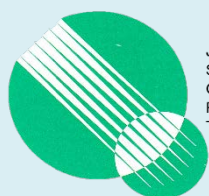


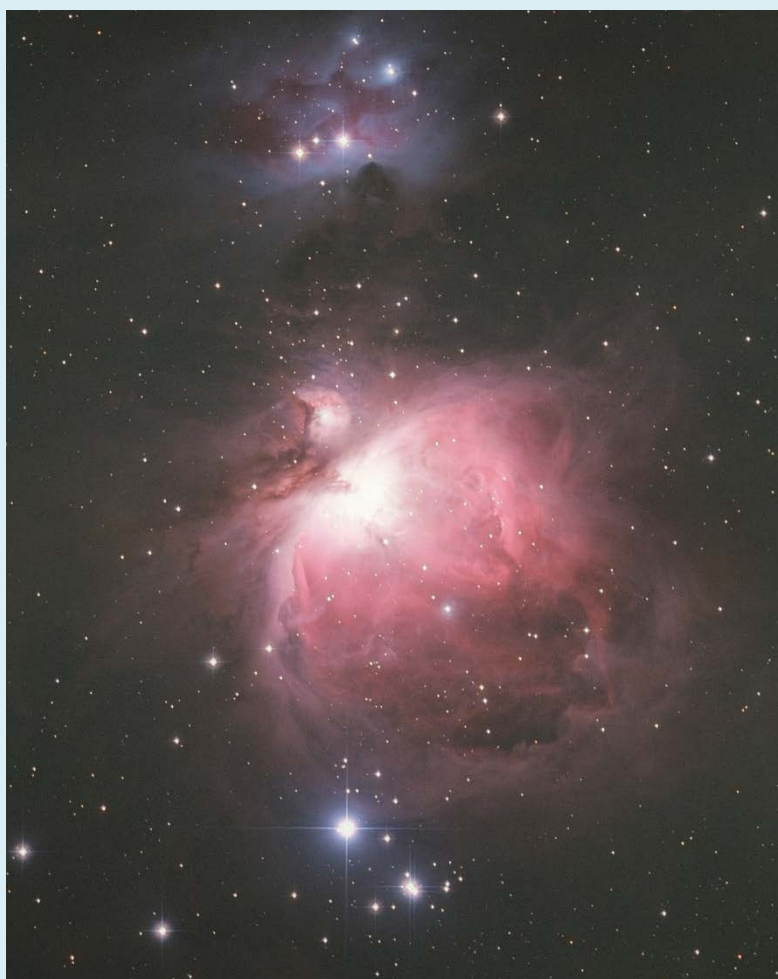
ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol. 31 No. 2 (通巻 53)



2017 年(平成 29 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. 31 No. 2(通巻 53))

・巻頭言 仮想現実と放射線治療	鈴木 幸司.....1
・第 75 回放射線治療部会開催案内.....2	
・放射線治療関連プログラム(第 45 回日本放射線技術学会秋季学術大会).....3	
・新任挨拶.....4	
・放射線治療部会情報交換会のお知らせ.....6	
・教育講演[放射線治療部会] 予稿 「電離箱線量計の分離校正の意義」	清水 森人.....7
・第 75 回放射線治療部会 発表予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」 座長「本シンポジウムの概要」	中口 裕二 林 直 樹.....8
1. 電位計の仕組み	井原 陽平.....9
2. 電位計の国際規格	河 内 徹.....10
3. ユーザー点検	木下 尚紀.....11
4. 分離校正サービスについて	佐方 周防.....12
・入門講座「体内における放射線の相互作用」	小森 雅孝.....13
・専門講座「Deformable Image Registration のアルゴリズム」	武村 哲浩.....15
・第 74 回放射線治療部会 発表後抄録 「先端放射線治療の動向と未来」 座長集約	八重樫祐司 鈴木 幸司.....16

1. IMRT の動向と未来	遠山 尚紀.....	18
2. 重粒子線治療普及,世界戦略	森 慎一郎.....	22
3. BNCT の最近の動向と将来展望	加藤 貴弘.....	26
4. MR 装置一体型放射線治療装置の動向と未来	逆井 達也.....	35
•教育講演[放射線治療部会] 発表後抄録 「再照射」	呉 隆 進.....	36
•入門講座「放射線治療に関わる看護の知識」	岩波 由美子.....	45
•専門講座「放射線治療におけるリスク解析」	太田 誠一.....	50
•第74回総合学術大会(横浜市) 座長集約		58
•第46回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	小島 秀樹..... 松尾 勇斗.....	80 81
•第47回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	有路 貴樹..... 伊藤 憲一.....	83 84
•#30 地域・職域研究会紹介 (熊本放射線治療物理・技術研究会の紹介)	中口 裕二.....	85
•世界の論文紹介 「Exploratory study of the association of volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan robustness with local failure in head and neck cancer」 Wei Liu, Samir H. Patel, Daniel P. Harrington, et al J Appl Clin Med Phys 2017; 18:4:76–83	有路 貴樹.....	86
「The Pace of Progress in Radiation and Immunotherapy」 S C Formenti Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 95(2016) 1257-1258	栃内 拓.....	89

巻頭言

「仮想現実と放射線治療」

山形大学医学部附属病院

鈴木 幸司

先日、何の予定もなくのんびりした週末の朝を迎え、久しぶりに映画でも見に行こうかとスマホで地元の映画館の上映スケジュールを眺めていました。見たい映画をさがしていると、目に飛び込んできたのがタイトルの横に書かれた 4D の文字、山形でも体感型のシアターが出来たのだと何気に感動していた自分を思い出します。結局 4D 対応の映画を見ることなくその日は終わったのですが、その時 3D メガネから連想したのがヘッドマウントディスプレイなどを用いゲームなどで知られるようになったバーチャルリアリティの事でした。

ウィキペディアによればバーチャルリアリティ (virtual reality : VR) とは「現物・実物 (オリジナル) ではないが機能としての本質は同じであるような環境を、ユーザの五感を含む感覚を刺激することにより理工学的に作り出す技術およびその体系」であり日本語では「仮想現実」と訳されるようです。また、これに似た〇〇リアリティという言葉に AR や MR があります。オーグメンティッド・リアリティ (Augmented Reality : AR) とは「人が知覚する現実環境をコンピュータにより拡張する技術、およびコンピュータにより拡張された現実環境そのものを指す言葉」で「拡張現実」といい有名などころでは「ポケモン GO」のアプリがこれに当たるようです。またミクスト・リアリティ (Mixed Reality : MR) は「現実空間と仮想空間を混合し、現実のモノと仮想的なモノがリアルタイムで影響しあう新たな空間を構築する技術全般を指し、拡張現実と拡張仮想を包含する概念」であり「複合現実」といわれるものもあります。VR 自体の歴史は古いのですが、技術的にはここ数年で急速に発達し、いろんな方面で利用されるようになっていきます。

皆さんもご存じのようにこの VR, AR の技術は医療の世界でもすでに活躍しています。医療分野での活用として教育においては実際の CT 画像から生成したリアルな人体解剖の閲覧による授業、臨床においては患者さんへのインフォームド Consent 時の利用などや有名などころでは手術支援ロボット「ダヴィンチ (da Vinci)」になるでしょうか。

放射線治療の分野においてはどうか。現状はまだまだシミュレーションの領域を抜け出せていない感はありますが、例えば最近導入する施設も増えている体表面をスキャンし位置決めや呼吸管理が行えるようなシステムとこの VR・AR の技術を融合することにより、リアルタイムに体内の線量分布が 3D で確認出来たり、実際の患者さんに投影して確認したりすることが遠くない未来に実現するかもしれません。いろんな可能性を考えるとワクワクするのですが、「QA はどうする？」と考え始めいつも現実に戻されます・・・。

しかし、放射線治療の分野にもこの波は必ず押し寄せてくるものと信じてやみません。

第75回放射線治療部会開催案内

教育講演9 [放射線治療部会] 10月21日 (土) 8:50~9:50 第1会場 (フェニックスホール)

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

「電離箱線量計の分離校正の意義」

産業技術総合研究所 計量標準総合センター 清水 森人

第75回放射線治療部会 10月21日 (土) 9:50~11:50 第1会場 (フェニックスホール)

「電離箱線量計の分離校正の実際」

司会 熊本大学医学部附属病院 中口 裕二

藤田保健衛生大学 林 直樹

1. 電位計の仕組み

EMFジャパン株式会社 井原 陽平

2. 電位計の国際規格

千葉県がんセンター 河内 徹

3. ユーザー点検

福井大学医学部附属病院 木下 尚紀

4. 分離校正サービスについて

医用原子力技術研究振興財団 佐方 周防

放射線治療関連のプログラム

第45回日本放射線技術学会秋季学術大会(広島市)

実行委員会企画 シンポジウム1 10月19日(木) 13:30~15:20 第3会場(ダリア2)

「進化する放射線治療を安全に実施するためのチーム医療のあり方」

座長：近畿大学医学部附属病院 奥村 雅彦

広島大学病院 大野 吉美

1. 「放射線治療部門における放射線腫瘍医の役割—QA委員会活動を通じて—」

広島大学大学院 放射線腫瘍学講座 教授 永田 靖

2. 「当院のQA委員会報告」

広島大学病院 越智 悠介

3. 「診療放射線技師の役割と多職種との連携」

大阪大学医学部附属病院 太田 誠一

4. 「医学物理士の役割と多職種との連携及び人材育成」

東京女子医科大学 放射線腫瘍学講座 教授 西尾 禎治

5. 「大学院保健学科で医学物理士を育成している立場から医療安全の人材育成」

新潟大学大学院 保健学研究科 助教 宇都宮 悟

6. 「看護の役割と多職種との連携」

中京学院大学 看護学部 看護学科 助教 日浅 友裕

入門講座(放射線治療) 10月19日(金) 10:50~11:35 第6会場(ラン)

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「体内における放射線の相互作用」

名古屋大学大学院 小森 雅孝

専門講座(放射線治療) 10月20日(金) 14:20~15:10 第2会場(ダリア1)

司会 広島大学病院 中島 健雄

「Deformable Image Registration のアルゴリズム」

金沢大学大学院 武村 哲浩

委員就任にあたり



札幌東徳洲会病院 小島秀樹

このたび、放射線治療部会委員を拝命いたしました。

「放射線治療部会誌」が「放射線治療分科会誌」だった頃から、「世界の基礎論文」を学問の拠り所として知識を得ていた私が、この会に直接関わることになるとは、夢にも思っておりませんでした。新任挨拶、とのことですので、私の「初心」について書かせていただきます。

私は、若いときに父親をがんでなくしたため、がん診療に携わりたいとの思いが強く、放射線治療装置が導入されている、家から最も近い札幌の病院へ就職しました。月日のたつのは早いもので、かれこれ放射線治療に25年以上携わっております。20年以上前(1990年前半)は、今では考えられないかもしれないでしょうが、放射線治療に来られる患者さんは、未告知の方がほとんどでした。そのため、当時の放射線治療医は、患者さんに対し何気ない、ちょっとした配慮をしていたように思います。例えば、患者さんとの会話の中で「がん」という言葉の使用は避け、「抗がん剤」は「病気の薬 or 注射」と言い換えていました。そんな医者の気遣いに気づき、若いなりに理解し(たつもりで)真似をしたものでした。

