度を担保することは可能であるが、長期間の治療スケジュールに伴う被ばく線量が問題となる。一般的に、CT撮影時では患者体型など考慮した Auto exposure control (AEC)が作動し、適宜被ばく線量を低減させた撮影が可能であるが、CBCT ではその技術は確立されていない。本研究では、治療計画 CT 取得時に得られた AEC の情報を基に、患者体型を考慮した CBCT 撮影法を提案し、通常撮影の画質を比較することでその有用性を検討したものである。ガントリ回転角を調整するシンプルな手法により、被ばく線量を低減した臨床に許容できる画質取得が可能であった。非常に有用な報告であるので、今後さらなる検討を期待したい。

小野 薫 (広島平和クリニック)

椎木 健裕 (山口大学大学院)

## 第 49 回放射線治療セミナー（座学コース）報告

放射線治療部会委員 中口 裕二（熊本大学医学部附属病院）

平成 30 年 6 月 9 日(土)，第 49 回放射線治療セミナーを開催いたしました。今回は，九州支部との共催という形で，九州大学病院，臨床大講堂での開催となりました。

画像誘導放射線治療（IGRT）の普及とともに，今一度，IGRT について見直そうということで，テーマを「IGRT を使いこなす」とし，IGRT について豊富な知識と経験をお持ちの先生方に講習いただきました。午前中は，IGRT 概論，精度管理ということで，IGRT の基本について講習いただきました。午後からは，IGRT 普及時代における課題として，IGRT の手法別の使い分け，被ばく，治療計画等について講習を行いました。また，本講習会では，一般的な直線加速器による治療の IGRT だけではなく，重粒子線や小線線源における IGRT についても講習を行いました。基礎から最近の話題まで幅広い講義となりました。

久しぶりの九州開催だったこともあり，93 名（入金済み申込者 96 名）の参加があり，遠くは東京からの参加もありました。会場の運営は，九州支部の方々，九州大学病院のスタッフが協力してくださいまして，この場を借りて御礼申し上げます。

- |                     |                  |       |
|---------------------|------------------|-------|
| 1. IGRT概論           | 都島放射線科クリニック      | 辰己 大作 |
| 2. IGRTの精度管理        | 九州がんセンター         | 片平 俊善 |
| 3. IGRTの使い分け        | 熊本大学医学部附属病院      | 甲斐 祐大 |
| 4. IGRTの被ばくと管理      | 古賀総合病院           | 久峯 尚也 |
| 5. IGRTと治療計画        | 広島大学病院           | 中島 健雄 |
| 6. IGBTについて         | 鹿児島大学病院          | 奥 好史  |
| 7. 炭素イオン線治療におけるIGRT |                  |       |
|                     | 九州国際重粒子線がん治療センター | 垣内 玄雄 |
| 8. IGRTの実際          | 諫早総合病院           | 橋口 修卓 |



## 第49回 放射線治療セミナー（座学コース）参加レポート

熊本大学医学部附属病院 四辻 瑶平

2018年6月9日、福岡県福岡市の九州大学病院において第49回放射線治療セミナーが開催されました。梅雨晴れの一日、夏本番を思わせる強い日差しの中、講師の方々の熱のこもった講演が行われました。九州部会および放射線治療部会の合同開催という事もあってか100名程の年齢層豊かな参加者が集まりました。

セミナーの内容としてはIGRTに絞った内容でした。最初に概論から始まり各論を説明いただきました。

概論では各講師の方の始まり本年4月1日の診療報酬改定に伴う3つのIGRT区分の導入により、その使い分けをお話いただきました。IGRT手法の違いで補正できるエラーを把握しておくことが重要で、装置に起因するものは補正できないため、そもそも機器の精度保証の重要性を説かれていました。

各論では、IGRTの精度管理、使い分け、被ばくと管理、治療計画について、講師の方より詳細なお話をいただきました。テーマとして絞った内容で深いところまで話されていて難しくもありましたが、各施設での臨床例も合わせて説明があったため非常に理解しやすい内容でした。

さらにIGBT、炭素イオン線治療についても講義があり、知識としては把握していたつもりでしたが、普段経験できない臨床例を多く供覧させていただき、今まで分からなかった部分を理解することができました。

この1日を通したIGRTについての座学は、曖昧なままであった知識や不足している技術を学ぶことができた非常に有意義な時間となりました。今回学ぶことができた新しい発見や、再確認できた内容を今後の臨床業務に活かしていくとともに、自分の未熟さを改めて思い知り、日々精進しなければならないと強く考えさせられました。

末筆となりましたが、丁寧かつ非常にわかりやすい講義をしていただいた講師の皆様、セミナーを支えていただいた関係者の皆様へ心から感謝の気持ちと御礼を申し上げます。



## 第50回放射線治療セミナー（座学コース）開催報告

放射線治療部会委員 辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

第50回放射線治療セミナーを平成30年9月2日（日）に大阪国際がんセンターにて開催致しました。

今回のテーマは、高精度放射線治療を支える技術ということで、IMRT、VMAT の高精度放射線治療を支える技術を各方面のプロフェッショナルの先生方に様々な角度から講演して頂きました。参加者は、募集人数 100 名を超える 106 名の方の参加を頂きました。会場の運営は、近畿支部の方々の多大なるご協力を頂きました。この場を借りてお礼申し上げます。

## セミナープログラム)

1. リニアックの QA/QC 近畿大学医学部附属病院 松本 賢治
  2. IGRT の QA/QC 熊本大学医学部附属病院 中口 裕二
  3. 放射線治療へのイメージングの応用 (PET)  
近畿大学高度先端総合医療センター 花岡 宏平
  4. 放射線治療へのイメージングの応用 (MRI)  
神戸大学医学部附属病院 京谷 勉輔
  5. IMRT, VMAT の治療計画 多根総合病院 久保 和輝
  6. IMRT, VMAT の線量検証 広島大学病院 中島 健雄
  7. 高精度放射線治療におけるセーフティマネジメント  
大阪府済生会野江病院 山本銳二郎



## 第 50 回放射線治療セミナーに参加して

JCHO 星ヶ丘医療センター 山本 侑司

2018 年 9 月 2 日（日）に大阪国際がんセンターで開催された第 50 回放射線治療セミナーに参加しましたので報告させて頂きます。今回の放射線治療セミナーのテーマは、「高精度放射線治療を支える技術」ということで、7 つの講演が行われました。

まず、松本先生の講演である「リニアックの QA/QC」では、治療装置導入時のアクセプタンステストの重要性や AAPM TG-142 のトレランスのこと、そして近畿大学医学附属病院で実際に実施している QA/QC の項目などについて学ぶことができました。自施設での QA/QC 項目とも比較するとともに、より良い QA/QC 項目を構築していこうと思いました。

中口先生の講演である「IGRT の QA/QC」では、IGRT の定義・ガイドラインから物理的な QA/QC の方法、そして技術的な QA/QC 方法などについて幅広く学ぶことができました。IGRT のメリットとデメリットをよく理解できたので、今後の臨床にも生かしていこうと考えました。

花岡先生の講演である「放射線治療へのイメージングの応用（PET）」では、放射線治療計画に PET 画像を用いることで病変の機能的な情報を考慮した計画ができるうことや PET 装置の機器管理方法などについて学ぶことができました。私は PET 装置を使用したことや、PET に関する知識をあまり持ち合わせていなかったので、この講演を機に PET のことに関しても勉強しなければならないなと感じました。

京谷先生の講演である「放射線治療へのイメージングの応用（MRI）」では、MRI 画像を用いた放射線治療計画のことや、実際にどういった画像を撮像しているのかを学ぶことができました。MRI 画像を放射線治療に用いる際は、治療部門と診断部門とがしっかりと連携することが大切であるということもまた学ぶことができました。

久保先生の講演である「IMRT, VMAT の治療計画」では、最適化の原理から治療計画を行うまでのポイントや注意点などについて学ぶことができました。IMRT のプランを定量化することが重要であり、またたくさんの有益な論文の紹介があったので私も読んでみようと思いました。

中島先生の講演である「IMRT, VMAT の線量検証」では、IMRT の線量検証法の種類や検出器の性質、最近発表された AAPM TG-218 の内容などについて学ぶことができました。私はまだ TG-218 を読んでいなかったので、今回の講演はとても勉強になり参考にしていこうと思いました。

最後の山本先生の講演である「高精度放射線治療におけるセーフティマネジメント」では、ヒューマンエラーをはじめ高精度放射線治療の pitfall や課題などについて事例を踏まえて学ぶことができました。エラーなく患者さんにより安心安全な放射線治療をこれからも提

供していきたいなと本講演を聴講して改めて思いました。

放射線治療は日々進歩している分野であり、これからも様々な技術が導入されますます高精度になっていくと思います。それを支えるのは私たちであることを意識させられた有意義なセミナーとなりました。今回のセミナーで学んだことを、現在の医療だけでなくこれから医療の発展のために何かフィードバックしていきたいと思います。最後になりましたが、このようなレポートを書く機会を与えて頂きました都島放射線科クリニックの辰己大作氏をはじめ、講師の方々や準備・運営をして頂いた関係者の皆様に深くお礼を申し上げます。

## —地域・職域研究会紹介—

# 岡山県放射線治療技術研究会の紹介

岡山大学病院 青山英樹

この原稿を書く約一ヶ月前、西日本を中心に広範囲で豪雨となり各地で甚大な被害が生じました。この度、被災された皆様ならびにご家族の皆様に、心よりお見舞い申し上げます。今なお避難されている皆様、復旧作業に従事されている皆様の安全と被災地の一日も早い復旧を心よりお祈り申し上げます。

皆様、こんにちは。岡山県放射線治療技術研究会の代表世話を務めさせて頂いている岡山大学病院の青山と申します。今回、このような機会（原稿依頼）を頂きましたので、少しだけお付き合い頂ければ幸いです。

まず、岡山県の概要を会員の皆様に紹介させて頂きます。岡山県は、山陽道の中央に位置し、東は兵庫県（私の出身県です）、西は広島県に隣接しています。また、南は瀬戸内海を臨んで四国に、北は山陰地方と接しており、中国・四国各地へ出向くには抜群の立地となっています。気候は、県北部の一部地域を除き、ほぼ全域が瀬戸内海式気候に属し、年間を通して天気および湿度が比較的安定しているのが特徴です。県内の人口分布は、県南に所在する岡山市と倉敷市に約120万人が居住し、岡山県の人口の約6割が集中しており、放射線治療が実施できる施設も県南部に集中しています。

次に、岡山県放射線治療技術研究会をスタートしたきっかけを説明させて頂きます。2001年から2004年にかけて放射線治療施設における誤照射事故の報道が相次ぎ、当時、放射線治療を担当していた方々は落ち着かない日々の中での診療ではなかつたでしょうか。このような中、放射線治療品質管理機構（2004年）、日本放射線治療専門放射線技師認定機構（2005年）が発足し、安全で質の高いチーム医療を提供するという目的が明確に定められた時期だと個人的に捉えています。当時、岡山県内には11施設で放射線治療が実施されていたのですが、地域内で集まった定期的な勉強会がなく（多分です）、県内のリファレンス線量計校正を当施設のコバルト照射装置を使用して校正をしながら情報交換や交流をしていた程度かと記憶しています（当施設が廃棄後は、川崎医科大学附属川崎病院（現：川崎医科大学総合医療センター）にて実施）。地域内の繋がりが立ち消えそうな状況でしたが、顔見知りの方々への声かけと協力によって、2005年4月に岡山県放射線治療技術研究会としてスタートすることが出来ました。

研究会として最初の活動ですが、当施設の電離箱と水槽を使用して県内全施設（サイバーナイフ施設を除く 10 施設）を訪問し、標準測定法 01 に準じた水吸収線量測定の実施、水中における TPS 計算値と実測値の確認、スタッフ配置状況などの確認を研究会開始と同時期に実施し、各施設の皆様と気軽に相談できる地域内のつながりを再構築できたことが印象に残っています。幸いにして線量測定や TPS 登録値に関して、限定された条件内だったのですが、大きな間違いが無かったことを双方で喜び合い、認定技師取得や認定研究会を目指してみんなで盛り上がっていたことを懐かしく思い出します。同時に、県内ほぼ全施設における担当スタッフ不足、診断部門との掛け持ちやローテーションの問題、機器の老朽化、QA 機器の不足など、施設事情や問題点を実際に現地におじやまして担当者の方と直接お話しすることによって理解できたことが多く、以降の研究会開催の目的、焦点の合わせ方、ニーズを再確認することのできた貴重な訪問測定活動でした。開催頻度は、年三回の定期開催を原則として交通アクセスの良い施設を利用して開催しており、研究会終了後には情報交換会（花見、ピアガーデン、忘年会の時期）にて食事や呑みながら地域内の方々と親睦を深めるようにしております。参加者数の動向は、研究会開始当初は 30 名前後で開催していたのですが、5・6 年を過ぎたあたりから県外からも少しずつ参加頂けるようになり、最近では全体で 70～100 名程度の参加者数となっております。

最後に、今後、当研究会がどのように運営されるべきかという課題が常に頭の中を巡っています。学会、職能団体、機構などによる様々な事業が存在する中、地方研究会の位置づけ（存在価値）や永続的な運営をどのようにするかという課題は、全国各地区で地方研究会運営を担当されているだれもが頭を悩ませているのかと想像しています。現時点での目標は、地域内の全員が研究会開催を楽しみにしてくれるような運営を目指し、研究会に参加して頂けるすべての人がお互いにリスペクトできるような雰囲気を作り上げ、世話人と参加者の皆様全員で存在価値を高めたいと考えています。もし、何処かで開催案内を見つけられましたら、気軽に当研究会に遊びに来て頂き運営にご協力頂ければ大変嬉しいです。今後とも何卒よろしくお願い致します。



2005 年 訪問測定活動（倉敷中央病院）



研究会開催の様子（岡山大学病院）

# 世界の論文シリーズ

Helical tomotherapy to LINAC plan conversion utilizing RayStation Fallback planning  
Xin Zhang et.al.

J Appl Clin Med Phys 2017; 18: 178–185

## Introduction

Helical Tomotherapy(HT)の治療計画装置(TPS)で計画を行い、HT で治療した患者とバックアップとして備えている Varian TrueBeam STx の TPS: RayStation の Fallback planning(FB-IMRT, FB-3D)を用いて計画を行い、線量評価が等価であるかの比較を行った論文である。

## Method and Materials

比較を行った症例は 30 例で、肺がん症例(RayStation の場合は FB-3D もあり)、頭頸部がん症例と前立腺がん症例がそれぞれ 10 例であった。処方線量は統一しているが、エネルギーは前立腺がんの場合、10MV が選択された。FB-IMRT での治療計画は Static MLC を用いた IMRT にて計画された。線量評価には dose coverage to 95% PTV volume(R95), PTV mean dose (Dmean), conformity index(CI), homogeneity index(HI)が使用された。

## Result

結果を Table.1 および Table.2 に示す。

TABLE 1 Median and ranges for PTV D<sub>mean</sub>, R<sub>95</sub>, CI, HI from FB-IMRT and HT plans for lung, HN, and prostate patients.

		D <sub>mean</sub> (Gy)	R <sub>95</sub>	CI	HI
Lung	HT	61.68 (60.61–63.03)	1.00 (0.99–1.02)	0.74 (0.56–0.86)	0.052 (0.03–0.08)
	FB-IMRT	61.57 (60.57–62.99)	0.99 (0.98–1.02)	0.71 (0.62–0.88)	0.053 (0.04–0.09)
	Significant?	Yes	No	No	No
HN	HT	67.95 (66.57–70.12)	1.00 (0.98–1.00)	0.78 (0.63–0.87)	0.060 (0.03–0.13)
	FB-IMRT	67.71 (66.5–70.05)	0.99 (0.97–1.00)	0.75 (0.58–0.83)	0.077 (0.05–0.16)
	Significant?	No	Yes	No	Yes
Prostate	HT	55.01 (54.41–55.85)	1.00 (0.99–1.01)	0.84 (0.79–0.95)	0.049 (0.02–0.09)
	FB-IMRT	55.00 (54.37–55.83)	1.00 (0.99–1.01)	0.84 (0.79–0.97)	0.064 (0.04–0.099)
	Significant?	No	No	No	Yes

Table.1 はそれぞれの症例における PTV の結果、Table.2 には OAR の結果である。Table.1 では頭頸部と前立腺の HI および R95 で FB-IMRT が悪かったが、それ以外は同等の結果であった。

TABLE 2 Median and ranges for OAR doses from FB-IMRT and HT plans for (a) lung patients, (b) prostate patients, (c) HN patients.

	HT	FB-IMRT	Difference?
(a) Lung OARs (Gy)			
Cord ( $D_{max}$ )	22.53 (8.19–38.92)	24.49 (7.86–38.17)	No
Lung (normal)	6.33 (6.03–21.44)	5.83 (5.4–19.12)	Yes
Heart	2.58 (0.34–26.34)	2.39 (0.07–24.92)	Yes
Esophagus	9.36 (2.32–34.61)	9.01 (2.24–34.61)	Yes
Body	3.86 (1.72–10.35)	3.51 (1.45–9.59)	Yes
(b) Prostate OARs (Gy)			
Bladder	32.04 (20.73–48.92)	31.13 (18.96–48.13)	Yes
Rectum	25.675 (20.16–40.54)	26.675 (20.46–42.29)	Yes
Femur head (R)	9.96 (6.65–12.92)	8.64 (5.6–10.68)	Yes
Femur head (L)	10.23 (6.47–14.44)	8.89 (5.35–12.54)	Yes
Body	3.85 (3.2–6.65)	3.36 (2.88–5.79)	Yes
(c) HN OARs (Gy)			
Cord ( $D_{max}$ )	41.37 (12.25–52.88)	44.78 (16.34–57.19)	Yes
R Parotid	27.27 (0.35–41.9)	27.93 (0.26–38.12)	No
L Parotid	27.22 (0.51–43.54)	27.23 (0.22–41.36)	No
Larynx	42.98 (15.7–50.04)	41.45 (16.1–49.29)	Yes
Body	11.29 (1.7–21.51)	10.88 (1.75–20.64)	No

Table.2 の結果では, TrueBeam による FB-IMRT を用いた放射線治療の場合, より良い OAR の線量低減が可能であるという結果であった. FB-3D の肺がん症例の結果においても, 同様の結果であった.

#### コメント

HT と汎用型 Linac による治療計画を比較した論文であるが, PTV-Dmean で 0.11Gy の差が臨床的に有意な差とは考えにくい. OAR の線量および CI や HI が HT において高かったが, 本検討では sMLC を用いた IMRT 計画であり, CI が上がりにくくこと, 角度を固定した照射としたことから HI も低かったのではないかと考えた. このような検討を行うのは焦点を絞る (どこを標準化するかなど) のが難しいが, 他の部位(頭部など)での比較を行うのも重要であると考える.

宍戸 博紀 (札幌医科大学附属病院)

# 世界の論文シリーズ

Acceptance testing of an automated scanning water phantom

Mellenberg DE, Dahl RA, and Blackwell CR Med Phys. 1990; 17: 311-4.

## INTRODUCTION

Automated scanning water phantom（以下、3次元水槽）は放射線治療機のビームを出しながら、オートでスキャニングし効率的にビームデータを取得することが可能である。この3次元水槽は治療計画装置（以下、RTPS）に入力するためのビームデータ取得、コミッショニング、年度点検でも用いられるため、正確なビームデータ取得・出力を保証する事が重要である。本論文は、正確なビームデータ取得・出力を保証するために必要な3次元水槽の受け入れ試験について記述された貴重な文献である。著者らは3次元水槽に対するテストプロトコルをTable 1のように設定し、2種類の3次元水槽で検討した。

## METHODS AND MATERIALS

著者らはDetector Positioning, Detectors and electronics, Scanned dosimetry data acquisition, Output の4項目に大きく分類してTable1に示すようなテストプロトコルを行った。

### A. Detector Positioning

本論文は3次元水槽の底面に方眼紙(1 mm 目盛り)を敷いた状態で、スキャニングホルダから下げ振りを吊るし、下げ振りが指し示した位置を読み取る事でアライメントや位置精度を評価したと記載があるが、私はこの方法では下げ振りが落ち着くまでに時間を要する事、読み取り誤差が存在する事など定量化にまだ問題を残していると考えた。現在のメーカー推奨受け入れ試験ではスキャン駆動軸と3次元水槽の壁面からの距離を第1級定規で測定して確認しているが、本論文の手法はスキャニングホルダの位置を直接評価しているところが素晴らしい。

### B. Detectors and electronics

著者らは電離箱の印加電圧やシステム効果、漏れ電流を評価した。

### C. Scanned dosimetry data acquisition

著者らはデータの品質がスキャン速度に影響する事から、最適なスキャン速度を検討した。取得したデータの確認方法として固体ファントムに設置したFamer-chamberのようなStaticな測定システムや他の3次元水槽と比較検討した。

#### D. Output

著者らは3次元水槽測定システムのデータ処理過程において一貫性と正確性をチェックすることが重要だと述べている。解析ソフトの再正規化、スムージング、センタリングなどの機能を変更前後で比較検討し、 $R_p$ 、Uniformity index、Symmetry や Flatness などの計算値は、同じデータセットを使用して手計算による比較検討もしている。また、「ハードコピー」の出力精度は、数値データとそれに対応するグラフ結果（軸スケールなど）を印刷することによってチェックできると述べている。

## RESULTS

### A. Detector Positioning

本論文はスキャニングホルダを200mmスキャンした時、3次元水槽の壁から下げ振り先端まで2 mmずれていたと報告し、3次元水槽チャンバードライブ（駆動軸）のアライメントは初期納入状態で平行ではなかった事を指摘している。これはドライブレール上のスクリューを調整することで1 mm以下まで調整でき、著者らはこのアライメントを0.5 mm以下まで調整することが可能だと述べている。また、位置再現性は全てのプロトコルで0.5 mm以下であり、スキャニングホルダの移動に伴うスリップは認めなかつたと報告している。私はこの論文により測定器の受け入れ試験は放射線治療機と同様に重要であり、製造、輸送、設置の過程でアライメントや位置精度の低下等が起こりうることを再認識した。

### B. Detector and electronics

本論文は、ある Chamber のはんだ接合が緩んでいたために、電圧が正しく供給されないと明らかにした。それぞれの chamber のシステム効果は 0.25% 以下であったと報告し、Primary beam の照射に対する 18 feet のケーブル感度は、チャンバ応答の 10% 以下であったと報告している。しかし、ケーブルは臨床では primary beam に決して配置されないので、この効果はデータ収集には影響ないと著者らは報告している。私はこの論文により Chamber の受け入れ試験の重要性を再認識する事、及びその結果が実際の臨床で扱う際の影響を評価する事の重要性を知った。

### C. Scanned dosimetry data acquisition

本論文では、ソフトウェア内で小照射野のクロスプロットを使用して等線量プロットを構成するとき、対称的なビームが非対称になる事を報告し、製造元へ報告することによりこの問題が解決したと記述している。また、高速のスキャンは水面を波立たせ、ビームデータの振幅よりもむしろデータ内の電子ノイズの周波数にのみ影響を与えると報告している。本論文は 10 mm/sec がスキャン時間とデータ品質との良好な最適化だとしている。私も著者の推奨する 10 mm/sec を導入時やコミッショニング、年度点検で使用している。しかし、ビームの Flatness などの調整で使用する時は、まず始めに著者らが推奨する許容範

囲(2-20 mm/sec)の最大速度 20 mm/sec でスキャンしてビームの調整を行い、最終的なビームデータとして残す時に 10 mm/sec にするなど、用途に合わせたスキャン速度を設定するのが良いと考える。

本論文では OCR の結果について WP-600 システムと RFA-3 システムとで取得したデータを比較したところ、許容レベルである 1.5%以内で良好に一致し、“静”的なデータである Farmer chamber システムと比較すると 1.5%以上の偏差を認めたと報告している。著者らはこの点について明確な原因に触れておらず、疑問が残る結果となった。

さらに、PDD でも繰り返しスキャンし、結果の再現性を評価した。著者らはデータの標準偏差が平均の 1%未満である事と单一の深さに対する偏差が 2.5%未満であることを示した。radial 方向および transverse 方向のプロファイル比較を Fig 1 に示す。この Fig 1 は、ビーム中央部のデータが 1%以内及び半影部分が 2.5mm 以内で一致することを示している。著者らはビームの中央部分において許容可能な 1.5%内で一致し、チャンバの形状に基づいて許容可能な半影サイズである 3 mm 以内で一致したと述べている。著者らは 2 種類の 3 次元水槽におけるビームプロファイルの半影の不一致は、チャンバ形状の差異とデータ取集補間方法の違いだと述べている。

#### D. Output

著者らは Wellhofer システムには解析ソフト上で、再正規化、最小二乗平滑化、プロファイルのセンタリングなど、いくつかのデータ処理機能があり、再正規化とセンタリングは、データに関連するスケールが動く以外、データに影響を与えないと報告した。最小二乗平滑化は、Savitzky-Golay filter の方法<sup>1)</sup>を採用している。これは、畳み込み (convolution) として知られているプロセスにおいて、隣接するデータ点の連続するサブセットを線形最小二乗の方法によって低次多項式でフィッティングすることによって平滑化を行う方法である。著者らは平滑化の前後で数値データを印刷し、手計算によりデータを平滑化して確認した。本論文では、データの破損は smoothing で引き起こされるため、あらゆる種類の平滑化アルゴリズムを適切に適用しなければならないと記述されている。

私見だが、取得したデータには極力 smoothing をかけるべきでは無いと考える。

スペイク状の電気的なノイズには smoothing (median) をかけても良いかもしれないが、本論文で記述されているようにデータが破損する可能性があるので、私はスキャンスピードを遅くしたり、測定ポイント当たりのデータ収集回数を増加したりして、データの質を改善した方が良いと考える。

著者らは他にもソフト上で表示される対称性、平坦度、実用範囲、電子線の X 線汚染などの計算結果をチェックした。対称性、平坦度における WP-600 ソフトウェアの計算結果と手計算の結果は 0.5%以内、実用範囲は 2 mm 以内、X 線汚染値は 0.5%以内であった。本論文では WP-600 計算値と手計算の違いは、それぞれの計算に使用されるアプローチやデータポイントの数が多少異なるためと結論付けている。次に、印刷されたデータ出力精度の結果だ

が、著者らは Hewlett Packard ペンプロッター (HP 7750C) から得られた軸のスケールは正確では無く、プロットは 1.007 倍に拡大されていたと報告している。私は印刷されたものが同じデータだという先入観を持っていた。確かに Film 解析ソフトではあるが、PC 画面に等線量分布図が表現されているにもかかわらず、印刷物にはその等線量分布図が表示されていなかつた経験がある。PC 技術の発達により頻度は少ないかもしれないが、データの一貫性を保証するために印刷物のデータにも必ず目を通す事が重要であると考える。