一方で、放射線科の初診で放射線治療医から予後を告知され、放射線治療を行う患者さんも少なくありませんでした。初診を終えた患者さんが、涙を流しながら診察室から出て来るのはよく見かけましたし、診察終了後、シミュレータ室(当時は透視で治療位置決めをしていた)の寝台に臥した患者さんから「この治療で本当に治るのか？」と問い詰められ、思わず絶句したこともありました。

月日は経ち 2000 年後半、放射線治療機器が更新されました。鉛ブロックで整形していた照射野は MLC で制御され、位置照合は kV 画像による IGRT と当時最新の仕様、シミュレータが放射線治療計画 CT に置き換わりました。これら機器の操作にも慣れ、最新の機械を扱うことが良い治療だ、と浮かれていた頃、放射線治療分科会誌の巻頭言に書かれていた一文に目が止まりました。

『我々は毎日「加速器の下に臥す患者さん」を知っております。また、仰臥する患者さんが抱く強い希望、そして加速器と患者さんとの間に「広い空間」があることも知っています。そこに我々がなすべきことがあると思うのです。』

私は、すぐに若い頃の出来事を思い出しました。そして初心を忘れた、思い上がった自分を、とても深く恥じました。・・・十年も前のことです。

放射線治療分野の発達には目をみはるものがあります。SBRT、IMRT、VMAT、FFF ビーム等々、昔とは隔絶の感があります。しかしながら、その中でも先達の方々は、重要な教訓を遺してくれております。それは決して色褪せることなく燦然と輝き、今の我々に語りかけてくる。「初心を忘れていないか？」本原稿の執筆にあたり、10 年前の治療分科会誌を手に取り、そんなことを思い出しました。

最後に、委員就任にあたり、「我々がなすべきこと」を皆様と一緒に考え、微力ながら汗をかいていきたいと思っています。どうぞよろしくお願いいたします

第 45 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

広島で開催されます第 45 回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: 2017 年 10 月 19 日(木) 19:00～

場所: 四季三条 大人の隠れ家和食 こきゅう

住所: 広島県広島市中区本通 1-29-2F

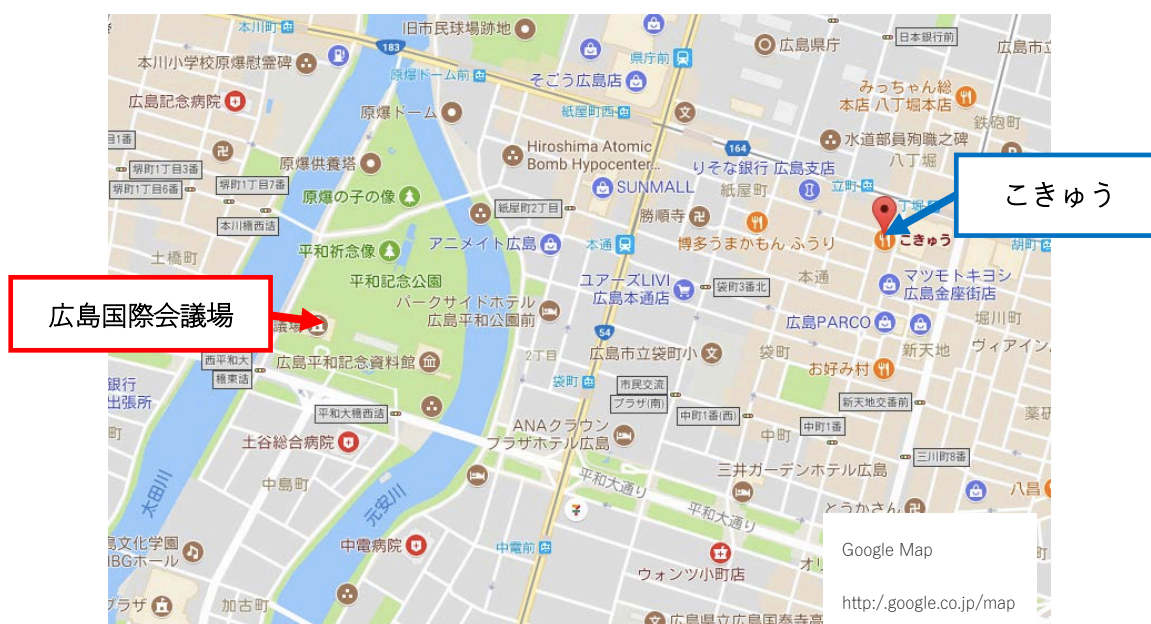
電話番号: 050-5287-3369

会費: 5000 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きます。

<https://goo.gl/wScAgL>



お問い合わせ先: 広島大学病院放射線治療部門 担当: 奥村

E-mail: okumura@hiroshima-u.ac.jp

予稿

「電離箱線量計の分離校正の意義」

産業技術総合研究所 計量標準総合センター 清水 森人

我が国において、電離箱線量計の検出器である電離箱と計測回路部分である電位計は長らく、両者を接続した状態、すなわち線量計全体としての応答を評価する一体校正が実施されてきた。しかし、実際の施設では種類の異なる電離箱を電位計に接続して用いることが一般的であり、不具合が生じた場合も電離箱と電位計のどちらかを修理、交換するなど、実際には別々に取り扱っている。このように、電離箱と電位計は別々に管理した方が品質管理上有利な点が多く、海外では電離箱と電位計を別々に校正する分離校正が主流となっている。

電離箱と電位計を別々に校正する場合、電離箱は標準機関が所有する標準電位計を用いて校正されるため、校正の不確かさが小さくなる。さらに副次的な効果として、測定自動化による校正時間の短縮やヒューマンエラーの減少によって、校正業務に全体にかかるコストを抑えることができ、校正料金上昇を抑制することができる。電位計の校正については、従来の一体校正ではCo線源の線量率などの縛りから、複数の線量校正点による校正が難しかった。そのため、ユーザーは校正されたレンジのみでしか線量計を使用することができず、線量計運用の足かせとなっていた。これに対し、電位計に入力する電荷は電荷発生器から任意の電荷を入力できるため、電位計の各レンジで複数点の校正が可能となり、ユーザーは自由にレンジを選択し、直線性が校正によって保証された状態で線量計を用いることができる。

さらに、電離箱と電位計の分離校正は放射線治療における線量管理の精度を飛躍的に向上させるためにも必要不可欠である。既に標準供給が開始されている高エネルギー光子線に加え、産業技術総合研究所では高エネルギー電子線、陽子線、炭素線など放射線治療に用いられる各放射線の線量標準の整備を進めている。これらは一体校正で標準供給する場合、1日に校正可能な件数が制限されるため、校正料金が極端に高額になる。しかし、電離箱のみを校正する場合、校正時間短縮によって1日に校正可能な件数が大きく増えるため、医用原子力技術研究振興財団のCo校正料金と同程度の校正料金での供給が可能となる。このことはユーザーにとって、自らの行う治療に最適な校正サービスを安価に受けることができることを意味している。

以上のように、電離箱線量計の分離校正によってユーザーが得られるメリットは非常に大きく、我が国においても来年以降を目処に分離校正が開始される予定である。講演では、電離箱線量計の分離校正や電位計ガイドラインの概要についても簡単に紹介する。

予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」

0. 本シンポジウムの概要

熊本大学医学部附属病院 中口 裕二

藤田保健衛生大学 林 直樹

第 75 回放射線治療部会シンポジウムは、「電離箱線量計の分離校正の実際」というテーマを取り上げる。

社団法人日本医学放射線学会（日本全国 14 カ所の医療用線量標準地区センター）にて行われていた校正事業を（公益財団法人）医用原子力技術研究振興財団が、2004（平成 16）年 4 月より引継ぐ形で、今日の放射線治療用の線量測定器（線量計）の感度の比較校正が行われている。校正を行うにあたって、ユーザーは電位計と電離箱線量計（接続ケーブル等）を梱包して、財団線量校正センターに送る。財団線量校正センターでは、送られてきた電位計と電離箱線量計を 1 組として、特定二次標準線量計をもとに決定された ^{60}Co γ 線照射線量標準場で比較校正を行っている。今回のシンポジウムでは、電位計と電離箱線量計を別々に校正を行う、分離校正について利点と我々が新たに注意しなければならない事項について、線量校正に関して豊富な知識を有する先生方に講演いただく。特に、分離校正では、電位計の管理が重要となっており、分離校正における電位計の管理を中心に討論を行っていきたい。

今回のシンポジウムでは、4 人の先生方にそれぞれの立場、専門から講演をいただく。まずは、電位計の基本的な構造について、EMF ジャパン株式会社の井原陽平先生にご教授いただき、続いて、電位計の国際規格について千葉がんセンターの河内徹先生に解説いただく。更には、福井大学医学部附属病院の木下尚紀先生より、臨床の状況も踏まえて、電位計のユーザー点検について報告、提案をいただく。最後に、医用原子力技術研究振興財団の佐方周防先生より、分離校正について、財団線量校正センターの実際の業務、サービスについて解説をいただく。

当日は、2 名の司会により、時間の許す限りシンポジストの先生とディスカッションを行いたいと考えている。

予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」

1. 電位計の仕組み

EMF ジャパン株式会社 井原 陽平

近年の放射線治療の多様化と高度化に伴い、電離箱線量計の分離校正や、電位計の正しい性能評価、安全性の評価が求められている。そして今年、日本医学物理学会から「放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン」が発行された。これにより電位計としての性能要件が明確になり、電荷測定において不確かさが評価された測定値を得ることができるようになった。電位計の製造販売事業者はガイドラインの性能要件を満たすように設計、製造、メンテナンスを行うことになるが、一方で正しい測定を行うには使用者が電位計の基本的な仕組みやリスク要因を理解し適切に運用することが重要である。

電位計の基本的な機能は、電離箱に一定の高圧が印加された状態で、電離箱からの電離電流を電荷の読み値に変換することである。この変換の回路方式として、主に①電荷蓄積方式、②電流積算方式、③自動放電方式に大別できる。現在主流となりつつある電流積算方式は、抵抗器を用いて電流を電圧に変換し、その電圧を高速で高精度なアナログーデジタル変換器でデジタル値に変換し、この値を積算することで電荷を得る方式である。この方式は電荷蓄積にコンデンサを用いる他の方式と比べて、ゼロ点や測定値が周囲環境の影響を受けにくく、また長期安定性に優れているなどの特長を有している。しかし、増幅回路の時定数やアナログーデジタル変換の方式が入力信号に対して適切でないと誤差を生じる可能性がある。例えば IMRT などのパルス放射線を測定する場合には一度でも入力電流範囲を超えてしまうと、正しい電荷を得ることができない。このように回路方式によって配慮すべき点が異なるので、電位計の回路方式を把握し、これに応じた測定が必要である。