## DISCUSSION & COMMENT

読者の中には AAPM TG-106 を読んだことがある方も多いかと思う。この論文は AAPM TG-106 の Reference にもなっており、Acceptされたのは 1990 年とかなり古いものである。この論文では新しいコンピュータベースのシステムを使用して線量測定データを収集する前に、データの精度が保証されなければならないと強く主張している。

また、著者らは 3 次元水槽のいくつかの不具合が測定を始める前に判明した事で、誤ったデータの補正に多大な時間をかけるリスク、誤ったデータを臨床使用するリスクを回避できたと報告している。放射線治療機のコミッショニングや年度点検ではビームデータが一致しない時、ビームデータが変化したのか 3 次元水槽が経年劣化したのか見極める事が非常に困難である。<sup>2)</sup> 本論文が Accept されて約 30 年、PC は急速に発達し、最近ではオートでアライメントを調整する 3 次元水槽が登場した。RTPS へは ゴールデンビームデータを入力する流れもある。しかし、私は装置を過信せず、著者らの主張するデータの精度と一貫性を保証する事が現代もこれからも必要でありユーザーの責務だと思う。

私は、論文の主題のとおり「良質なビームデータ」、「良質なコミッショニングデータ」取得のためには、まず 3 次元水槽のコミッショニングが大事であると考える。

佐々木 文博 (手稲済仁会病院)

### 参考文献（論文中の文献とは異なる）

- 1) Savitzky,M.J.E.Golay, "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures", Analytical Chemistry, vol.36,no.8,pp1627-1639,1964
- 2) 佐々木 他“Comprehensive motion accuracy assessment of a scanning water tank using kV-imaging device”， 第73回日本放射線技術学会総会学術大会， 2018.4

Table 1. Protocol for automated scanning dosimeter acceptance testing

<b>I. Detector Positioning</b>
A. Alignment
B. Reproducibility
1. (0,0,0) to (0,0,100mm) 10 times
2. (0,0,0) to (0,100mm,0) 10 times
3. (0,0,0) to (100mm,0,0) 10 times
4. (0,0,0) to (200mm,200mm,200mm) 10 times
C. Accuracy
1. (0,0,0) to (200mm,200mm, - 400mm)
2. (0,0,0) to (200mm, - 200mm, - 400mm)
3. (0,0,0) to ( - 200mm, - 200mm, - 400mm)
4. (0,0,0) to ( - 200mm,200mm, - 400mm)
5. (0,0,0) to (200mm,200mm, - 200mm)
6. (0,0,0) to (200mm, - 200mm, - 200mm)
7. (0,0,0) to ( - 200mm,200mm, - 200mm)
8. (0,0,0) to ( - 200mm, - 200mm, - 200mm)
<b>II. Detectors and Electronics</b>
A. High voltage supply
1. High voltage constance
2. High voltage measured versus manufacturer's specification
B. Chamber response reproducibility
C. Chamber stem effect
D. Chamber and cable leakage
E. Cable and amplifier (if applicable) sensitivity to x-rays
<b>III. Scanned dosimetry data acquisition</b>
A. Scanning speed effects
B. Central axis depth dose agreement with "static" measurements
C. Central axis depth does reproducibility of measurement
D. Radial and transverse scan agreement with other scanned data
E. Isodose scan consistency with other scanned data
<b>IV. Output</b>
A. Data processing
1. Scan renormalization
2. Scan centering
3. Scan smoothing
B. Data analysis
1. Symmetry calculation for electrons and photons
2. Flatness calculation for electrons and photons
3. Electron beam practical range calculation
4. X-ray contamination of electron beam calculation
5. Other (e.g., uniformity index, H&D curve normalization, TG = 21 conversion, etc.)
C. Plots and printouts
1. ASCII printouts
2. Depth ionization plots
3. Cross plane plots
4. Isodose plots
5. Headings and labels

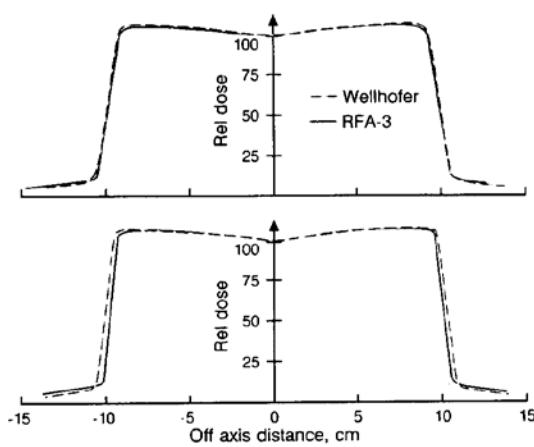


Fig 1. Comparison of radial (top) and transverse (bottom) scans acquired with the Wellhofer and RFA-3 scanning phantoms.

# 世界の論文シリーズ

Deep-Inspiration Breath-Hold Radiation Therapy in Breast Cancer: A Word of Caution on the Dose to the Axillary Lymph Node Levels.

Borm KJ, Oechsner M, Combs SE, Duma MN.

Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2018 Jan 1;100(1):263-269.

## Purpose

左乳癌術後照射において、心臓線量のスペアのために様々な方法が提案されているが、深吸気止め（DIBH）下照射は安全で再現性のある技術の一つとして広く用いられている。一方で、乳癌術後照射において、所属リンパ節への照射がより重要になってきている。接線照射による腋下リンパ節へのいわゆる“accidental radiation（筆者訳：意図しない照射）”が治療の有効性に影響を与えるとした報告も見受けられる。本研究の目的は、自由呼吸（FB）下照射とDIBH下照射間で所属リンパ節への線量影響の差があるか評価することである。

## Materials and Methods

放射線治療データベースから32症例を無作為に選択し、各症例に対してDIBHとFB下の両治療計画を行った。腋下リンパ節レベル（LI、LII、およびLIII）の輪郭は、Radiation Therapy Oncology Group輪郭アトラスに従い、同一の放射線治療医によりレトロスペクティブに取得した。FBおよびDIBH下での治療計画において、腋下リンパ節レベルI～IIIにおける各領域の重心、およびPTV、ならびに線量分布（Dmean、Dmedian、Dmax、Dmin、V30およびV40）を評価した。

## Result

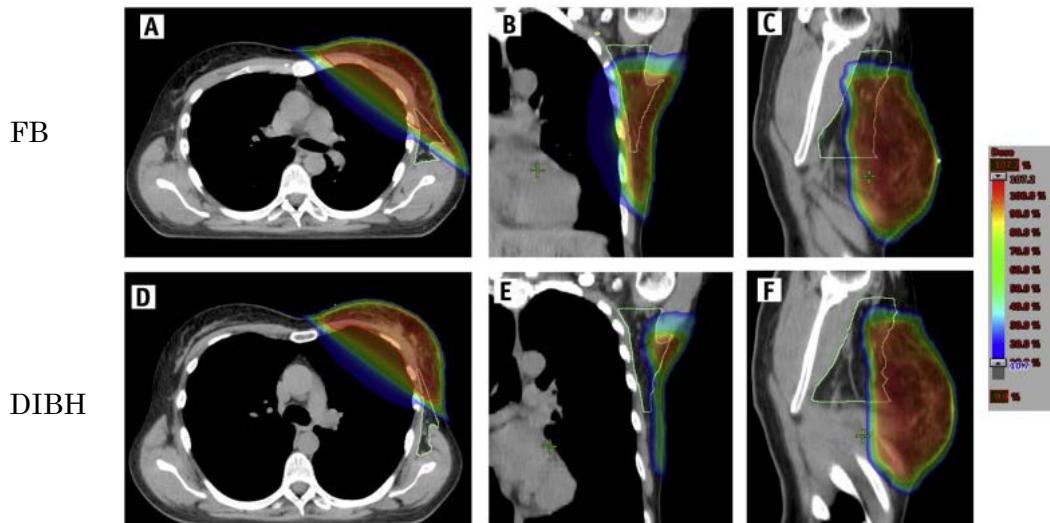
すべての腋下リンパ節領域は、DIBHにより腹側および頭側方向に有意な（ $P<.001$ ）重心変位を示した。 $x$ （左右方向）、 $y$ （背腹方向）、および $z$ （頭尾側方向）方向の全体的な変位の中央値（範囲）は、 $0.1\text{cm}$ （ $0.0\text{-}1.1\text{cm}$ ）、 $0.9\text{cm}$ （ $0.1\text{-}2.0\text{cm}$ ）、および $1.2\text{cm}$ （ $0.0\text{-}2.6\text{cm}$ ）であった。PTVと腋下リンパ節レベルI、II、IIIとの間には有意な相関が認められた（ $r=0.72$ 、 $r=0.63$ 、 $r=0.63$ ； $p<0.05$ ）。しかし、LI、LII、LIIIの変位量はPTVの変位量と比較し有意に小さかった（ $p<0.01$ ）。

**Table 1** Distance changes (in centimeters) between the COM of the PTV and axillary lymph node levels (I, II, and III) due to deep-inspiration breath-hold in lateral (x), anterior-posterior (y), and craniocaudal (z) directions

Distance changes of COM	x (cm)			y (cm)			z (cm)		
	Mean	Min	Max	Mean	Min	Max	Mean	Min	Max
PTV to level I	0.22	-0.32	0.82	1.09	0.25	1.70	-0.17	-1.01	1.31
PTV to level II	0.12	-0.66	0.71	1.05	0.49	1.75	-0.03	-1.50	1.49
PTV to level III	-0.01	-0.84	0.55	1.01	0.18	1.54	-0.23	-0.98	0.71

Abbreviations: COM = center of mass; max = maximum; min = minimum; PTV = planning target volume.

FB/DIBH の平均 Dmean は、L1 33.9 Gy / 30.8 Gy ( $p < 0.001$ )、LII 23.7 Gy / 24.1 Gy ( $p = 0.74$ )、LIII 14.0 Gy / 15.6 Gy ( $p < 0.05$ ) であった。V30 は、LI 63.8% / 56.5% ( $p < 0.001$ )、LII 44.6% / 45.5% ( $p < 0.76$ )、LIII 24.2% / 27.8% ( $p < 0.05$ ) であった。V40 は、LI 58.9% / 51.00% ( $p < 0.001$ )、LII 39.3% / 40.1% ( $p < 0.79$ )、LIII 20.4% / 23.9% ( $p < 0.05$ ) であった。DIBH により LI の有意な線量低下が認められた。また、LII、LIII は DIBH で軽度の線量増加が認められた。



**Fig. 2.** Anatomic changes and dose distribution in axillary lymph node level I during free breathing (A-C) and deep-inspiration breath-hold (D-F). Shown are axial (A, D), coronal (B, E), and sagittal views (C, F). Cranial and anterior movement of the planning target volume (red) and lymph node level I (green) can be observed, as well as a shift of level I against the tangential radiation field. Cross-sectional height: 6, thoracic vertebra. (A color version of this figure is available at [www.redjournal.org](http://www.redjournal.org).)

## Conclusion

FB と比較して DIBH は、腋下リンパ節の腹側および頭側方向への重心移動が認められ、特に LIにおいて有意な線量低下が認められた。LII および LIII については、線量分布のわずかな変化しか認められなかった。したがって、DIBH の使用は、LIへの線量低下により所属リンパ節への “accidental radiation” による線量影響により局所制御率に影響を及ぼす恐れがある。センチネルリンパ節廓清のみが行われ、腋下廓清が省略される症例では特に配慮するべきである。

## コメント

乳癌術後照射における DIBH による腋下リンパ節への線量影響を調査した論文である。左乳癌術後照射における DIBH は、晚期有害事象としての心疾患のリスクを低減させることができあり、本邦においてもその有用性が認められ平成 30 年度より左乳癌術後照射に対する DIBH が保険収載された。現在、乳癌術後照射における DIBH を実際に導入している、または導入を検討している施設も多いと思われるが、その採用に一石を投じる内容である。これまでに様々な文献でも指摘されているように、乳癌術後接線照射では腋下リンパ節は十分に含まれていないことは明らかであるが、Jagsi R らは、ACOSOG Z0011 試験で観察された低い腋下リンパ節再発率は接線照射による腋下リンパ節への “accidental radiation” が重要な役割を果たしている可能性を指摘している (Jagsi R et al. J Clin Oncol 2014)。本論文では FB と比較し DIBH は特にレベル I 腋下リンパ節への線量減少で、“accidental radiation” による局所制御率に影響を与える可能性を示唆した。現在のところ、DIBH を用いた左乳癌術後照射の長期局所制御率の報告はない。また、症例はドイツで集積されたもので、体格的に日本人と異なり、日本人の症例において一概に DIBH による腋下リンパ節への線量減少が生じるとは言えないが、乳癌術後照射における DIBH の採用に際しては、臨床的および医学物理的に十分に検討する必要があると考えられる。

中澤 拓也 (市立釧路総合病院)

# 世界の論文シリーズ

左乳がんの息止め照射における FFF 技術：照射時間と線量分布の影響

Tuomas Koivumäki, Janne Heikkilä, Anssi Väänänen, Kristiina Koskela, Saara Sillanmäki,

Jan Seppälä

Radiat Oncol, 118,194-198,2016

本論文は左乳がんの温存療法術後照射における深吸気息止め照射（Deep Inspiration Breath Hold :DIBH）に、 Flattening Filter Free (FFF)ビームを使用した場合の照射時間と線量分布の影響について研究されたものである。