そこで、本講演では電位計の回路方式の各々の特徴と動作について概説し比較したうえで、現在主流の電流積算方式についての回路構成、誤差や変動の要因と、パルス放射線への対応について解説する。また、ケーブルのノイズ影響や設置場所など、回路方式によらず測定値に影響を与えるリスク要因についても概説する。

弊社の EMF521 型シリーズは電流積算方式を採用し、単レンジで広いダイナミックレンジを有している。パルス放射線源によるパルス電流においても電流波形を適切に鈍らせることで、入力電流の上限を超えにくくしている。広いダイナミックレンジの確保のため電位計は高精度な部品を選別して利用し、細心の注意を払い設計、製造、調整を行っている。最後に弊社の電位計の性能と、実施している実際の製品試験を簡単に紹介する。

予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」

2. 電位計の国際規格

千葉県がんセンター 河内 徹

現代の放射線治療において患者投与線量の標準不確かさの低減目標値は 3%とされ、未だに多くの努力が必要である。この目標を達成するためには電位計に起因する標準不確かさを 0.2%にする必要があると試算されている。本講演では IEC（国際電気標準会議）、IPEM（英国の医学物理工学会）、JSMP（日本医学物理学会）の 3 機関が発表した電位計の規格またはガイドラインを紹介する。

IEC60731（v1.0(1982), v2.0(2002), v3.0(2011)）は電離箱と電位計の性能を試験するための方法を標準化し、さらに放射線治療で用いる線量計の性能要件（有効範囲、長期安定性など）を規格化した。これにより安全性が向上し、ユーザは電位計の性能を比較できるようになった。しかし、この IEC60731 は最低限達成すべきレベルを定めた規格であるため、適合しても測定電荷の標準不確かさは 1.6%以下しか保証されない。

IPEM の電位計ガイドライン（2000）はイギリスの 2 次標準で用いる電位計が満たすべき性能要件を定めるために IEC60731 の補足として発表された。IPEM では診断用 X 線、 ^{192}Ir 、 ^{60}Co など様々な線量標準で使える電位計を必要としたため、性能要件はこれらの測定側のニーズから逆算され、最終的に 350 pA で 5 nC を計測した場合（電離体積 0.33 cm³ の電離箱に ^{60}Co γ 線で線量率 2.0 Gy min⁻¹ で 0.5 Gy 照射した場合）の計測電荷の標準不確かさが 0.3%以下となる性能要件を決定した。この性能要件は電流 1 pA ~ 5 nA、電荷 1 nC ~ 500 nC の範囲を対象とし、適合する電位計はワーストケースの電流 1 pA、電荷 1 nC の条件でも計測電荷の標準不確かさが 0.6%となる。

JSMP の電位計ガイドライン（2017）は、放射線治療における重要な計測（標準線量計測など患者投与線量の決定に直接関わる計測）に用いる電位計が満たすべき性能要件を定めるため、IEC60731 を修正したものである。性能要件を満たすべき範囲が電流 20 pA ~ 5 nA、電荷 1 nC ~ 10 μC と広く、適合する電位計は電流 20 pA、電荷 1 nC の条件での計測電荷の標準不確かさが 0.3%となる。この点で IPEM より厳しい性能要件を提案しているといえる。このほかに、製造販売事業者、校正事業者およびユーザそれぞれに対する勧告を含んでいるのが特徴である。

本講演はこれらの規格を知ることによって、JSMP の電位計ガイドラインをより深く理解することを目的とする。

予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」

3. ユーザー一点検

福井大学医学部附属病院 木下 尚紀

計測機器は構成部品の劣化等により、必ず経年劣化が生じる。使用機器の経年劣化や故障は測定結果に影響を及ぼすため、計測機器の定期的な点検と校正が重要である。

2017年6月に公開された放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン(電位計ガイドライン)¹⁾では、標準計測法 12²⁾で記述されていない電位計の点検項目とその方法について示されている。その点検項目は、次の通りである。

- 繰り返し性、感度変化、非直線性
- ゼロ点ドリフト
- ゼロ点シフト
- 電荷漏れ

ユーザーは、上記の点検を1年に1回以上の頻度で実施する必要がある。電離箱と電位計の一体校正を受ける場合、校正前に少なくとも上記の点検を実施することが望ましい。一方、電離箱と電位計の分離校正を受ける場合、校正前に少なくともゼロ点ドリフト、ゼロ点シフト、および電荷漏れについて点検しておくことが望ましい。

上記の点検を製造販売事業者に依頼して実施することが推奨されるが、製造販売事業者による点検が受けられない場合や緊急時もあるため、ユーザーが行う点検方法もある。しかし、ユーザーによる繰り返し性、感度変化、および非直線性試験は、放射線照射装置や電離箱等の影響を受ける。そのため、ユーザーは注意して点検を行う必要がある。点検の結果、ガイドラインで示した判定基準(介入レベル)に合格していないことが疑われる場合、電位計の使用を中止し製造販売事業者による点検整備を受けた後に JCSS 校正を受ける必要がある。

本講演では、電位計ガイドラインで示されている電位計の点検を解説し、また、実際の点検の例を紹介する予定である。

参考文献

1. 日本医学物理学会 計測委員会 電位計ガイドラインワーキンググループ：放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン，2017
2. 齋藤秀敏，荒木不次夫，小口宏，他：外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法 12)，通商産業研究社，2012

予稿 「電離箱線量計の分離校正の実際」

4. 分離校正サービスについて

医用原子力技術研究振興財団 佐方 周防

分離校正では、線量計を構成する電離箱と電位計を別々に校正し、それぞれに校正定数が与えられる。本校正は、冗長性確保や不確かさ軽減など、校正側およびユーザーの双方に利点のある方法であるが、校正に必要な絶対電荷の評価が難しく、校正手法からするとやや取りつきにくい面もあった。ただ、近年になり、精密化が進む放射線治療では、線量に対しても高度な品質管理が求められるようになり、それに対応できる分離校正の実施も要求される機運にある。

現在、治療分野の線量計校正の二次標準機関は医用原子力技術研究振興財団（以下、財団）であるが、その方法は一体校正である。財団としても、より効率化・高精度化の見込める分離校正の実現を目指し、数年前から手法の開発・機器の準備を進めてきたが、この度、漸くシステムの構築および測定環境の整備が完了し、本校正を JCSS 登録事業者として行うべく製品技術評価基盤機構（NITE）に登録申請の段階である。

財団の分離校正は、基本的に NITE の「直流微小電離・電荷校正についての技術的要求適用指針（JCT21007）」（以下、適用指針）に準拠する。校正システムを構成する主な機器は、標準電位計および標準電荷源であり、双方とも適用指針が示すワーキングスタンダードに相当する。

標準電位計は、電位計の負帰還回路に挿入した標準コンデンサーと直流電圧源によって、感度を自己校正する。標準コンデンサーと直流電圧を決める電圧測定装置は、共に適用指針が示す常用参照標準に相当する。従って、電位計の指示値は電荷の絶対値に換算できる。標準電荷源は、直流電流発生装置とタイマーで制御する電流シャッターから組み立てる。発生する電荷（電流と時間の積）は標準電位計で読み取り、値を電荷の絶対値として決定する。

ユーザー電位計の校正では、標準電荷源から数種類の電荷を電位計に入力し、電位計の表示を読み取る。校正証明書には、この電荷を校正値として、それに対する電位計の読み値とその不確かさを示す。更に、これを基にして求めた電位計校正定数、 $kelec$ を参考値として添付する。

ユーザー電離箱の校正では、水中の γ 線標準場に設置した電離箱の出力を財団の標準電位計で読み取り、標準場の値と標準電位計の測定値を比較して校正定数を決める。校正証明書には、電離箱の水吸収線量校正定数、 ND_w （単位： Gy/C ）が示されるが、単位中の C は電荷の絶対値なので、表示値が校正されている電位計と組み合わせた場合のみ正しい線量が得られる。

財団の分離校正も漸く実現の運びとなった。本発表では、財団の校正システムを紹介するとともに、実施時期、推奨校正間隔およびユーザーサイドでの注意事項などをお知らせしたい。

予稿

「体内における放射線の相互作用」 Interaction of the radiation in the human body

名古屋大学大学院医学系研究科 小森 雅孝

高エネルギーX線と体内組織の相互作用は、コンプトン散乱が主である。その他の相互作用として光電効果、電子対生成がある。X線エネルギーの変化に対して、コンプトン散乱の減弱係数は大きく変化することはない。一方、光電効果と電子対生成の減弱係数は大きな依存性を示す。体内組織の原子番号に対する依存性も異なる。何が違うのだろうか？X線と自由電子の散乱、いわゆるトムソン散乱を出発点として、コンプトン散乱と光電効果・電子対生成の違いについて考えてみたい。

トムソン散乱は古典散乱とも呼ばれ、古典電磁気学で導かれる断面積はX線エネルギーに依存しない。X線を電磁波として考え、その電場振動により自由電子が振動し、入射X線と同じ振動数の電磁波を放出する。減弱係数をトムソン散乱で近似できるX線エネルギーは数十 keV であり、思いのほかよい一致を示す。X線エネルギーが高くなり電子の静止質量と同等以上になると、X線の粒子性が顕著になりコンプトン散乱となる。波と粒子の性質を併せ持つ、つまりX線の量子性である。コンプトン散乱は自由電子との相互作用で近似できるという意味では、トムソン散乱と同種の相互作用と考えることもできる。よってX線エネルギーに対して減弱係数はあまり依存しない。

コンプトン散乱の1原子当たりの断面積は原子番号に比例する。1電子あたりの断面積が一定であるためである。しかし減弱係数に変換する際に、“原子番号/原子

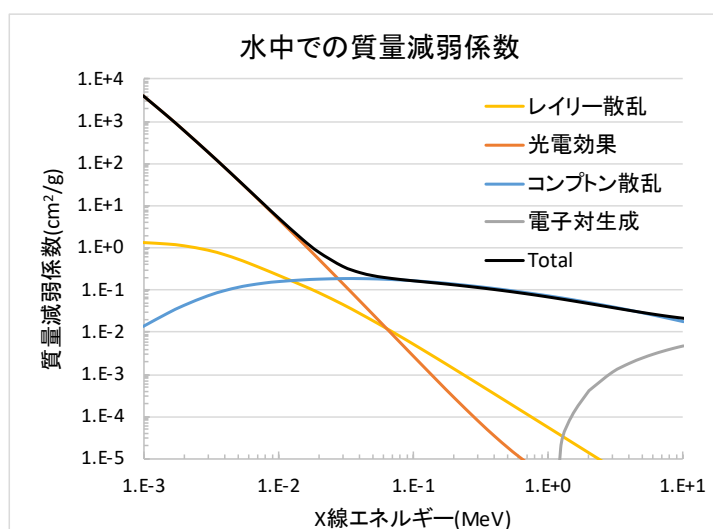


図1 水中での質量減弱係数における各相互作用の成分.
XCOM(NIST)により計算.