左乳がんに対する DIBH 法で心臓への照射を避けるおもな根拠は、 心臓への照射が心疾患のリスクを増大させることである。しかし、一般的な DIBH 法は通常の自由呼吸下の照射よりも多くの時間を費やす。FFF ビームは高線量率で照射時間の縮小が可能な技術であることから、 DIBH 法に FFF を応用しようというアイデアである。本研究は、通常の 6MV と 10MV、 FFF の 6MV と 10MV の 4 エネルギーそれぞれに対して、 tangential VMAT と IMRT と Field in Field の 3 つのテクニックを用いた、合計 12 パターンの計画を比較されている。照射時間に関する比較項目は MU・Beam-on time、 ターゲットに関する比較項目は V95%・ $1 \text{ cm}^3 \text{ max dose} \cdot 1 \text{ cm}^3 \text{ min dose}$ 、 リスク臓器に関する比較項目はいくつか挙げられているが、今回紹介するのは、息止め照射に深く関わる mean dose (Heart)・ $1 \text{ cm}^3 \text{ max dose (Heart)}$ ・mean dose (LAD)である。有意差検定は Wilcoxon を用い、 統計的有意差の基準は  $p < 0.05$  とする。

（日本の保険診療は乳がんの術後照射に IMRT や VMAT を用いることができないため、 今回は Field in Field の 6MV 通常ビーム vs FFF ビームについて書かれている部分を紹介する。）

対象患者数は 20 名、 処方は  $2.67 \text{ Gy} * 15 \text{ fr.}$  で、  $D97\% > 95\%$ 、  $D_{max} < 107\%$  になるように放射線治療計画を立案されている。線量率は、 通常 6MV : 600 MU/min、 FFF 6MV : 1400 MU/min である。

すべてのテクニックにおいて、 MU と Beam-on time は FFF のほうが小さかったという報告がされている (FinF は共に有意差あり)。FFF は線量率が高いので当たり前のように感じられるかもしれないが、 FFF ビームの線量分布特性を考えると、 FinF のセグメント数は増

加するため、MLC 移動時間のロスが発生しやすいことも留意する必要があると筆者は考える。

下表は、通常 6MV vs 6MV FFF の MU と照射時間の比較

Plan	Monitor unit (MU)	Beam-on time (s)
FinF 6MV	$350 \pm 16$	$67 \pm 6$
FinF 6MV FFF	$443 \pm 40$	$48 \pm 7$

ターゲットやリスク臓器に対する指標の比較は、有意差があるものはすべて FFF が不利であったという報告がされている。（FinF はすべて有意差あり）しかし、FinF や IMRT / VMAT などを使えば計画立案者の“さじ加減”でこの数値は変化するため、この類の結果は過信しないほうが無難であると筆者は考える。

下表は、通常 6MV vs 6MV FFF のターゲットに関する指標の比較

Plan	V95% (%)	$1 \text{ cm}^3 \text{ max (Gy)}$	$1 \text{ cm}^3 \text{ min (Gy)}$
FinF 6MV	$92.6 \pm 2.0$	$43.5 \pm 0.6$	$34.3 \pm 2.3$
FinF 6MV FFF	$87.0 \pm 2.9$	$44.5 \pm 0.7$	$32.9 \pm 1.4$

下表は、通常 6MV vs 6MV FFF のリスク臓器に関する指標の比較

Plan	Heart		LAD
	Mean dose (Gy)	$1 \text{ cm}^3 \text{ max (Gy)}$	Mean dose (Gy)
FinF 6MV	$2.1 \pm 1.2$	$22.1 \pm 12.2$	$7.8 \pm 5.3$
FinF 6MV FFF	$2.1 \pm 1.4$	$24.5 \pm 11.6$	$8.9 \pm 5.8$

この研究の結果から、著者は tangential VMAT が IMRT や FinF よりも PTV カバレッジや OAR を避けるのに優位であり、FFF を使っても通常ビームの計画と遜色なかったと結論づけている。しかし、前述のように放射線治療計画立案者のさじ加減一つでこれらの結果は変化してしまうことを考えると、一概に正しいとは言い切れないと筆者は考える。

この研究では 6MV・10MV の X 線を使用しているが、日本では 4MV が用いられることが多い、一般的には 4MV の X 線は線量率が低くなる。ある照射装置はフラットビームの 4MV と FFF の 6MV は PDD が比較的近いグラフを描くとされているため、4MV の代替として使用することを考えると、日本ではさらに時間の優位性が高くなると筆者は考える。

筆者は実際に計画のコールドランを行なっているが、まだ解決しなければならない問題がいくつか見えてきたため、今後の研究課題としていこうと考えている。

高倉 亨（宇治徳洲会病院）

# 世界の論文シリーズ

Feasibility of MRI-only treatment planning for proton therapy in brain and prostate cancers:

Dose calculation accuracy in substitute CT images

Koivula L, Wee L, Korhonen J

Med Phys. 2016;43:4634

## INTRODUCTION

放射線治療において、MRI 画像は従来から輪郭抽出に用いられていたが、近年では治療計画ワークフローにおいてその使途が拡大している。pseudo CT や synthetic CT, virtual CT（以下、sCT）として知られるように、MRI をベースにした代替的な CT に対する電子密度構成技術の発展は、治療計画 CT を省略したワークフローを確立する上で欠かせない要素となっている。光子線治療計画における先行研究では、sCT での吸収線量計算は正しく、かつ IGRT のリファレンスイメージとしての適用も可能であるといった報告があった。また、MRI の軟部組織における描出能力の高さは、正常組織の被ばくを避け、副作用を防止するという強度変調陽子線治療（IMPT）のポテンシャルを最大限に引き出すための一助となる。

本論文では、脳腫瘍 10 例と前立腺癌 10 例に対し、MRI から派生した代替 CT (sCT) を用いたロバスト最適化 IMPT 治療計画の線量計算精度の検証に焦点を当てた。3 種類の sCT (homogeneous / dual bulk / heterogeneous) を用いて、CT でロバスト最適化を行った後、線量計算を sCT で行った場合（または sCT で最適化後に CT で線量計算）の線量計算精度を比較した。

## METHODS

### A. sCT の構成

脳腫瘍 10 例、前立腺 10 例の IMPT 治療計画に用いた sCT は、(1) 体輪郭内部を全て水等価密度で置き換える方法 (homogenous), (2) 骨を平均容積密度 (average bulk density) で、残りの体輪郭内部を水等価密度で置き換える方法 (dual bulk), (3) dual model conversion technique によって、in-phase MRI における voxel 内の MR 強度を HU に変換する方法 (heterogeneous) により作成された。先行研究を参考に、sCT の作成には 1.5T MRI (GE) の T1/T2\*-weight 3D fast RF-spoiled dual echo sequence で取得した In-phase MR 像を用いた。

前立腺癌患者の heterogeneous sCT は、MIM で骨の輪郭抽出と密度変換を行うことで取

得した。脳腫瘍患者の heterogeneous sCT は、白質、灰白質、脳脊髄液、皮質骨、海綿骨のように異なる組織に対し、直径 2mm の volume-of-interest (VOI) を 1 人につき 70 個、10 人分で 700 個設定し、CT 画像と線形位置合わせ後、それぞれの VOI 内の平均 HU と MR 強度を紐づけることで変換モデルを作成した。収集された VOI データは、骨の内部と外部で別々の HU 変換モデルを作成するのに用いられた。骨の変換モデルには指数関数フィッティングを使用した。軟組織の変換モデルは、MR 強度の平均値と SD によって脳脊髄液や白質、灰白質、頭皮を区別する機構であった。作成された変換モデルは MIM に組み込まれた。

### B. 治療計画

ペンシルビームスキャニング IMPT 治療計画は、RayStation でロバスト最適化 (Worst-case method) を用いて立案された。各プランはまず CT で最適化され、その後 dose のみそれぞれのタイプの sCT で計算された。この方法により、CT と比較した sCT の線量計算精度を示した。プラン最適化における sCT の影響を検証するため、最適化を sCT で行い、その後の線量計算のみ CT で行った。前立腺プランは、左右対向 2 門 (90/270deg) で、PTV D98=2.2Gy (RBE) /fr の処方、脳の IMPT プランの処方線量は CTV D95=2.2Gy (RBE) /fr であった。 $\gamma$  解析により、sCT での計算結果と CT での計算結果を評価した。より広く一般化を図るため、CT と sCT による IMPT の計算精度評価だけでなく、6MV の VMAT においても同様に評価した。

## RESULTS

### A. Heterogeneous substitute CTs

Table I は、頭部の in-phase MR を sCT に転換するための HU 変換テーブルを示している。Figure 1 と 2 はそれぞれ頭部と骨盤の sCT (ウインドウは軟組織と骨条件) である。頭部 sCT 全体と骨盤 sCT 全体の平均誤差の絶対値は同等であった。

TABLE I. The dual conversion models for the head to transform in-phase MR image intensity values into HUs separately for bone and soft tissue.

Tissue type	MR intensity ( $x$ )	HU	Details
Bone	$x < 200$	1441	Cortical bone
	$200 \leq x \leq 2000$	$e^{7.42 - 0.001x + 1.3 \times 10^{-7}x^2}$	Mixed bone tissues
	$x > 2000$	360	Spongy bone
Soft tissue	$x < 338$	12	Fluid
	$338 \leq x < 576$	From 12 to 45 <sup>a</sup>	Boundaries and noise
	$576 \leq x < 798$	45	Gray matter
	$798 \leq x < 1060$	25	White matter
	$1060 \leq x < 2285$	From 25 to -83 <sup>a</sup>	Boundaries and noise
	$x > 2285$	-83	Scalp

<sup>a</sup>The MR intensities were transformed into HUs with linear interpolation.

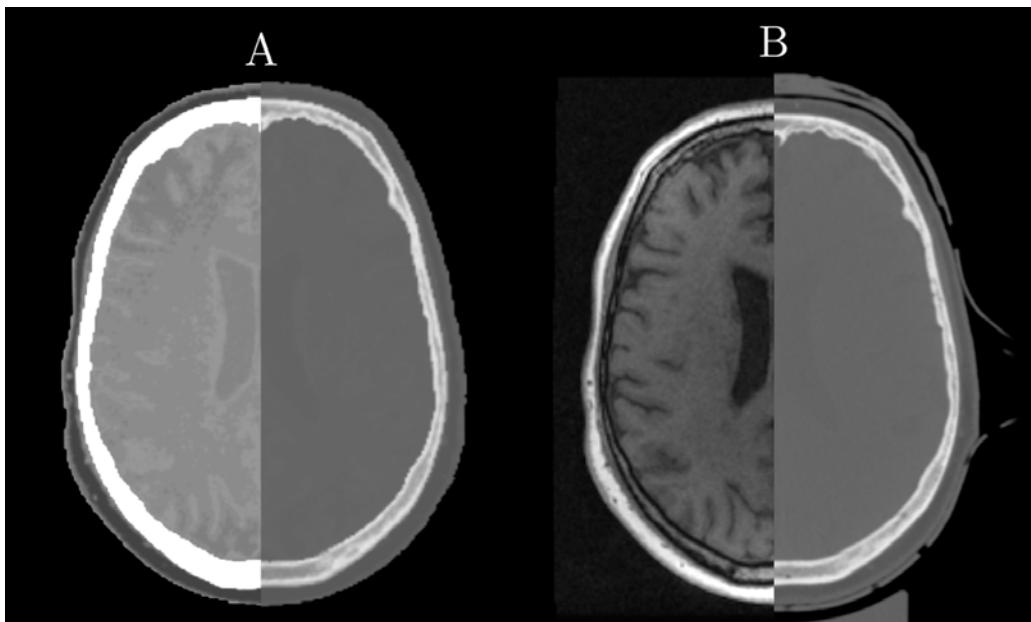


FIG. 1. An example of a heterogeneous sCT of the head in (A) displayed with soft tissue window (left) and bone window (right). The original MR in-phase image is shown in (B) on the left and the standard planning CT in (B) on the right.

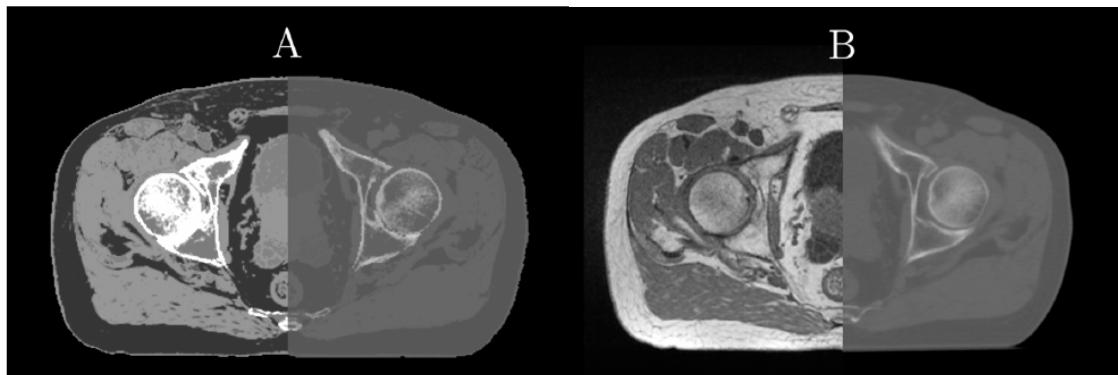


FIG. 2. An example of a heterogeneous sCT of the pelvis in (A) displayed with soft tissue window (left) and bone window (right). The original in-phase MR image is shown in (B) on the left and the standard planning CT in (B) on the right.

#### B. sCT での線量計算精度

脳腫瘍 10 例と前立腺 10 例における sCT (homogeneous 以外) と CT での DVH の差異を box-plot で示した (脳腫瘍は Fig.3, 前立腺は Fig.4). IMPT プランにおいて、CT に対する sCT の線量評価を 3D-gamma で解析した結果、Heterogeneous sCT の骨盤と脳において、1mm/1%での pass rate は平均 95%, Dual bulk sCT は 2mm/2%で平均 95%以上であった。Homogeneous sCT では 3mm/3%でも平均 95%を超えたかった。

sCT でのロバスト最適化が CT と比較して線量計算に影響を与えるかどうかも重要な検討項目である。Figure 5 は、sCT で最適化を行い、CT で線量計算を行ったプランの  $\gamma$ -index を示している。VMAT プランの線量計算結果も Proton の結果の傾向とおおよそ一致した。

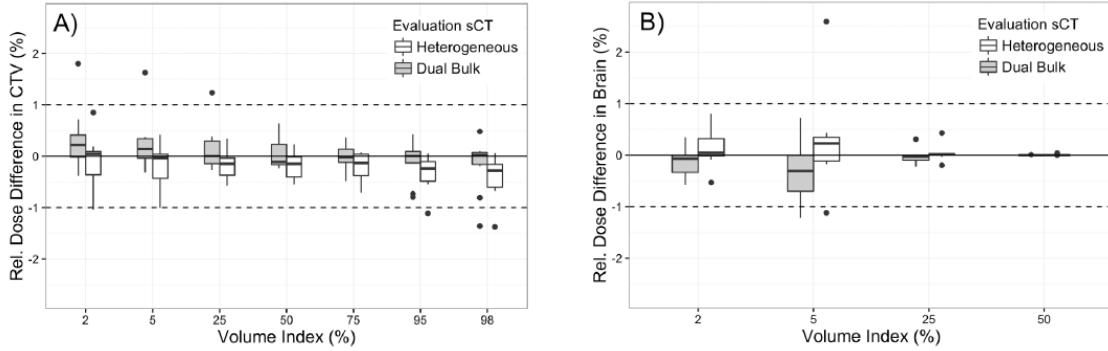


Fig. 3. Differences in dose (reference planning data was actual CT, then IMPT doses were calculated in heterogeneous and dual bulk sCTs) at a given cumulative relative volume for the (A) CTV and (B) whole brain. The dashed lines indicate the  $\pm 1\%$  relative dose difference in sCT compared to dose calculated in actual CT. The results for CTV and whole brain DVHs in the homogeneous sCT were ranging up to 8.9% and to 13.8%, respectively. These have been omitted from the figure to preserve visual clarity.

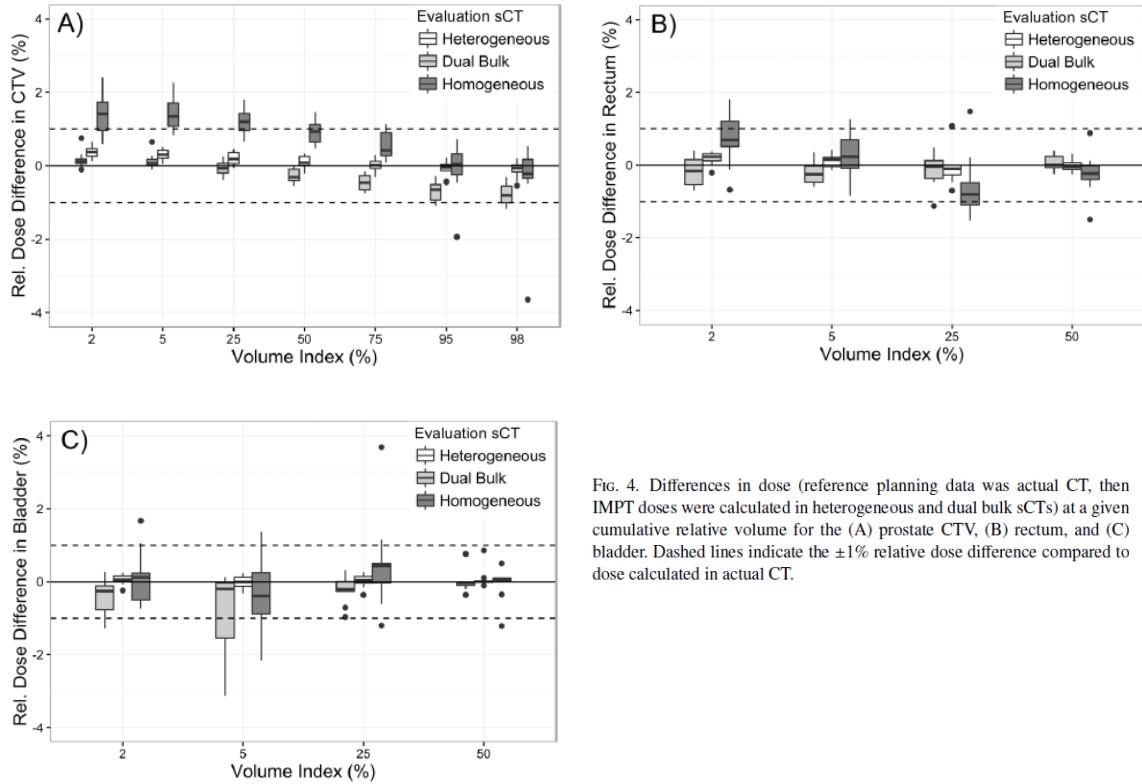


Fig. 4. Differences in dose (reference planning data was actual CT, then IMPT doses were calculated in heterogeneous and dual bulk sCTs) at a given cumulative relative volume for the (A) prostate CTV, (B) rectum, and (C) bladder. Dashed lines indicate the  $\pm 1\%$  relative dose difference compared to dose calculated in actual CT.

## CONCLUSION

本研究では、脳腫瘍と前立腺癌症例において MRI 派生の sCT による陽子線線量計算精度を示した。全体として、脳のプランよりわずかに前立腺のプランの方が、精度は良かった。頭部と骨盤領域の両方で、Heterogeneous sCT はターゲットと OAR でおよそ 1%もしくはそれ以下の精度となった。Heterogeneous sCT を計画画像として用いたとき、ロバスト最適化の精度は CT を計画画像としたときと同等である。Dual bulk sCT もまた、多くの患者で 1%以内にて一致した。しかしボリュームの小さいターゲットや正常組織における線量誤差を生じ得る高いリスクを含んでいる。それでも線量計算精度は十分であり、もし臨床で heterogeneous sCT が使用できない場合には dual bulk sCT を適用することも可能であろう。均質な密度への置き換え (homogeneous sCT) はいずれのケースでも推奨できない結果となつた。

## コメント

本論文は、前立腺と脳腫瘍の治療計画画像として MRI を用いた陽子線 IMPT または VMAT の計算精度について言及したものである。MRI を治療計画画像として用いる際の肝となるのは、MRI 画像に対しての仮想的な CT 値の割り当てである。著者らは heterogeneous, dual bulk, homogeneous という 3 手法を用いて MRI 画像を代替的な CT 画像 (substitute CT : sCT) に変換し、それぞれの線量計算精度について検証している。既に著者らの施設では X 線の MRI 治療計画ワークフローが確立しており、今回も MRI のシーケンス等はそれに準ずる形であった。近年の日本でも MRI-linac が臨床稼働しており、MRI 治療計画は今後の放射線治療において重要なテーマとなることは間違いないであろう。本論文では、骨と軟組織で変換テーブルを分けて MR 強度を HU 変換する heterogeneous sCT の精度が最も良いという結果になった。頭頸部領域では必然的に不均質な領域が多くなるため、実際はこの手法が現在のところ最も簡便で優れた方法と言えるであろう。MIM 等の画像ワークステーションがある施設では比較的簡便に取り入れられる手法であろうが、HU 変換モデルのコミッショニングをどうするかが臨床上の課題となる。他部位に対する報告も待たれるところである。

松尾 勇斗（北海道大学病院）

# 世界の論文シリーズ

Approaches to reducing photon dose calculation errors near metal implants.  
金属インプラント近傍の光子線量計算誤差を低減するアプローチ

Jessie Y. Huang, David S. Followill, Rebecca M. Howell, et al.  
Med Phys. 2016 Sep;43(9): 5117 -5130.

本論文は、金属アーチファクトを低減するソフトウェアや dual energy CT による仮想単色画像を用いることで金属インプラント周辺の線量計算誤差の影響について研究されたものである。

## INTRODUCTION

放射線治療を受ける患者には、歯科用充填物や人工関節、脊椎用インプラントなど金属インプラントを有することが往々にしてある。これらの金属は、治療計画 CT 画像にアーチファクトを引き起こし、腫瘍や周囲の器官を描写することを困難にするため線量計算に悪影響を与える。本論文では、金属アーチファクトの低減方法として①orthopedic-metal artifact reduction(O-MAR), dual energy CT によって得られる仮想単色画像である②gemstone spectral imaging (GSI), さらに GSI に用いる事の出来る③metal artifact reduction software(MARs), 金属による線量計算誤差を改善する可能性を持つ④metal kernel(MK)を用いた。これらを用いた CT 画像から金属周囲の線量への影響を評価している。

## METHODS AND MATERIALS

### A. Phantom

#### A.1. Geometric phantom

Geometric phantom はチタン ( $4.51\text{g}/\text{cm}^3$ ) または Cerrobend ( $9.4\text{g}/\text{cm}^3$ ) のいずれかを挿入できる  $30\text{cm} \times 30\text{cm}$  のポリスチレン製である。チタンは、人工関節や脊椎用インプラント、Cerrobend は歯科用充填物を想定した。PDD を測定するために  $3\text{cm} \times 3\text{cm}$  の EBT2 ラジオクロミックフィルムを Fig.1 のように配置した。

6MV X 線、照射野サイズ  $5 \times 5\text{cm}$  の条件で 2 つの金属それぞれに照射した。

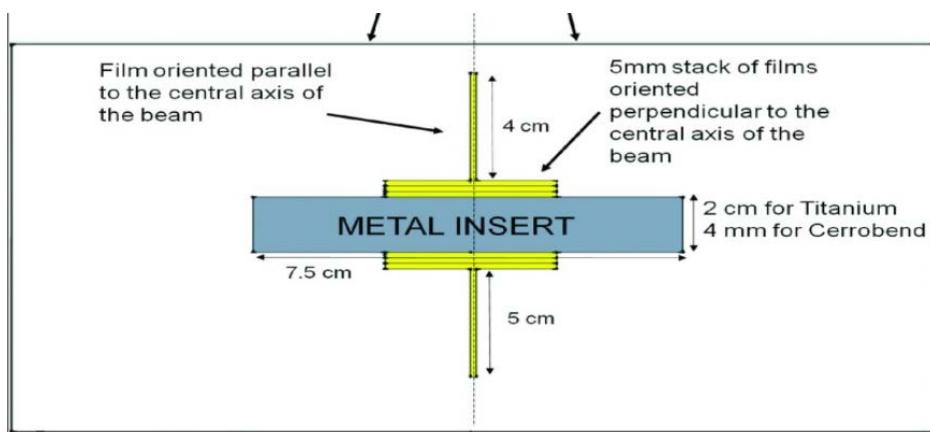


Fig.1 Geometric phantom の概略図

## A.2. Anthropomorphic phantoms(人体模擬ファントム)

### A.2.1 Spine phantom

心臓や肺、脊髄、骨および食道を模す構造を含み、脊柱固定用のチタンロッドを模擬した人体ファントムが使用された。このファントムの4か所に Exradin A1SL 0.057cc 線量計を配置し、チタンロッドと交差する axial 方向にはフィルムを挿入することができる構造となっている(Fig.2)。治療計画は9方向から 6MV ステップアンドショット IMRT で行われた。

### A.2.2 Dental phantom

Dental phantom は、歯科用充填物を含む頭頸部がん患者を模擬し、12個の充填物が上部の歯、下部の歯にそれぞれ6個ずつ配置した。ファントム内に4か所の Exradin A1SL 線量計を配置し、ファントムの上顎と下顎との間に axial 方向のフィルムを挿入できる構造となっている(Fig.3)。治療計画は9方向から 6MV ステップアンドショット IMRT で行われた。

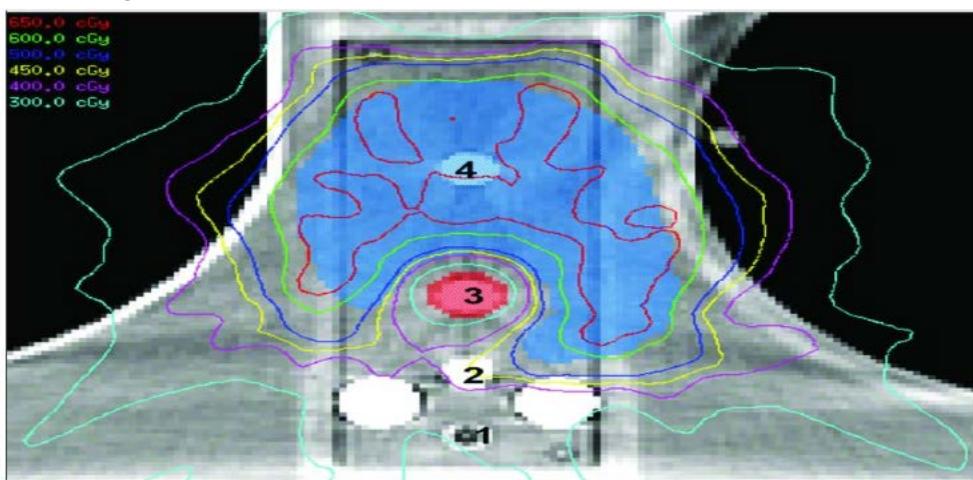


Fig. 2 Spine phantom(チタンロッド)の線量分布と 4 つの測定点

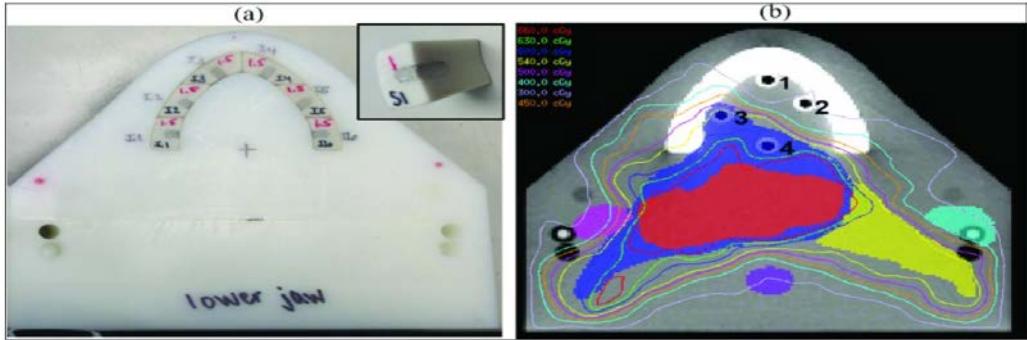


Fig.3 Dental phantom(歯科充填物)の線量分布と4つの測定点

### B. Imaging

ファントムの未補正 CT 画像は、120kVp で撮影され、金属アーチファクト低減方法である O-MAR は 120kVp, dual energy を使用した GSI, MARs については 140keV で再構成された。すべての再構成画像は 12bit である。