量”という項が現れ、水素を除く低原子番号の元素において、減弱係数はほぼ一定となる(図2)。よって体内組織に対する減弱係数の違いは、水素の含有率でほぼ決まる。

コンプトン散乱が自由電子との相互作用で近似できる一方、光電効果は自由電子で起きることはない。入射X線が消滅し、そのエネルギーを自由電子に付与する現象は、エネルギー保存則、運動量保存則を同時に満たすことができないからである。軌道電子の結合エネルギーや原子全体の

反跳運動量が必要であり、光電効果は原子全体との相互作用と考えるべきである。入射X線のエネルギー・運動量を原子全体で一旦吸収し軌道電子を放出すると考えた方が、コンプトン散乱との違いが理解しやすい。その結果、X線エネルギーが高くなると原子がエネルギーを吸収しきれなくなり、減弱係数が著しく小さくなる。また、原子番号の3～4乗に減弱係数が比例することも理解できる。原子が大きければ、入射X線を吸収しやすいからである。電子対生成が自由空間で起きない理由は、光電効果同様、エネルギー保存則、運動量保存則を同時に満たすことができないからである。原子(核)の反跳運動量が必要であり、やはり原子全体との相互作用と考えるべきだろう。

放射線治療で使うX線エネルギー領域についてはコンプトン散乱が支配的である。光電効果・電子対生成と異なり、自由電子との相互作用で近似できるので、体内での放射線の振る舞いを比較的シンプルに考えることができる。今回の教育講演では、コンプトン散乱と光電効果・電子対生成の違いについて、なるべく式を使わずにお話しできればと思う。

参考文献

放射線物理学(放射線技術学シリーズ) 遠藤真広・西臺武弘共編 オーム社
原子物理学(共立物理学講座21) 菊池健著 共立出版

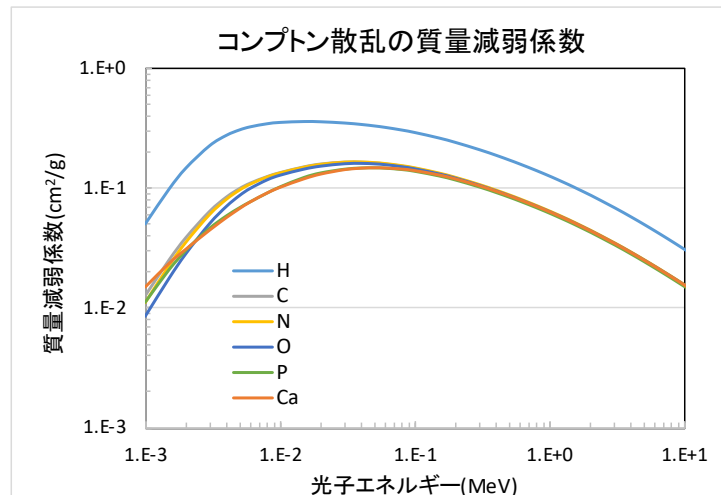


図2 各元素における質量減弱係数のコンプトン散乱成分.
XCOM(NIST)により計算.

予稿

「Deformable Image Registration のアルゴリズム」
Deformable Image Registration: Algorithm

金沢大学医薬保健研究域保健学系 武村 哲浩

Image Guided Radiotherapy (IGRT)が行われるようになり放射線治療の分野で画像が活用された。IGRT の基盤は 2 つの画像の位置合わせをする Registration 技術である。IGRT により必要とされた Registration 技術は、主に 2 つの画像に写っているものをそのままに、平行移動、回転させ合わせるもの(いわゆる Rigid Registration)である。それにより、高精度な患者位置合わせが可能となり、現在 6 軸寝台と共に用いられている。Registration 技術はさらに、画像を部分的に歪めて 2 画像を合わせる Deformable Image Registration (DIR)に発展した。最近の治療分野では、再治療計画の臓器輪郭作成時に過去の計画 CT 画像と現在の計画 CT 画像を DIR させ、その変形に応じて臓器輪郭も変形させ移すことが行われている。さらに、線量分布も DIR の結果に応じて変形させ合算することで、プラン間の線量合算、更には CBCT 画像など、治療直前に撮られた画像を用いて計算した線量分布 (Dose of the day)をすべて合算することで、治療期間中の線量を把握しようとした研究も行われている。これら DIR が今後ますます現場で用いられてくる中で、そのアルゴリズムの理解は難しく感じる部分がある。

この講座では、Optical Flow から臨床でよく用いられている DIR アルゴリズムとして Demons アルゴリズム[1]、および free form deformation アルゴリズム[2]についてどのような処理を行っているかを概説する。

Reference

1. Thirion JP. Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons Medical Image Analysis 2(3), 243–260, 1998
2. Rueckert D, et al Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING 18(8), 712-721, 1999

第74回放射線治療部会（横浜市）シンポジウム
「先端放射線治療の動向と未来」

座長集約

北海道科学大学

八重樫 祐司

山形大学医学部附属病院

鈴木 幸司

第74 回放射線治療部会シンポジウムでは「先端放射線治療の動向と未来」というテーマで、外部放射線治療の4つの分野について4人のシンポジストの先生方にご講演とディスカッションいただいた。

1. IMRT の動向と未来

IMRT の現状と今後の問題点や可能性について、東京ベイ先端医療・幕張クリニックの遠山尚紀先生に解説していただいた。現在の状況といえば、放射線治療装置や放射線治療計画装置および VMAT のような照射技術や検証システムの進歩とともに、関連するガイドラインや書籍の充実と講習会等の開催によって、国内ではじめて IMRT が実施された2000年当時と比べ、容易に臨床導入が可能な時代となってきている。しかし、国内の実態調査では治療施設全体の約3割が IMRT 施設基準の届出がなされているが、実際の診療報酬の請求状況では全体の1割にも満たないという。ハード面では普及しているがソフト面ではまだまだ充実していないというのが現状であるように思われる。今後の可能性としては 4π RT や Trajectory VMAT などの新しい技術に期待がもたれるところである。

2. 重粒子線治療普及, 世界戦略

日本が世界をリードしてきた治療法の一つである重粒子線治療について、放射線医学総合研究所の森慎一郎先生に国内で培った実績と技術を世界へ向けて発信するという内容でご講演いただいた。がん治療における重粒子線治療の有効性は今や常識であるが、実は重粒子線治療の臨床研究は1970年代にアメリカで開始されていたが、ネオンやヘリウムなどの重粒子線を用いていた当時は思うような治療成績は挙げられなかったようである。アメリカへ留学していた日本人研究者が帰国後、炭素線に着目し、炭素線を用いた重粒子線治療の研究開発を進め、1994年国内で重粒子線治療が開始され、その後も様々な技術開発を経て現在に至る。最新の技術であるスキャニング照射技術や4次元治療計画および画像誘導システム、そのほかにも装置の小型化などにより国内外へ向けてさらなる発展と普及を目指している。

3. BNCT の最近の動向と将来展望

BNCT も実は60年ほどの歴史を持つ治療法である。これまでは研究炉でしか中性子源が得られなかったが、京都大学原子炉実験所と住友重機械工業が共同で加速器中性子源を用いた BNCT システムの開発に世界で初めて成功したことにより近年脚光を浴びるようになった治療法である。この BNCT については、こちらも世界で初めて病院内に加速器 BNCT システムを導入した南東北 BNCT 研究センターの加藤貴弘先生にシステムの概要の解説と今後の課題について解説いただいた。悪性神経膠腫や頭頸部癌を対象とした第2相臨床試験も開始され、

今後は難治癌や再発癌症例に対し新たな選択肢として期待されている治療法である。

4. MR 装置一体型放射線治療装置の動向と未来

国内で初めて臨床導入された MR 装置一体型放射線治療装置，ViewRay 社の MRIdian については国立がん研究センター中央病院の逆井達也先生に，装置導入から現状と今後について紹介していただいた。実際の装置の据え付けからコミッショニングのお話をこのタイミングで聞いたのはとても有意義であったと思われる。海外では ELEKTA 社の MR-Linac も臨床研究が行われているようである。今後は MR シミュレーションや治療計画，線量検証，治療中の MR シネ撮影など，臨床での報告にも期待がもたれるところである。

最後に，お忙しい中本シンポジウムの講演をお引き受けいただいた先生方に改めて感謝の意を表します。

第74回放射線治療部会（横浜市）シンポジウム
「先端放射線治療の動向と未来」

1. IMRT の動向と未来

東京ベイ先端医療・幕張クリニック 遠山 尚紀

1. はじめに

近年、様々な治療装置・位置照合装置の登場により、強度変調放射線治療等の高精度放射線治療を実施しやすい環境となった。日本における IMRT 創生期は、①実測による MU 値の決定、②モンテカルロ線量計算に一晚の時間が必要など、今では考えられない状況の中、IMRT は臨床導入された（図1）。現在では、様々な IMRT 照射技術が登場し、永田ら¹⁾の報告によると、VMAT を用いた照射が、一番利用されている（図2）。

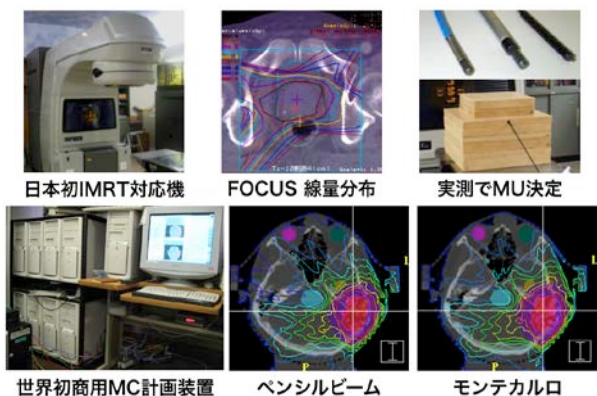
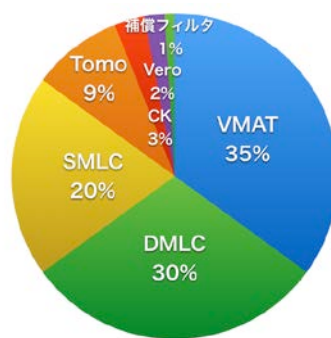


図1．日本における IMRT 創生期



永田ら、2015年度IMRT国内実態調査報告

図2．IMRT の照射技術の割合

診療報酬においては、IMRT 施設基準届出施設も 250 施設を超えた（図3²⁾）。しかしながら、IMRT の適応患者は、全放射線治療患者の内、約 9%にとどまっている（図4³⁾）。また、伊藤班シンポジウム資料⁴⁾によると IMRT 実施施設の 1 日あたりの照射件数を 5～9 件程度であり、その数は多くはない。