### C. M3D dose calculations

ファントムの線量計算に使用したのは Mobius3D v1.3.1(M3D)である。これは Collapsed cone C/S (Pinnacle CCC と同等)で線量計算を行う TPS 検証ツールである。線量計算をするにあたり、120kVp と 140keV の CT 値-密度変換曲線を RMI 467 ファントムを使用して作成した。異なる金属アーチファクト低減方法による線量計算の精度を評価するため、画像中の飽和 Hounsfield unit(HU)値に金属インプラントの既知密度を割り当てた。また、metal kernel(MK)が線量計算精度にどのように影響するのか評価するため M3D に実装した。MK による線量計算では、Geometric phantom のチタン、Spine phantom にはチタンカーネル、Geometric phantom の Cerrobend、Dental phantom には原子番号の近い銀カーネルを割り当てた。

### D. Evaluation of dose calculation accuracy

#### D.1 Geometric phantom

線量計算は、M3D で計算グリッドサイズ 1.5mm にて行われ、計算線量とフィルムによる測定線量とを比較し、誤差を算出した。測定位置は  $d_{max}$  から金属上部境界面と、金属下部境界面から 5cm までである。金属アーチファクト低減法を用いることの影響を調べるために、金属アーチファクト低減画像で得られた線量を未補正 CT 画像の線量と比較し、線量誤差を算出した。

#### D.2 Anthropomorphic phantoms

線量計算は、M3D で計算グリッドサイズ 1.5mm にて Spine phantom と Dental phantom の未補正 CT 画像(120kVp)と金属アーチファクト低減方法を用いた CT 画像(O-MAR, GSI

140keV, MARs 140keV), MK, 金属アーチファクト低減方法+MK を用いた CT 画像で行われた。未補正 CT 画像と実測線量の線量誤差を基準とし、それぞれの画像の計算線量と比較を行った。また、測定されたフィルムは 2%/2mm の基準で 2D ガンマ解析が行われ、測定線量と計算線量との比較を行った。

## RESULT

### A. Geometric phantom

未補正 CT 画像とフィルムとの平均誤差は金属上部領域のチタンで 1~2%, Cerrobend は 7~10%，金属境界面ではチタンで 20%を超え、Cerrobend では 50%を超えた。金属下部領域ではチタンで 10%以上、Cerrobend で 30%以上であった。(Fig.4)

チタンの金属アーチファクト低減画像と未補正 CT 画像との比較では、O-MAR は金属下部領域の誤差を 15.0%から 11.1%に減少させ、GSI 140keV は金属上部下部ともに影響はほとんどなかった。MARs は金属上部領域の誤差は低減されたが、金属下部領域では 9.0%から 21.8%に誤差が大きくなかった。この誤差の増加は、MARs によってチタンインプラント内に低密度領域が人工的に生成されたからである(Fig.5(b))。この低密度領域がチタンインプラントによって引き起こされる減衰を過小評価し、その結果、金属下部領域の線量が大幅に過大評価された。この低密度領域に正確な密度を割り当てるとき、金属下部領域の線量計算精度が大幅に改善され平均誤差は 2.0 %となった。(Fig.4(a) MARs 140keV(density override))

Cerrobend については、金属アーチファクト低減方法を含むほとんどの画像はインプラントの厚さを過大評価し、金属によって引き起こされる減衰を過大評価した(Fig.4(b))。唯一、線量計算の誤差を減らすことができたのが MARs であった。MARs によって Cerrobend インプラントの厚さを真値に近づけることで(Fig.5(f)) 金属上部領域の誤差を 7.3%から 2.5%に、金属下部領域で 33.0%から 14.7%に減少させた。Cerrobend の厚さが薄いため低密度領域は生成されなかった。

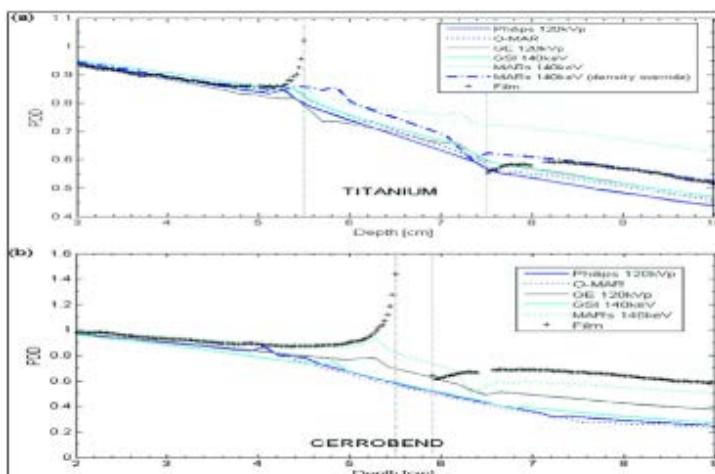


Fig.4 Geometric phantom における(a)チタン(b)Cerrobend の PDD

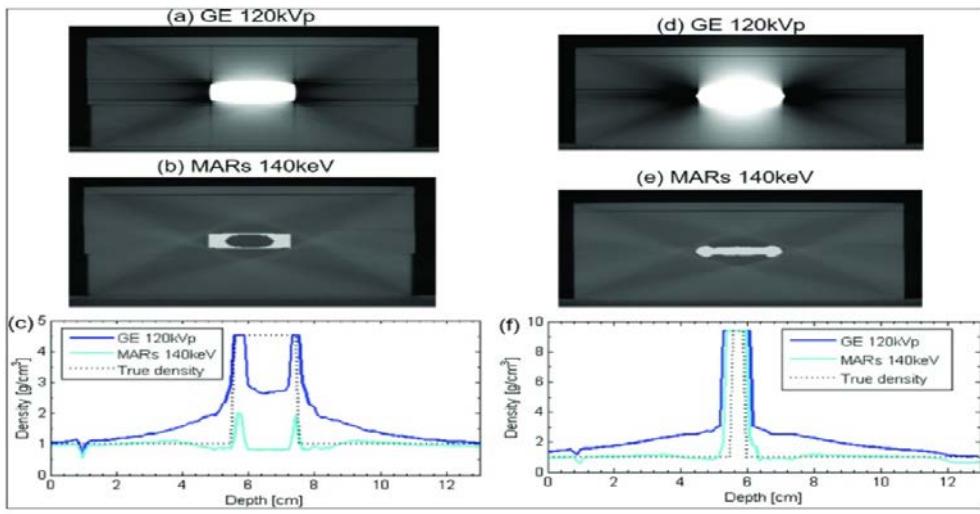


Fig.5 未補正 CT 画像と MARs 画像 (a)(b)チタン, (d)(e)Cerrobend

## B. Anthropomorphic phantoms

### B.1. Spine phantom

実測線量は、金属アーチファクト低減方法、MK とともに線量計算の正確さに大きな影響を与えたかった。MARs に関してはこれらの中で最も線量計算誤差が大きくなつた(Table.1)。MARs はチタンインプラントのサイズを過小評価することは以前から報告されており、今回の誤差が大きくなつた要因であると考えられる。

フィルムによるガンマ解析の結果は、GSI、特に MARs でパス率を低下させ、MK ではパス率が高くなつた(Table.2)。これらの結果は、O-MAR、GSI での小さな変化(精度の低下)、MK の適用による小さな変化(精度の改善)、MARs の適用による線量計算の精度の大幅な低下を示した線量測定の結果と広く一致している。

### B.2. Dental phantom

実測線量は未補正 CT 画像と比較し、O-MAR は 4 つの線量測定点で計算誤差を減らすことができ、すべての平均で 1.8% の精度を向上させた。GSI は誤差を減少させたが計算精度の向上は O-MAR よりも控えめだった(Table.3)。MARs は計算誤差を減らす 3 つの方法のうち最も成功し、4 つの測定点全体の平均誤差を 4.0% 向上させ、すべての場所で 4.0% 未満の誤差に抑えることができた。MARs による成功は、Fig.6 に示す dental phantom の CT 画像を見ることによって説明することができる。他のアーチファクト低減法と比較して MARs は優れたアーチファクト低減だけでなく、個々の歯科充填物のサイズの良好な視覚化をもたらした結果、正確な線量計算ができた。

また、MK の使用で線量計算精度は改善されたが限定的であった。

フィルムによるガンマ解析の結果は、ほとんどすべてのアーチファクト低減方法でわずかにパス率の改善が見られた(Table.2)。O-MAR、MARs では特に歯の前方およびその近傍で改善された。

Baseline % error <sup>a</sup>	Chamber 1	Chamber 2	Average
	4.3%	2.0%	3.2%
Absolute change in % error			
O-MAR	+0.7	+0.1	+0.4
GSI 140 keV	+0.7	-0.4	+0.2
MARS 140 keV	+1.4	+2.7	+2.1
MK	+0.1	-0.3	-0.1
O-MAR + MK	+0.9	-0.1	+0.4
GSI + MK	+0.8	-0.5	+0.2
MARS + MK	+1.4	+2.7	+2.1

<sup>a</sup>Average % error based on two uncorrected CT imaging methods (GE 120 kVp and Philips 120 kVp).

Table.1 Spine phantom における線量誤差(+:誤差の増加, -:誤差の低下を表す)

Phantom	AR method	Mean % pixels passing			
		Baseline <sup>a</sup>	AR	Baseline + MK	AR + MK
Spine phantom	O-MAR	81.0	77.9	82.9	80.2
	GSI 140 keV	74.3	62.4	80.7	60.3
	MARS 140 keV	74.3	43.5	80.7	46.4
Dental phantom	O-MAR	69.8	72.0	70.5	71.8
	GSI 140 keV	68.1	67.3	69.0	66.7
	MARS 140 keV	68.1	71.6	69.0	70.4

<sup>a</sup>Baseline imaging was Philips 120 kVp for O-MAR and GE 120 kVp for both GSI 140 keV and MARS 140 keV imaging.

Table.2 Spine phantom, Dental phantom のフィルムによるパス率(2%/2mm)

Baseline % error <sup>a</sup>	Chamber 1	Chamber 2	Chamber 3	Chamber 4	Average
	-10.8%	-6.2%	-9.2%	-0.8%	-6.7%
Absolute change in % error					
O-MAR	-3.4	-2.6	-2.1	+0.9	-1.8
GSI 140 keV	-1.4	-0.2	+0.8	-0.9	-0.4
MARS 140 keV	-7.9	-4.7	-6.0	+2.7	-4.0
MK	-0.6	-0.2	+0.1	-0.0	-0.2
O-MAR + MK	-4.1	-2.8	-1.8	+0.8	-2.0
GSI + MK	-2.0	+0.1	+0.9	-0.9	-0.4
MARS + MK	-7.9	-4.7	-5.7	+2.7	-3.9

<sup>a</sup>Average % error based on two uncorrected CT imaging methods (GE 120 kVp and Philips 120 kVp).

Table.3 Dental phantom における線量誤差(+:誤差の増加, -:誤差の低下を表す)

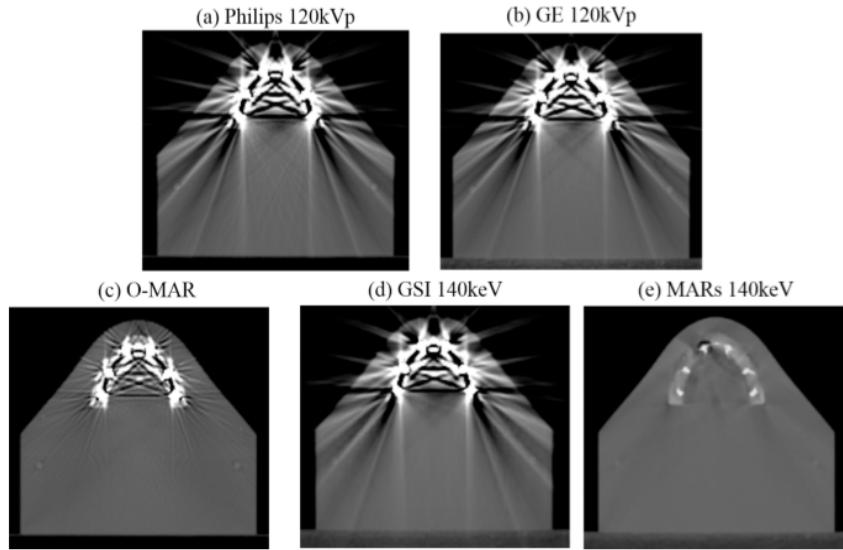


Fig. 8. CT images of the dental phantom with amalgam fillings (window level = 500 and window width = 2500) using baseline, uncorrected imaging methods (Philips 120 kVp and GE 120 kVp) and artifact reduction methods (O-MAR, GSI 140 keV, and MARs 140 keV).