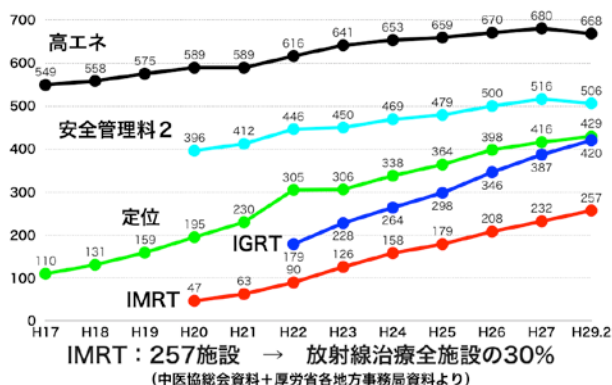


図3．施設基準届出状況

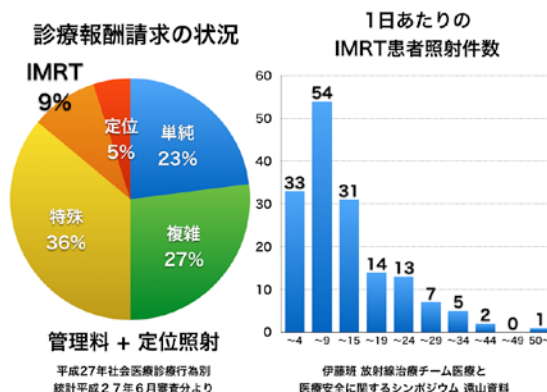
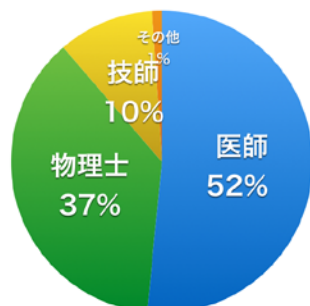


図4．診療報酬請求状況と IMRT 患者照射件数

IMRT の治療計画最適化担当者は、医師 52%、物理士 37%、技師 10%であった（図 5¹⁾。前回より医師以外が担当する割合が増加していると報告があった。線量検証においては、様々な書籍、ガイドライン、報告書が纏められ参考にすることができる。線量検証は、評価点線量検証、線量分布検証、フルエンス分布検証、独立線量検証に分類される（図 6⁵⁾。

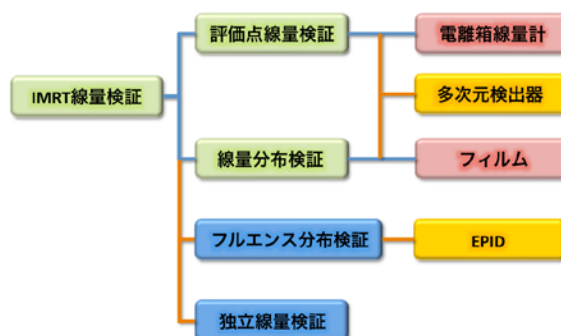
IMRT の治療計画最適化担当者



永田ら、2015年度IMRT国内実態調査報告

TAIROC, N.Tchiyama@74th放射線治療部会170416

線量検証の分類と検出器



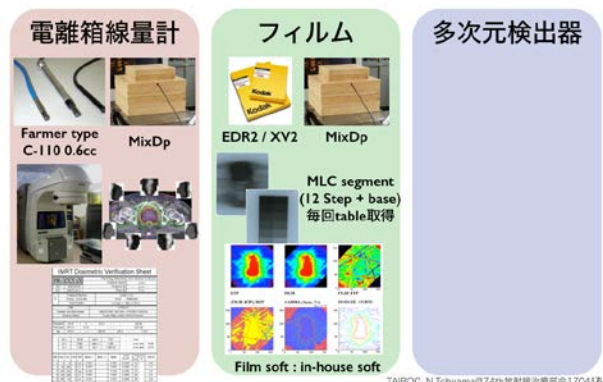
TAIROC, N.Tchiyama@74th放射線治療部会170416

図 5. IMRT の治療計画最適化担当者

図 6. 線量検証の分類と検出器

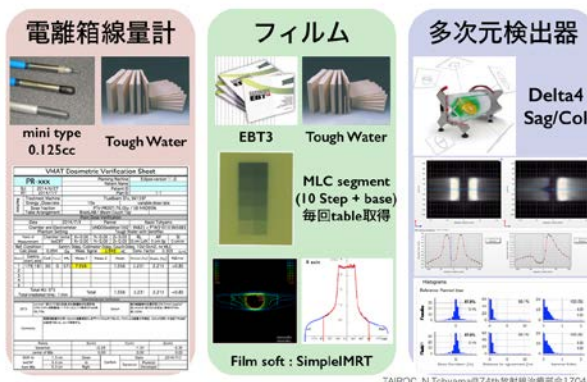
2007 年頃の線量検証は、多次元検出器は、まだ多くの施設で導入されておらず、電離箱線量計を用いた評価点線量検証、EDR2 等の湿式フィルム（Radiographic film）を用いた線量分布検証が中心であった（図 7）。その後 IMRT を導入する多くの施設で多次元検出器が導入され、電離箱線量計、フィルム（Radiochromic film）、多次元検出器を併用した線量検証となった（図 8）。今でも多くの施設でこのような方法で実施されているであろう。今後は、施設の医学物理士等の QA 担当者によって、これら線量検証項目の合理化が進むことになるだろう。実際、当施設では、多次元検出器を用いた線量検証のみとなっている。

線量検証の変遷 SMLC-IMRT（千葉がん 2007年頃）



TAIROC, N.Tchiyama@74th放射線治療部会170416

線量検証の変遷 VMAT初期30症例（東京ベイ 2014年）



TAIROC, N.Tchiyama@74th放射線治療部会170416

図 7. 線量検証の変遷（2007 年頃）

図 8. 線量検証の変遷（2014 年頃）

線量検証の評価基準は、IMRT 物理技術ガイドラインにおいて、線量精度 $\pm 3\%$ 、線量分布位置精度 2mm 以内（両者とも許容レベルとして）となっている（図 9）。現在、AAPM で新たな report（AAPM TG218 Measurement methods and tolerance levels for patient-specific IMRT QA）が作成中である⁶⁾（図 10）。

今後の IMRT 照射技術の発展は、ノンコプラナーを用いた超多門照射である $4\pi RT$ ⁷⁾や、現在の VMAT に寝台角度の回転を加えた Trajectory VMAT⁸⁾などによる集光性を向上させた照射技術が予想される。また、従来の FDG-PET 画像の他に 4DCT 画像を利用した肺機能画像を用いた VMAT⁹⁾、自動治療計画¹⁰⁾・知識ベース治療計画などによる、より患者個別に最適化された治療計画・計画

者のばらつきの少ない治療計画などが臨床導入されるであろう。Web サービスでは、治療計画の多施設比較が実際に行われている¹¹⁾。同一 CT・輪郭情報・線量制約を用いて治療計画し、立案され

線量検証時の評価基準

IMRT物理技術GL

	許容レベル	介入レベル
線量精度*	±3%	±5%
線量分布位置精度	2mm以内	3mm以内

*低線量領域については、評価点の測定線量と計算線量の差(線量差)も同時に評価し、それが高線量領域のものと同程度であることを確認すること。

	評価	評価式
線量精度	相対差	$(D_{\text{meas}} - D_{\text{calc}}) / D_{\text{calc}} \times 100 (\%)$
線量分布位置精度	DTA	評価点と同じ線量を示す比較された線量分布で最短の距離

TAIROC, N.Tohyama@74放射線治療部会170416

図 9. IMRT 物理技術ガイドラインの許容値

参考：AAPM TG218 - Measurement Methods and Tolerance Levels for Patient-Specific IMRT QA (作成中)

・全門・絶対線量検証

- ・ Global normalization
- ・ 正規化点(最大線量の90%以上の点)

	許容レベル	介入レベル
線量閾値	10%	10%
許容値	3%/2mm	3%/2mm
ガンマパス率	95%	90%

多次元検出器をベースの規定？

許容値から外れた箇所の確認

コミショニングでは2%/2mm

TAIROC, N.Tohyama@74放射線治療部会170416

図 10. AAPM TG218 の線量制約の案

た治療計画をスコア化、ランキング化することで、立案者自身の計画技術レベルを把握するとともに、ランキング上位者の治療計画 TIPS を学ぶことができる(図 11)。また、IGRT の今後は、従来の interfractional organ motion に対する IGRT から、intrafractional organ motion に対する IGRT へと拡張されるであろう(図 12)。

治療計画の多施設比較



同一CT・輪郭情報・線量制約で治療計画
立案計画をスコア化、ランキング化
ランキング上位者の計画TIPSの提供
臓器ごとの輪郭描出トレーニングツールの提供

ProKnow <https://proknowsystems.com/>

TAIROC, N.Tohyama@74放射線治療部会170416

図 11. 治療計画の多施設比較

IGRTの未来



inter-IGRTからintra-IGRTへ拡張

TAIROC, N.Tohyama@74放射線治療部会170416

図 12. IGRT の未来

高度化している、そして今後より高度化する IMRT をはじめとする放射線治療を安全かつ高精度に多くの国民へ提供するためには、様々な知識、技術を個人一人の能力だけで全てを網羅することには限界がある。我々はより良い放射線治療のために、様々な職種・団体・メーカーが協力し、がん患者様と寄り添って放射線治療を実現していく体制が求められるのではないだろうか。

参考文献

1. 永田靖他, 2015 年度 IMRT 国内実態調査報告医師編, 高精度部会アンケート調査報告, 第 30 回高精度放射線外部照射部会学術大会, 2017 年 3 月, 仙台
2. 各年の中医協総会資料, 厚生労働省各地方事務局資料より集計
3. 平成 27 年度初回医療診療行為別統計平成 27 年 6 月審査分より算出, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/sinryo/tyosa15/>
4. 遠山尚紀, がん診療連携拠点病院の現状, 放射線治療チーム医療と医療安全に関するシンポジウム

ム, 平成 29 年 2 月 5 日, 兵庫

5. 日本放射線腫瘍学会, IMRT 物理技術ガイドライン 2011, 平成 23 年 4 月
6. TG218- Measurement Methods and Tolerance Levels for Patient-Specific IMRT QA ,
<http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/115-31866-387514-118297.pdf>
7. Dong P, Lee P, Ruan D, Long T, Romeijn E, Low DA, Kupelian P, Abraham J, Yang Y, Sheng K. 4π noncoplanar stereotactic body radiation therapy for centrallylocated or larger lung tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2013 Jul 1;86(3):407-13.
8. Wilson B, Otto K, Gete E. A simple and robust trajectory-based stereotacticradiosurgery treatment. Med Phys. 2017 Jan;44(1):240-248.
9. Yamamoto T, Kabus S, von Berg J, Lorenz C, Keall PJ. Impact of four-dimensional computed tomography pulmonary ventilation imaging-based functional avoidance for lung cancer radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2011 Jan 1;79(1):279-88.
10. Hazell I, Bzdusek K, Kumar P, Hansen CR, Bertelsen A, Eriksen JG, Johansen J, Brink C. Automatic planning of head and neck treatment plans. J Appl Clin Med Phys. 2016 Jan;17(1):272-282.
11. <https://proknowsystems.com/>

第74回放射線治療部会（横浜市）シンポジウム
「先端放射線治療の動向と未来」

2. 重粒子線治療普及,世界戦略

放射線医学総合研究所 森 慎一郎

1994年に炭素イオンを用いた重粒子線治療が国内で開始され、25年以上も続けられている。そして、現在、国内5箇所の重粒子線治療施設で、すでに1万5千人以上の患者を治療した(図1)。さらに現在2箇所の施設が建設中である。これは、国内の医療スタッフ、研究者、そして企業が一丸となって、「ガン患者を救う」という一つの目的に向かってきた成果である。このように、重粒子線治療は日本が世界をリードしてきた治療方法の一つである。