Fig.6 Dental phantom の CT 画像

## DISCUTION

一般に、高原子番号の物質(Cerrobend, 歯科用充填物)は、低原子番号の物質(チタン)よりも重大なアーチファクトが生じ、大きな線量計算誤差を起こすことがわかった。また、金属アーチファクトに起因する2つの誤差源があることがわかった。1つ目は局所的な線量計算誤差を引き起こすストリークアーチファクト、2つ目はCT画像の金属サイズである。

金属サイズの精度による影響は、Cerrobendを用いたGeometric phantomにおけるPDDのデータ(Fig.4(b))から特に明らかであり、未補正CT画像は、金属下部領域において30%を超える誤差を生じた。チタンについては、MARsによってインプラント内に低密度領域が人工的に生成され、その影響で金属下部領域の誤差につながったが、この低密度領域に正確な密度を割り当てる線量計算精度の改善が見られた。このことからも金属サイズによる影響は明らかである。さらに臨床事例では、金属アーチファクト低減方法による線量への影響は、アーチファクト低減の成功からではなく、金属サイズの精度向上からもたらされたと考えられる。

本研究において、MARsはCerrobend, dental phantom(歯科充填物)において金属サイズの精度と線量計算の精度を大幅に向上させたが、spine phantom(チタン)では金属サイズを過小評価するため線量計算誤差を増加させた。MARsをチタンインプラントや大きなインプラントに用いる場合は注意する必要がある。O-MARはすべてのケースで線量計算誤差を減少させるかほとんど影響を与えない、一貫性のある方法であった。過去の文献からもO-MARが線量計算に有害性を与える報告はされていない。GSIについては、計算精度に影響はなく、歯科充填物においてもアーチファクトの低減ができなかった。また、MKは2つの臨床事例において線量計算の影響は1%未満と小さく、利点としては限定的であった。

## CONCLUSIONS

金属の存在は、臨床において最大 10%を超える線量計算誤差を誘発することが判明した。これらの線量誤差を改善する方法を検討したが限定的な結果であった。臨床事例では MKによる計算精度は最小限(1%未満)の改善が見られた。金属アーチファクト低減方法のうち、O-MAR は線量誤差を改善させるか、ほとんど影響を与えない最も安定した方法であった。MARs はチタンインプラントの線量計算誤差を増加させ、場合によっては金属の歪みを引き起こすことがわかった。したがって、MARs は特にチタンインプラント、より大きなインプラント、および組織の不均一性の近くに配置されたインプラントでは線量計算に注意して使用する必要がある。一方、MARs は歯科充填物に関して線量計算誤差を最も低減させた方法であった。GSI は高原子番号である歯科充填物に対してアーチファクトの低減はできず、線量計算精度に影響を与えたなかった。

### コメント：

金属インプラントを有する患者に対して放射線治療を行う上で、金属アーチファクトによる画像の欠損は、水に置き換える方法を使うか、そのまま計算することが多い。特に口腔内の歯科充填物によるアーチファクトは、頭頸部 IMRT のような高精度な治療において問題となっている。問題となる金属アーチファクトを低減する方法である O-MAR, GSI, MARs、これらの手法は画質、視覚評価に焦点を当て研究されていることが多く、治療計画画像に用いて金属周囲の線量の影響を評価している論文は少ない。本論文では、それぞれの低減法を検証し、利点や問題点を明らかにした。特に、O-MAR は線量計算誤差を改善させるか、ほとんど影響を与えない最も安定した方法であり、MARs はチタンに対して使用するには問題があるが、歯科充填物によるアーチファクトを改善させ線量計算精度も大幅に向上することが検証された。本論文では convolution/superposition 法で線量計算を行っているが、モンテカルロ相当の計算アルゴリズム(AXB など)で検討を行うと結果はどうなるのか疑問が残る。まだまだ問題も多く検証する必要があるが、金属インプラントを有する患者に対する放射線治療において解決策の一つになり得るものであり、今後の研究に期待される。

佐々木 駿 (旭川医科大学病院)

# 世界の論文シリーズ

## A Prospective Comparison of the Effects of Interfractional Variations on Proton Therapy and Intensity Modulated Radiation Therapy for Prostate Cancer.

Maryam Moteabbed, Alexei Trofimov, Gregory C.Sharp, et al.  
Radiat Oncol Biol Phys 2016;95(1):444-453.

### Introduction

前立腺癌の放射線治療には intensity modulated radiation therapy (IMRT) と proton therapy (PT) の 2 つが重要な選択肢となっている。PT は線量勾配が急峻であり正常組織への線量を減らすことで副作用を小さくできるが、intensity modulated radiation therapy (IMRT) と比べ照射への不確実性に弱い可能性がある。照射への不確実性として前立腺およびその周囲の解剖学的構造の変化が挙げられ、解剖学的構造の変化が線量分布に与える影響を PT と IMRT で比較をした報告は過去にあるが臨床を想定したものではないことから、論文では標準的な臨床プランを用いて患者セットアップから治療までを行い治療期間中の線量変化について passive-scattering PT と IMRT で比較を行った。

### Methods and Materials

低リスク・中間リスクの前立腺癌患者 20 例 (PT10 例, IMRT10 例) を対象とした。治療計画は PT が左右からの 2 方向、IMRT が 0, 60, 100, 135, 225, 260, 300 度の 7 方向からのビームで前立腺全体を CTV79.2Gy、前立腺+精嚢を CTV50.4Gy、CTV+5mm (後方は 4mm) を PTV と定義した。OAR には膀胱、直腸前壁、直腸全体、陰茎球、両側大腿骨頭を含めた。

セットアップは前立腺に挿入した 3 つのコイルを用いて PT は正側 kV 画像、IMRT は CBCT 画像で位置合わせを行った。前立腺位置固定のために直腸バルーンが挿入され膀胱には尿を蓄積した状態で治療を行った。

治療期間中に PT 患者は週 1 回で CT、IMRT 患者は週 1 回で高分解能の CBCT を患者 1 名につき合計 9 回撮影した。週 1 回の CT/CBCT とプランニング CT との間における膀胱尿量、大腿骨頭角度などの解剖学的構造の変化を PT と IMRT で比較した。また、それぞれの CT/CBCT 画像について Deformable Image Registration (DIR) を用いて線量再計算を行い、合算した DVH と元のプランの DVH との差を PT と IMRT で比較した。

## Results

セットアップ誤差については内部マーカーと画像を使って位置を合わせているので非常に小さかったが膀胱、直腸、バルーン位置、大腿骨頭角度などの解剖学的構造の変化が残っていた。また、PT と IMRT でこれらの変化の程度に有意な差は認められなかった。プラン CT と治療時の CT/CBCT 間での骨構造と前立腺の相対的位置関係の変化量は平均で PT 患者 4.7mm, IMRT 患者 3.2mm となった。治療時の CT/CBCT から計測した膀胱容積はプラン CT より小さく PT 患者で最大 588.8cc, IMRT 患者で最大 453.9cc の差がみられた。

プランの線量分布と治療時の CT/CBCT から合算した線量分布の差についても PT と IMRT の間で有意な差はなく、CTV7920 の D98 が PT で 2.2Gy, IMRT で 0.7Gy 減少、精嚢を含む CTV5040 の D98 が PT で 1.9Gy, IMRT で 6.6Gy 減少した症例があった。膀胱の Dmean は PT で  $3.26 \pm 7.51$ Gy, IMRT で  $1.97 \pm 6.84$ Gy 増加した。直腸の Dmean は PT で  $0.74 \pm 2.37$ Gy, IMRT で  $0.56 \pm 1.90$ Gy 増加となり最大で PT 患者 3.8Gy, IMRT 患者 3.4Gy 増加したケースがあった。

**Table 1** Patient specifications and variations relative to the planning CT

Prostate volume (cc)	Seed–bone shift (mm)	PT			IMRT				
		Bladder variation (weekly-sim) (cc)	Femoral head rotation (degrees)	Balloon angle (degrees)	Prostate volume (cc)	Seed–bone shift (mm)	Bladder variation (weekly-sim) (cc)	Femoral head rotation (degrees)	Balloon angle (degrees)
1	40.6	1.9	1.1	2.8	0.9	45.0	2.1	-103.9	3.1
2	24.0	3.7	-14.4	2.2	-1.3	72.2	1.8	-34.9	0.7
3	38.2	6.2	-102.0	2.1	-0.6	33.1	3.9	-40.4	2.0
4	26.2	5.8	23.4	1.6	-3.5	34.1	5.0	-160.0	0.5
5	57.0	3.6	-150.6	0.2	-2.4	34.6	2.2	44.0	3.7
6	68.7	6.2	-153.5	7.7	-0.7	55.7	2.4	-2.9	2.9
7	45.9	2.7	44.3	3.9	-0.8	56.1	1.6	-453.9	5.3
8	58.3	5.9	-35.2	0.9	-4.2	31.0	3.1	-11.0	2.9
9	35.6	5.2	-153.2	0.4	0.4	60.2	4.1	-68.2	3.4
10	84.3	6.2	-588.8	4.0	2.8	67.5	5.8	-124.4	1.2
Average	47.9	4.7	-112.9	2.6	-0.9	49.0	3.2	-95.6	2.6
									-2.8

*Abbreviations:* CT = computed tomography; IMRT = intensity modulated radiation therapy; PT = proton therapy.

Pretreatment prostate volume, average weekly seed bony anatomy shift relative to simulation, average bladder volume variations, average difference in absolute bilateral femoral head rotation, and average rectal balloon insertion angle for all PT and IMRT patients are shown. Average values are also shown for each modality.

## Discussion

研究結果では、PT と IMRT との間の解剖学的構造の変化に起因するターゲットカバレッジ低下や周辺 OAR の線量増加の感受性に有意差はないことを示した。PT 患者 10 に関しては比較的大きなターゲット線量低下が起こったが、この症例ではプラン CT と比べ治療時に前立腺が回転していた。また、膀胱容積も小さい傾向があるので前立腺の回転の原因になっていたのではないかと推測している。IMRT の場合は患者 1 でターゲット線量低下が認められたが、これは腸管ガスが前立腺の変形や位置変動の原因と説明している。

研究の limitation として PT 患者で週 1 回 CT を撮影するタイミングが CT 装置を使用

可能な時間が限られていて、治療時とは 30-60 分程度ずれているので膀胱尿量など治療時の状態を反映していない可能性がある。さらに、DIR を用いた線量再計算の不確実性、症例数が少ないとことについても言及している。

## Conclusion

前立腺癌の外照射を受ける場合、解剖学的構造の変動は無視できないが、ターゲットと OAR の線量変化への影響については適切なセットアップと固定技術、ロバストなプランを作成することで臨床的に問題とならない。そして、線量変化の影響は PT と IMRT で有意な差はなかった。

## コメント

前立腺癌に対する放射線治療は平成 30 年度から粒子線治療が保険適応となり、陽子線を含む粒子線治療を選択する患者が増えていくと考えられるためこのような臨床的な検討は大変参考になる。PT と IMRT で解剖学的構造の変化が線量分布に与える影響は有意差無しという結論ではあるが、プラン CT と治療時で前立腺と周囲の構造変化は無視できないものと述べられている。また、limitation で述べられている通り、論文では passive-scattering 方式が用いられているが scanning PT と IMRT の比較も大変興味深いところである。PT と IMRT のどちらの治療においても、プランニング CT を撮影する際には再現性のある固定具の作成とポジショニングを行い、治療時の解剖学的構造との乖離をできるだけ減らすことでより正確な治療ができるのではないだろうか。

北海道大学病院 田村弘詞

# 世界の論文シリーズ

Integrating Evidence-Based Medicine for Treatment of Spinal Metastases Into a Decision

Framework: Neurologic, Oncologic, Mechanical Stability, and Systemic Disease.

Barzilai O, Laufer I, Yamada Y, Higginson DS, Schmitt AM, Lis E, Bilsky MH

J Clin Oncol. 2017 Jul 20;35(21):2419-2427.