一方、ソフトウェアとハードウェアのめざましい進化に伴い、治療技術も大きく変わった。研究レベルであったアイデアが、現在では治療に導入されている。その一つに、粒子線スキャニング照射があげられる。リアルタイムに照射位置、照射線量を管理する技術、これらを制御する技術、生物学的効果を考慮した治療計画、そして、患者体内情報を画像化し、治療計画に限りなく近い状況で照射を可能とする画像誘導治療技術が実装された。

これらの照射技術、治療計画、画像誘導治療が三者一体となることで、さらなる高精度治療を達成でき、臨床スタッフのニーズを治療へ反映するシステムを構築することができた。特に、長年研究テーマとされてきた4次元イメージング、4次元治療計画、体幹部に対応する高速スキャニング照射法、マーカレス腫瘍トラッキングによる呼吸同期法からなる「4次元粒子線治療」を実治療に導入した実績は、まれに見る快挙であると言える。

	陽子線	重粒子
合計	131336	22093
日本	20325	15897
米国	66608	2717
フランス	13038	
スイス	7700	
ドイツ	7134	2526
イタリア	637	591
イギリス	2813	
ベルギー	21	
カナダ	185	
チェコ	780	
中国	1154	362
ポーランド	128	
ロシア	7000	
南アフリカ	524	
韓国	1785	
スウェーデン	1504	

図1 粒子線治療の治療患者数 (<https://www.ptcog.ch> より)

しかし、重粒子線治療は順調にここまで進んできたわけではない。1970年代、ネオンやヘリウムなどの重粒子線を用いた臨床研究が米国で開始された。当時の物理的/生物学的な技術面からみても、かなり挑戦的なプロジェクトであった。さらに、レアキャンサーを対象としたため、臨床成績を芳しくない結果となった。この後、米国では重粒子線治療の流れは減衰し、陽子線治療が増加していく。当時、米国へ重粒子線治療を学ぶために留学した日本人研究者が帰国後、重粒子線治療の発展に尽力した。まず、米国で使用されていた複数の重粒子線から、炭素線を以下の理由から、物

理的・臨床的にバランスがとれていると判断した。

1. 重い粒子ほど, fragmentation tail が大きくなる
2. 重い粒子ほど, 線エネルギー付与と生物学的効果比が高くなる
3. 重い粒子ほど, 深さ方向の不確定性が小さくなる
4. 重い粒子ほど, 横方向の散乱が小さくなる
5. 重い粒子ほど, 大きな加速器が必要

例えば, 上記 1 と 2 の理由から, ネオンは, 入射側はヘリウムよりも高いが, fragmentation tail は他のイオンよりも高い線量となる(図 2)。一方, ヘリウムは, fragmentation tail は他のイオンよりも低い線量であるが, 入射側が高くなる。よって, カーボンが入射側と fragmentation tail の線量のバランスがよいことがわかる。また, 私見であるが, ネオンなど体内構成物質ではない粒子を照射するよりは, 体内構成物質の炭素を照射するほうが安心できる。

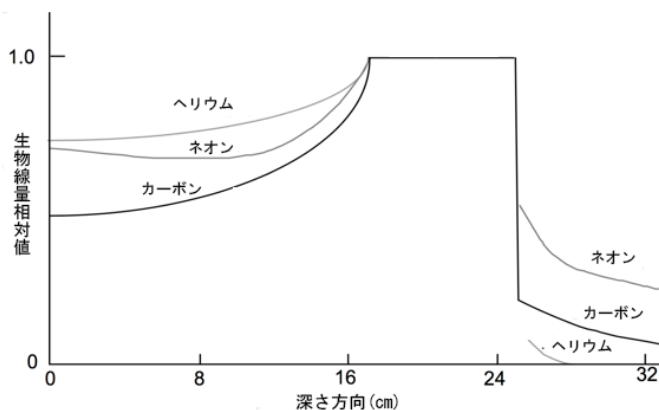


図 2 相対生物線量の深さ分布(ヘリウム, カーボン, ネオン)

このような理由から, 炭素線を用いた研究開発、そして臨床治療を開始することとなった。米国での反省を活かし, レアキャンサーだけでなく, 前立腺癌などのコモンキャンサーへの治療適応も進めた。従来のパッシブ照射法では, 一定の拡大ブラッグピークで照射していたため, 腫瘍形状によっては, 標的体積の入射側に不要な高線量領域が残ってしまった(図 3 左)。それでも重粒子線を用いる利点は大きかったが, 技術的な進歩により, より高精度照射が可能なスキャニング照射法(図 3)を臨床利用できるまでになった(図 3 右)。

しかし, このスキャニング照射は, 細い粒子線ビームを 3 次元的に位置と線量を変えながら, 最終的に計画された線量分布をつくため, 照射対称が位置変動した場合, 線量分布への影響が大きい。これらの誤差は, 治療計画で担保できるように対応しているが, 特に呼吸性移動による位置変化に対応することは難しかった。世の中の研究者が長年議論し, 治療毎に多くのパラメータの提案がなされたが, 実治療に用いるには適していない。つまり, 研究と臨床の隔たりがあった。そこで, 我々は, 呼吸位相リスキャン照射法, 4 次元治療計画, そして, X 線透視によるマーカレス位置同期照射法を開発した。この 3 つの技術は, 照射, 治療計画, 画像誘導という 3 つの要素が取り入れられており, ユーザは症例毎にパラメータを細かく設定する必要はない。この方法により, どのような症例でも, 精確な照射を実現できる。臨床で重要なのはシンプルであり, これはヒューマンエラーを低減するだけでなく, 重粒子線治療の普及につながる。

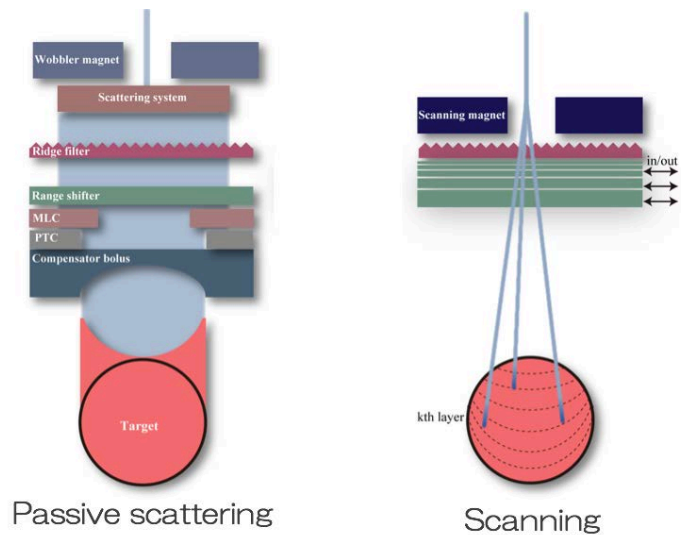


図3 (左)パッシブ照射法 (右) スキャニング照射法

一方、治療装置開発の設計には、研究成果だけでなく、ガン治療患者数の動向、施設の建設費、治療装置の維持費、施設スタッフの person 費、これらを踏まえて、施設建設の投資に見合う治療効果が見込めるかを考慮に入れる必要がある。近年、放射線治療/粒子線治療でも、特に医療経済学が注目を浴びている。そのため、高精度治療技術を提供しつつ、初期投資費用を可能な限り下げること、そして、時間効率良く治療を進められることを重点的に設計に含めている。例えば、スキャニング照射はコリメータなどで照射野を絞る必要がないため、加速器で加速した粒子数を効率良く照射でき、また、スキャニング走査速度(横方向、深さ方向)の高速化により、全体として約 100 倍の高速化ができた。一方、画像誘導技術の導入により、患者位置決めを半自動化することで、導入前の約半分の時間で実施可能となった。他にも時間効率化の工夫はあるが、これらの治療フローの効率化を管理する患者情報システムも深く結びつくことで、高精度治療が平均 11 分で実施できるようになった(図 4)。

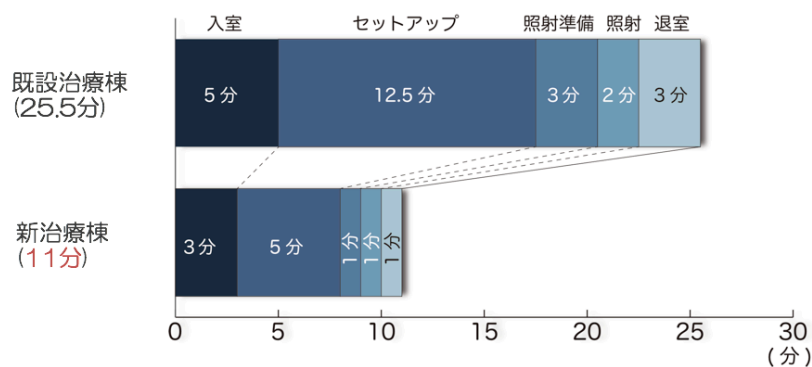


図4 治療ワークフロー 2014 年放医研実績

臨床側からも効率化がはかられ、hypo-fractionation を実施している。これにより、肺肝の治療では 1-2 回の照射回数で完了することができる。放医研における治療部位毎の照射回数を示したが、平均 10 回の照射回数であった(図 5)。例えば、光子線治療、陽子線治療と比較しても、格段に患者治療数の増加が見込まれることがわかる。また、患者にとっても負担軽減という意味では、大きなメリットである。

	%	No. fr
Prostate	22	12
B&S	13	12
H&N	11	12
Lung	10	1
Liver	6	2
Rectum	5	12
Pancreas	4	12
GI	3	12
Eye	2	12
CNS	1	12
Lymph node	1	12
Skull base	1	12
Oesophagus	1	12
Miscellaneous	20	12
Average		10.3

図 5 重粒子線治療の照射回数と全体に占める割合(放医研)

ここでは紙面の都合上, 述べなかったが, 治療機器の小型化もすすめられ, 機器設置面積も小さくできている. このように, 治療高精度化, スループット効率化, そして, 建設費の削減によることも, 重粒子線治療施設の増加の一因であると考えられる. これらと並行し, 重粒子線治療の既施設, 建設中, そして計画段階である国内外の施設とも, 臨床的側面と技術的側面から連携をとりあい, 国内外への重粒子線治療普及を展開していく.

3. BNCT の最近の動向と将来展望

南東北 BNCT 研究センター 加藤 貴弘

【はじめに】

悪性腫瘍に対する治療は、手術、放射線治療、化学療法 of 3 本柱を組み合わせる集学的治療が中心とされている。このうち放射線治療の最大の特長は、臓器の機能、形態を温存できることにある。例えば頭頸部癌では根治のみならず機能温存と顔面の形態維持は生命予後とともに重要な課題とされていることから、放射線治療が第一選択とされることが多い。一方、癌の根治性という面では手術に勝る方法はなく、頭頸部癌の標準治療は手術と放射線治療、またはこれらの併用方法が広く実施されている。しかしながら、標準治療後の再発例に対しては有効な治療法に乏しく、新たな治療法の開発が強く求められているというのが現状である。ホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy; BNCT) は、そのような症例に対して大きな可能性を秘めた治療法であり、近年脚光を浴びてきている。

本稿では、BNCT の基礎的事項を中心として最近の動向と将来展望について概説させていただく。また、筆者が所属する南東北 BNCT 研究センター (Southern Tohoku BNCT Research Center; STBRC) の概要と最近の取り組みについても併せて紹介する。なお、本稿は日本放射線治療専門放射線技師認定機構 Vol. 11 誌に寄稿した論文¹⁾を加筆修正した内容となっている。

【BNCT とは】

BNCT は、癌に集まりやすい性質を有するホウ素薬剤をあらかじめ投与した状態で体外から低エネルギーの中性子を照射し、体内で熱中性子がホウ素 (^{10}B) と核反応を起こした結果生じる α 粒子と Li 反跳核により腫瘍細胞を選択的に死滅させる方法である。 α 粒子と Li 反跳核の飛程はそれぞれ $9\ \mu\text{m}$, $4\ \mu\text{m}$ と非常に短いため、 ^{10}B が腫瘍細胞に選択的に集積すればほぼ選択的に腫瘍細胞を破壊することが可能となる。このような性質から再発癌だけでなく、悪性脳腫瘍などの浸潤性に発育する癌に対してもその役割が期待されている。X 線や粒子線といった他の放射線治療と比べた特徴としては薬剤を用いる点が最も大きく異なる点ではあるが、その他として基本的に治療は 1 回で終わられること、1 回の治療時間が 30 分～1 時間程度とやや長いことが挙げられる。また、中性子の物理特性から患部を照射口 (コリメータ) に近接させなければならず、仰臥位だけでなく治療部位に応じて斜位、座位など無理な姿勢を強いた状態での患者固定が必要になることもしばしば生じ得るという点も挙げられる。BNCT の対象としては利用する中性子ビームの物理特性から悪性脳腫瘍、頭頸部癌、悪性黒色腫などの比較的浅い領域に存在する疾患が良い適応とされているが、京都大学原子炉実験所 (Kyoto University Research Reactor Institute; KURRI) では研究用原子炉 (Kyoto University Research Reactor; KUR) を用いた臨床研究として多発性肝癌や悪性中皮腫など体幹部領域にも一部臨床応用が試みられている^{2, 3)}。

BNCT に必要な要件としてはホウ素薬剤と中性子源が挙げられる。ホウ素薬剤に適した条件としては、①選択的腫瘍集積性が高い、②腫瘍内濃度が 20～40 ppm 以上、③1 分子あたりのホウ素原子占有率が高い、④それ自体は薬効を持たず毒性が低い、など多くの条件が必要とされることがか

ら、現在のところホウ素薬剤としては BPA(*p*-boronophenylalanine)と BSH(dodecaboranethiol)の2種類のみが臨床利用されているというのが実情である⁴⁾。ホウ素は、原子番号5番、周期表の第2周期、13属に位置する元素で岩石、地下水や地表水、植物にはホウ酸として広く存在しているが、人体中には存在しない。天然ホウ素元素としては¹⁰Bと¹¹Bの2つの質量数の異なる同位体が存在する。¹⁰Bの天然の存在比は約20%程度であり、熱中性子を捕捉するのは¹⁰Bのみであることから、これを99%以上に濃縮した状態でBNCTでは利用されている。中性子源として従来は研究用原子炉のみが利用されていたが、近年では病院内に設置可能な加速器中性子源を用いたBNCTシステム(以下、加速器BNCT)の研究開発が世界各地で行われ始めている。

【BNCTの歴史】

BNCTの歴史は、中性子が1932年にChadwickによって発見された4年後の1936年に米国の物理学者Locherにより原理が提唱されたことに始まる。人に対するBNCTは、SweetとFarrらが1951年から米国のブルックヘブン国立研究所の研究用原子炉を用いたのが始まりである。国内では1959年頃から物理工学と放射線医学生物学の基礎研究が始まり、1968年に日立製作所の研究用原子炉を用いて最初のBNCTが実施された。その後、1974年よりKURRI、1977年より武蔵工業大学においていずれも悪性脳腫瘍に対して相次いで実施されている。2000年代初頭まで国内では悪性脳腫瘍と悪性黒色腫に対して比較的エネルギーの低い熱中性子ビーム(~0.5 eV)を用いて臨床研究が行なわれていたが、熱中性子が脳内浅部までしか到達しないため、照射直前に患者の頭皮と頭蓋骨を取り外して脳内病巣に直接ビームを入射させる開頭照射が行われていた。このような状況に対して欧米では熱中性子よりもエネルギーの高い熱外中性子(0.5 eV~10 keV)ビームを用いる手法が1990年代前半から開始された。熱外中性子ビームではより深部まで熱中性子を送り込むことができることから非開頭下での照射も可能となり患者の負担を大幅に軽減できることから、その後、国内においても熱外中性子ビームの利用が主流となってきている。

これまでに全世界で1,000例以上の治療実績があるBNCTであるが、従来は中性子源として研究用原子炉しか選択肢がなく、臨床のニーズに十分応えられるだけのマシンタイムを確保することに大きな課題があった。このことがBNCTの普及を妨げる大きな要因となっていたわけであるが、2008年にKURRIと住友重機械工業株式会社(Sumitomo Heavy Industries, Ltd.; SHI)が共同で加速器BNCTの開発に世界で初めて成功し、この課題を克服できる道筋がつけられることとなった⁵⁾。そして2012年より薬事承認取得に向けた第1相臨床試験が開始されるに至り、ここに来てBNCTがにわかに脚光を浴びるようになってきたわけである。近年では研究用原子炉については経年化により廃炉となる傾向にあり、積極的に研究用原子炉によるBNCTの臨床研究を実施しているのは世界でもKURRIと台湾国立清華大学の2施設のみとなっている。一方で加速器BNCTシステムについては現在、SHI以外にも複数の企業が研究、開発を行っているところであり、今後の普及が見込まれている。

【BNCTの実際】

BNCTの実際の流れには確立したものは未だ存在していないが、参考までにホウ素薬剤としてBPAを用いることを想定した大まかな流れをFig.1に示す。CTあるいはMRI画像を利用してあらかじめ治療計画を立案するところまでは従来の放射線治療と同様であるが、異なる点としてはホウ素薬剤を利用する点、照射直前に採血を行い、求められた血中ホウ素濃度に基づき照射時間を決定する点が挙げられる。また、線量処方 は標的に対しての線量としてではなく、脳腫瘍であれば皮膚あるいは正常脳、頭頸部癌であれば粘膜、中皮腫であれば正常肺、といったように正常組織線量で規定されることも大きく異なる点である。治療計画の段階では仮の血中ホウ素濃度で計算を行っておき、直前に求められた実際の濃度で計算値を補正することで最終的に照射時間を決定している。照射中もホウ素薬剤を点滴投与方法としない方法があり、流速、流量などの条件も含め投与方法一つとっても検討の余地が多分にあるというのが実情である。採血した血液から血中ホウ素濃度を求める方法としては大きく分けて即発ガンマ線分析法とプラズマ発光分光

分析法(inductively coupled plasma; ICP)があるが、前者は中性子を照射する必要があることから加速器 BNCT での利用は現実には難しく、今後は後者が主流になってくるものと思われる。

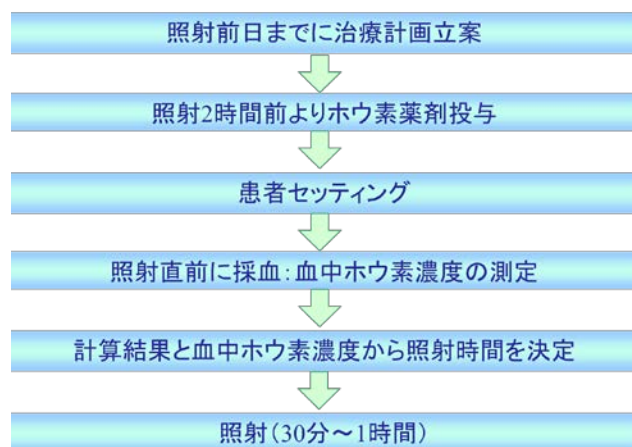


Fig.1 BPA を用いた BNCT の流れの一例

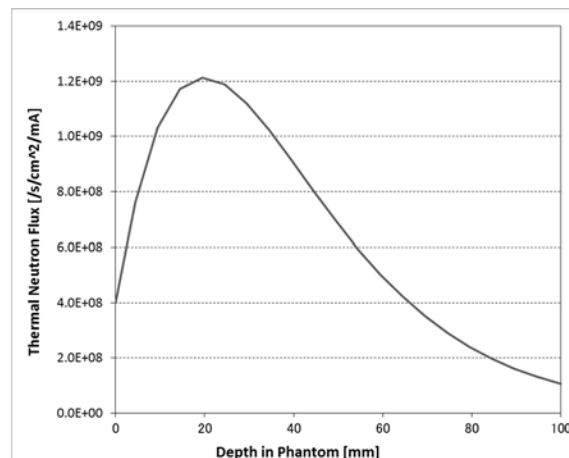


Fig.2 熱外中性子ビーム深部線量曲線

BNCT ではホウ素薬剤を含む癌細胞と正常細胞を含む患部に熱中性子を均一に照射することがポイントであり、従来の放射線治療のように物理的に放射線を癌細胞や腫瘍部に集中して照射する必要は必ずしもない。しかしながら、Fig.2 に示すように実際には深さ方向に対する熱外中性子ビームの熱中性子深部線量曲線は比較的急峻に変化することから、ビーム入射面の体輪郭の形状の凹凸や斜入射の影響で体内の熱中性子分布が少なからず変化する可能性がある。また、実際に不十分な患者固定により照射中に体動が生じ、患部入射面の中性子フラックスが経時的に低下してしまうことがあることも報告されている⁶⁾。このことは治療時間が長くなる傾向にある BNCT において決して患者セットアップは疎かにできないことを示唆しているものと考えられる⁷⁾。近年ではより深部に熱中性子を到達させるために熱中性子ビームから熱外中性子ビームの利用へと移行しているが、ビームのエネルギースペクトルは広範囲に分布しており、ビームが指向性を有する高エネルギーX線や粒子線とは異なり、コリメータから多方向に拡散する挙動を取る熱外中性子ビームでは BNCT 治療時には先述したように患部をコリメータに近接する必要がある。しかし、とりわけ頭頸部では患側肩とコリメータが干渉してしまうことから近接が困難となることがある。近接できなければ患部に到達する中性子フラックスが著しく減少することから、規定した線量を処方するためには照射時間を長くするほかなくなる。しかし、無理な姿勢を強いた状態での治療時間の延長は現実には患者側に受け入れられないこともあり、患者固定には難渋させられることも多い。脳腫瘍の場合、臥位でのセットアップが主流となることから、頭頸部よりもセットアップの難易度は総じて低くなるが、それでも患部が側頭部や後頭部に位置した場合には難渋させられることも少なくない。Fig.3 に当院のスタッフを被験者として右側頭葉に腫瘍が局在すると想定した臥位でのセットアップの様子を示す。患側肩がコリメータ側壁面に干渉してしまっている様子がわかる。干渉を回避するために肩に相当する部分にスペースを設けることも提案されているが、全身被曝線量とトレードオフの関係にあることに留意する必要がある。