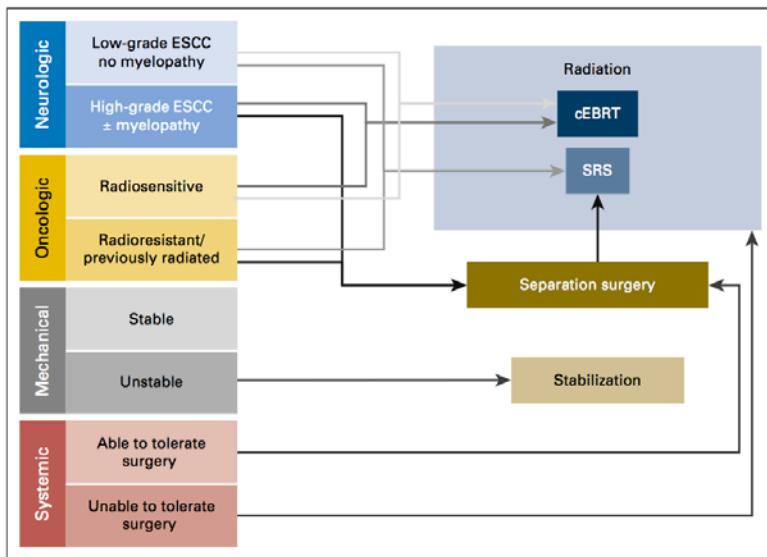
## 【本論文で着目した点】

現在本邦でも椎体に対する SBRT や SRS が実施されるようになっているが、どのような患者に対して SBRT・SRS が良い適応となるかの判断に苦慮するケースも多い。本論文では SRS や SBRT を含めた脊椎転移に対する治療方針の決定のために NOMS framework というマネジメントアルゴリズムを用いることを推奨している。

## 【概論】

一般的にがん患者の 40%は脊椎転移を発症するとされ、そのうちの 20%が脊髄圧迫へと進行するとされる。がん患者の高齢化、MRI や PET などの高度な画像診断機器の普及などによってこの問題はより複雑化している。さらに、分子標的薬の登場により、多くのがん患者の生存期間が延長しており、転移性脊椎腫瘍の治療目的も短期的な疼痛緩和から長期的な局所制御へのシフトを求められている。脊椎転移の主な治療目的は神経機能の維持、歩行安定性の確保、局所制御、QOL の改善などである。そのための治療の選択肢は従来の外照射法（cEBRT）や脊椎定位手術的放射線治療（SSRS），手術療法などがある。これらの治療方法を決定するための Framework である NOMS（neurologic, oncologic, mechanical instability, and systemic disease）を著者らは推奨している。

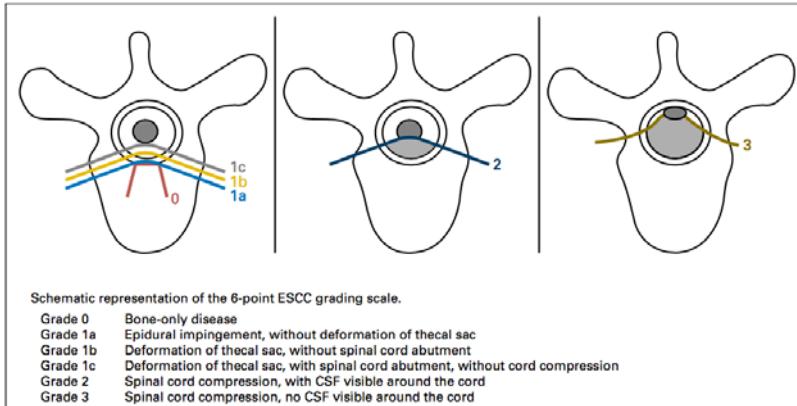
NOMS framework は神経学、腫瘍学、機械的安定性、全身疾患の 4 つを評価点として治療方針を決定する。この Framework により転移性脊椎腫瘍の評価を標準化し、EBMに基づいた治療、新たな放射線治療技術や手術療法、手術放射線療法、および全身療法の合理的な提供を可能とされる。（Fig 1）



**Fig 1.** The neurologic, oncologic, mechanical stability and systemic disease framework. cEBRT, conventional external beam radiation therapy; ESCC, epidural spinal cord compression; SRS, stereotactic radiosurgery. Adapted with permission from Laufer et al.<sup>7</sup>

### 【神経学的評価】

神経学的評価は脊髄障害、神經根障害、硬膜外脊髄圧迫（ESCC）の程度などの臨床的、放射線学的パラメータによって評価する。ESCC は Bilsky らによるスコアリングシステムを用いて Low grade と High grade に二分する（Fig 2）



**Fig 2.** The Epidural Spinal Cord Compression (ESCC) scale. Adapted with permission from Bilsky et al.<sup>8</sup>

### 【腫瘍学的評価】

腫瘍学的評価は腫瘍の放射線および全身療法への感受性に基づいてなされる。神経学的、腫瘍学評価を組み合わせて外科的介入の必要性も含めた放射線治療の戦略を決定していく。脊椎の機械的不安定性は単独の評価項目となっており、不安定性が認められる場合はセメント注入や固定術などによる安定化を必要とする。第 4 の評価点は、全身疾患や合併症の有無と、期待される生命予後や患者自身の治療への耐久能力である。

### 【cEBRT の役割】

cEBRT は乳房、前立腺、卵巣がんやセミノーマなど放射線感受性の腫瘍に対して用いられる。放射線感受性と放射線抵抗性の腫瘍をもつ脊椎転移患者の治療効果を比較した例として、Katagiri らの研究では運動強度や機能、疼痛スコアの改善が放射線感受性では 72%，

抵抗性では 33% の患者に見られたと報告している。また、Maranzano らは乳がん患者の 67% が歩行安定性の改善が見られたが HCC では 20% に留まったと報告している。

### 【SSRS の利点】

SSRS は患者固定精度の向上や画像誘導技術の発展、治療計画装置の進化によって安全に提供できるようになった。高線量一回（16～24Gy）や寡分割（24～30Gy, 2 および 3 回）照射により、非常に高い BED で腫瘍に限局した高線量を短期間で実施可能である。複数の研究で ESCC 0～1c で放射線抵抗性の患者において SSRS で優れた治療結果が報告されている。Garg らの報告では 16～24Gy の一回照射を用いて 18 ヶ月で 88% の局所制御を得られたとし、腫瘍組織型に関して有意差は認められなかったとしている。Guckenberger らは SBRT で治療した 387 例の患者を複数施設で分析した結果、2 年間の局所制御で 84% の結果を報告した。処方線量の中央値は 24Gy/3 回であった。Yamada らは、657 人の single-fraction SSRS で治療された合計 811 の病変を記述している。処方線量は 18～26Gy の範囲であり、分析のために線量は連続変数とみなされた。D95 の中央値は低線量群では 16.44Gy であり、高線量群では 22.40Gy であった。低線量群と高線量群の局所再発は、12 ヶ月で 5% vs 0.41%，24 ヶ月で 15% vs 1.6%，48 ヶ月で 20% vs 2.1% であった。注目すべきは腫瘍の 82% が放射線抵抗性であり、治療効果は腫瘍の組織型および体積双方に依存しないとされた。SSRS は、cEBRT より高い局所制御率と組織型によらない臨床的効果をもたらすことが示された。

### 【合併症と制限】

SSRS の合併症としては食道炎、粘膜炎、嚥下障害、下痢、感覚異常、過敏性喉頭炎、および根髄炎などの軽度なものがあげられる。SSRS 後の高度な合併症はまれであるが、最近では SSRS 後に脊椎圧迫骨折（VCF）が報告されており、発生率は 6%～39% とされている。多施設研究では SSRS 後の VCF は単独の脊椎転移に高線量で治療を行った場合に発生する確率が高くなるとされた。SSRS 後の VCF は無症候性であることが多い、固定術などの必要性は高くないとされる。

SSRS からの放射線脊髄損傷は稀であるが、一般的な脊髄への線量制約である 14Gy を超える場合は注意が必要である。このことから高度な ESCC のある患者において SSRS は推奨されない。脊髄線量を下げるために制約をかけた場合、Under dose となって硬膜外進展のリスクが増加し、腫瘍線量を優先すると放射線脊髄炎が起こる。Lovelock らの報告によると局所再発は PTV のいずれかの部分に 15Gy を下回る部分があると発生するとされる。よって、高度な ESCC がある場合は分離手術が推奨される。

分離手術とは SSRS を安全に行うために、脊髄と腫瘍の間に 2mm のマージンを設けることを目的とした手術である。Laufer らは 186 例の SSRS 前の分離手術について後ろ向きに評価を行い、この方法が安全性と治療効果の双方において有効であり、腫瘍の組織型に関わ

らず長期の局所制御に貢献すると報告した.

### 【機械的不安定性の評価】

機械的不安定性は、神経学的評価または腫瘍学的評価とは無関係に独立した外科的指標として役立つ。Spinal Instability Neoplastic Score (SINS)は機械的安定性の評価手法であり、脊髄の完全性の維持に重要な臨床的および放射線学的因素を組み込み、腫瘍の位置、痛み、整列、病変の特徴（骨溶解など）、椎体の崩壊および後部要素の関与を含む。（Table 1）

Table 1. The Spinal Instability Neoplastic Score <sup>54</sup>	
Spinal Instability Neoplastic Score Component	Score
Location	
Junctional (occiput-C2, C7-T2, T11-L1, L5-S1)	3
Mobile spine (C3-C6, L2-L4)	2
Semirigid (T3-T10)	1
Rigid (S2-S5)	0
Pain	
Yes	3
Occasional pain but not mechanical	1
Pain-free lesion	0
Bone lesion	
Lytic	2
Mixed (lytic/blastic)	1
Blastic	0
Radiographic spinal alignment	
Subluxation/translation present	4
De novo deformity (kyphosis/scoliosis)	2
Normal alignment	0
Vertebral body collapse	
> 50% collapse	3
< 50% collapse	2
No collapse with > 50% body involved	1
None of the above	0
Posteriorlateral involvement of spinal elements	
Bilateral	3
Unilateral	1
None of the above	0
Total score	
Stable	0-6
Indeterminate	7-12
Unstable	13-18

### 【全身疾患と合併症の評価】

最終的な評価点は、患者が提案された手技に耐えることができるかどうか、臨床的状況において意味をなすかどうかである。病気の範囲、合併症、および予想される予後はすべて、この評価において重要な役割を果たす。いくつかの脊椎転移に対する生命予後のスコアリングシステムがすでに存在しているが、それらは現在の改善された生存率に対して不確実であり、その精度は疑問視されている。

近年ではSRSと免疫チェックポイント阻害薬との組み合わせでアブスコパル効果を誘発させる試みもなされている。アブスコパル効果は従来の分割照射よりも寡分割もしくは単回での高線量照射において関連性が高いと考えられている。また、血管内皮細胞増殖因子

阻害剤とSRSの組み合わせは潜在的に放射線増感剤となる可能性も研究されている。これらはまだ一般的ではないが、データの蓄積により脊椎転移の治療に応用される可能性もある。

結論として、脊椎転移の最適なマネジメントには多分野にわたるチームの努力が必要である。NOMS frameworkは再現性の高い一貫した最新のマネジメントアルゴリズムを提供する。SSRSは脊椎転移患者の治療方法を進化させた。また、放射線抵抗性腫瘍を克服したこと、これらの腫瘍の局所制御能力において大きな飛躍をもたらした。

#### 【コメント】

現在本邦においても椎体に対するSBRT・SRSが注目を浴びている。関連各学会でも椎体SBRT・SRSに関するセッションが開催され、活発な議論がなされている。本論文では脊椎転移に対するロジカルでシステムティックな治療戦略の決定手法がそれぞれの根拠とともに詳細に解説されている。私としては放射線感受性の高い腫瘍などにおいてはcEBRTの有用性は未だ揺るがないものであり、それ以外の腫瘍においても初回の頸椎転移などcEBRTが望ましいケースは多くあると考える。SBRT・SRSが有効な治療法であることに疑いはないが、VCFの発生には十分に注意を払わなければならない。また、本論文ではHigh grade ESCCを有する患者には分離手術の併用を勧めているが、実際に運用するには整形外科医との十分な連携が必要であることは言うまでもない。

本論文にも記載されている通り、SBRT・SRSは十分な固定精度、画像誘導、治療計画技術が揃ってこそ安全に提供が可能なものである。導入の際には放射線腫瘍医、整形外科医、医学物理士、診療放射線技師や看護師ら他職種による十分な検討が必要と考える。また、脊椎転移を有する患者は疼痛が強いことも多く、長時間の安静保持が難しいケースも少なくない。それぞれの患者が持つ背景に従って最適な治療戦略を立てるためにもNOMS frameworkのようなマネジメントアルゴリズムを採用することは意義のあるものと考える。

長崎 尊 (函館五稜郭病院)

# 放射線治療部会役員氏名

部会長  
小口 宏(名古屋大学大学院)  
委員  
有路 貴樹(国立がん研究センター東病院)  
鈴木 幸司(山形大学医学部附属病院)  
辰己 大作(都島放射線科クリニック)  
中口 裕二(熊本大学医学部附属病院)  
中島 健雄(広島大学病院)  
羽生 裕二(東京女子医科大学病院)  
林 直樹(藤田保健衛生大学)  
小島 秀樹(札幌東徳洲会病院)

## 編集後記

表紙の画像は「百武第2彗星」, 1996年3月24日, 染谷先生(札幌医科大学)による撮影です。

16cm シュミットカメラ+コダックテクニカルパンフィルム(TP4415, 白黒フィルム)を使い, 自家現像で印画紙(白黒画像)に焼いたそうです。ほぼ同じ時間帯, 道東地方にて, 同彗星をカラーフィルムで撮影された方がおりました。先生は, その方からカラー画像の色情報をお借りし, フォトショップ上で“カラー+白黒 Lab 合成”処理を施し, カラー画像として完成させたそうです。彗星の動きに合わせて動態追尾撮影していますので, 背景の星が流れています。「部会雑誌には, “Color/Monochrome Fusion+Real time Comet tracking の IGBT”とでも紹介して下さい。ちなみに, 百武裕司(ひやくたけゆうじ)さんという方が発見したので, その名前が付いています。」染谷(談)

さて9月6日午前3時過ぎ, 北海道で大きな地震がありました。北海道胆振東部地震と命名されたそうですが, 被災者の方々, お見舞い申し上げます。Black Out した札幌の街並みは幹線道路の信号無灯火等, 危険で異様な光景でしたが, 北大の堀Tさんから「夜は, 札幌では普段見られないような, きれいな星空をみることができました」とのコメントが寄せられました。次回は Black Out での画像をお願いします, 染谷先生。

平成30年10月  
公益社団法人 日本放射線技術学会  
放射線治療部会 会長 小口 宏  
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町167  
tel (075)354-8989 fax (075)352-2556  
放射線治療部会 URL:  
<http://rt.jsrt.or.jp/>