BNCT においても従来の放射線治療同様、治療



Fig.3 右側頭葉に腫瘍が局在すると想定した模擬セットアップの様子。(注: 実際の治療時には頭部固定用シェルを装着している)

計画装置から求められた線量分布に基づいた治療計画が実施されている。従来の放射線治療では X 線や陽子線などの放射線の挙動が比較的単純であることからモデル化しやすいという側面があったが、中性子では物質との相互作用はエネルギーと物質の組成によって複雑に変化することからモデル化することが難しく、計算アルゴリズムとしてはモンテカルロ法が唯一の方法とされている。しかし、モンテカルロ法も決して絶対的なものではなく、システム毎に採用している核データライブラリや計算ボクセルサイズの違いなどに起因する系統的な計算結果の乖離や計算時間の問題もあり、未だ研究的要素が多い領域の一つとなっている。治療計画を行うにあたっては事前に BNCT 特有とも言えるいくつかのファクタを求めておく必要がある。主だったものとしては人体を構成する水素、窒素に対する生物学的効果比(relative biological effectiveness; RBE)、組織毎のホウ素薬剤の実用 RBE とも言える compound biological effectiveness factor (CBE factor)、各組織の構成元素比、そして患者毎あるいは疾患毎における ^{10}B の腫瘍内濃度と血液中濃度の比などである。窒素の RBE は主として熱中性子に起因するため加速器 BNCT システムに対する依存度は小さいが、水素の RBE に関しては中性子エネルギースペクトルの高エネルギー成分に影響を受けることから、システム毎に細胞実験をあらかじめ行い、評価することが必要となる。また、実際の治療計画における特徴として腫瘍と正常組織の線量分布を別々に表示して評価しなければならないという点が挙げられる。放射線治療計画では一般的に肉眼的腫瘍体積、臨床標的体積、計画標的体積が設定され、同一線量分布上で腫瘍、正常組織の線量評価が行われる。一方、例えば臨床標的体積を考えた場合、内部には腫瘍と正常組織が混在して存在するが、BNCT 治療計画では各組織を単一構成物質として組成を定義する必要性から、別々に分けて評価せざるを得ない。これにより 2 つの線量分布を並べて評価するというのが BNCT では一般的となっている。Fig. 4 に悪性神経膠腫に対する治療計画例を示す。治療計画装置にはアイダホ国立

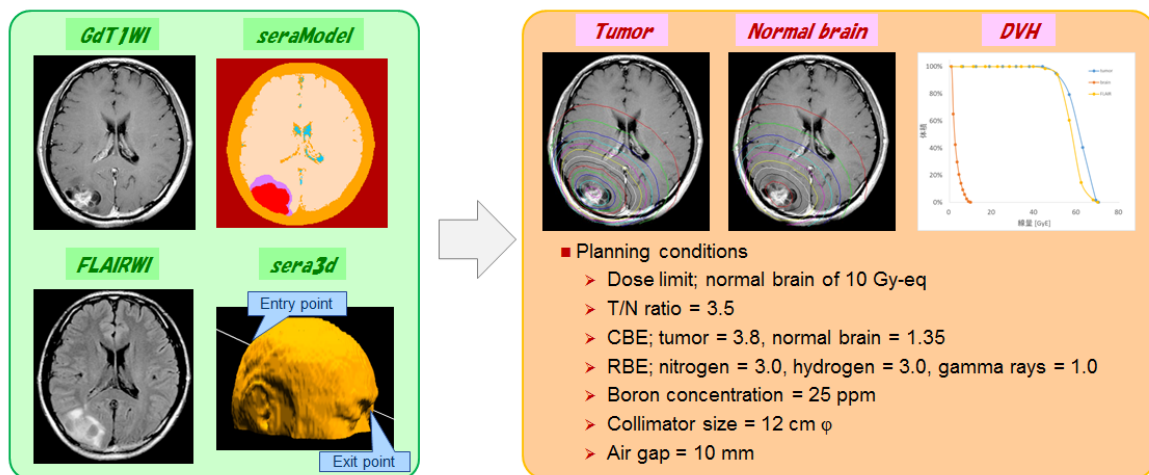


Fig.4 悪性神経膠腫に対する治療計画例

環境技術研究所において開発された Simulation Environment for Radiotherapy Applications (SERA) を用いている。

BNCT における熱中性子束の測定には、プラスチック光ファイバとシンチレータを用いる方法⁸⁾やイメージングプレートを用いる方法⁹⁾などさまざまな方法が検討されているが、現状ではいずれも研究段階の域を出ず、一般的には放射化法が用いられている¹⁰⁾。BNCT においては、熱中性子に対し高い感度を有する金が放射化検出器として用いられ、高純度ゲルマニウム半導体検出器（以下、HP-Ge 検出器）にて放射能強度が計測される。例えば熱外中性子ビームのビーム中心軸上の熱中性子深部線量分布測定を行う場合、裸の金線とカドミウムのチューブを付けた金線の 2 種類をそれぞれアクリル板に貼り付けて金線がビーム軸に一致するように水ファントム中に設置する。その水ファントムを照射体系の最下流に位置するコリメータに近接するように配置し、熱外中性子ビームを照射する。測定後、金線を 5~10 mm 間隔で切断し、質量測定を実施後、HP-

Ge 検出器にて計測し、カドミウムチューブの有無による放射化量の差から熱中性子の放射化反応率を計算により求める．Fig. 2 にコリメータサイズ 10 cmφ における中心軸上の熱中性子深部線量曲線の結果を示す．測定結果に影響を及ぼす因子としては金線の切断精度，質量測定精度，HP-Ge 検出器の検出効率，試料の設定精度などがあり，測定系の QA にも課題が少なからず存在している．STBRC では HP-Ge 検出器を 2 台導入することで相互比較ができるような万全の体制を構築している．

【加速器 BNCT システムの紹介】

加速器を用いた BNCT システムにおける中性子の生成機序としては陽子を金属製のターゲットに入射させる核反応が利用されることがほとんどである．ターゲットの種類としてはリチウム，ベリリウムが代表的である．中性子はエネルギーにより物質との相互作用の仕方が大きく変化するが，利用する中性子エネルギーとターゲット材との組み合わせについては検討の余地が多く残されており，研究開発途上の段階と言える．次に核反応により生成された中性子を BNCT に最適なエネルギーに減速，最適化するための減速体系（以下，モデレータ）が必要となる．加速陽子エネルギーが高いほど生成される中性子エネルギーも高く，モデレータが大型化するとともに放射化レベルが高くなる．以下に中性子エネルギーとターゲット材の組み合わせの特徴と課題について述べる．

リチウムと低エネルギー陽子を用いたシステムでは中性子生成のしきいエネルギー (1.88 MeV) 付近もしくはそれよりも少し高いエネルギーを用いることで発生中性子のエネルギーを低下させ，モデレータを小型化する方法などが検討されている¹¹⁾．リチウムを用いることの課題としては融点が 180 度と低いため，ターゲットの熱負荷を低減させる冷却技術が非常に重要となる．熱負荷の問題を克服するために液体リチウムの状態で照射するシステムの研究も進められているが，未だ実用化には至っていない．一方，ベリリウムは融点が 1,287 度とリチウムと比べて高く，安全性の観点から有利ではあるが，中性子生成反応断面積（以下，反応断面積）との関係から十分な中性子の生成量を得るためには中性子エネルギーを高め設定しなければならない．中性子エネルギーとしては 4～8 MeV 程度の中エネルギー陽子を用いるタイプと 30 MeV 以上の高エネルギー陽子を用いるタイプが提案されている．中エネルギー陽子を用いる場合，モデレータのサイズを小さくできるというメリットがあるが，反応断面積との関係から中性子の生成量が十分でなく，IAEA-TECDOC-1223¹²⁾で推奨されている BNCT に必要とされる熱中性子フラックスである $1.0 \times 10^9 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ を得るためには加速電流として数 mA の大電流が必要となり，ターゲットに与えられる熱負荷はリチウム同様，非常に高くなることから熱負荷の除去が課題となってくる．また，陽子エネルギーが低ければそれに伴いターゲット内での陽子飛程も短くなることから，プリスタリングに代表されるターゲット材質の劣化の原因



Fig.5 HM-30 外観

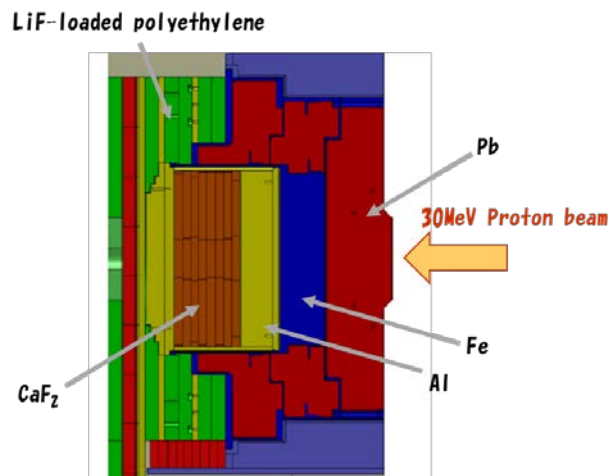


Fig.6 STBRC におけるモデレータ断面図

となる加速陽子のターゲット内への滞留が問題となってくる．これを避けるためにはターゲット厚を陽子の飛程未満にする必要があり，部材の加工にも課題が生じることになる．陽子エネルギーをさらに高くすることで加速器の大電流化とターゲット部材の加工の課題を克服することが可能となるが，今度はモデレータの巨大化と治療室周辺の放射化という別の課題が生じてくる．このように全ての面において優れた方法というのは理論上存在せず，いずれのシステムも一長一短あるというのが実情である．

ここで KURRI において世界で初めて実用化を果たした加速器 BNCT システムの概要を概説する．なお，STBRC に導入されているシステムも加速器，ビームライン構成，モデレータなどは KURRI のシステムと同一設計となっている．このシステムは陽子エネルギー 30 MeV，最大陽子電流 2 mA を出力可能なサイクロトロン (HM-30) とベリリウムターゲットを組み合わせたシステムであり，Cyclotron-Based Epithermal Neutron Source (C-BENS) と呼称されている¹⁰⁾．HM-30 の外観を Fig.5 に示す．HM-30 ではイオン源で発生した水素の負イオンを 30 MeV まで加速し，薄いカーボンフォイルを通過させることによって荷電変換を行い，ビーム輸送系へと陽子ビームを出射する．ビーム輸送系では 2 つのスキヤニングマグネットを用いて陽子ビームを円形に操作するように制御している．これによってビームサイズを拡大し，ターゲットの熱負荷を分散させている．さらにターゲットの背面にはスパイラル状の冷却水の水路を形成し，直接冷却可能な構造としている．30 MeV 陽子のベリリウム中での飛程は 5.8 mm であることから，ターゲット厚を 5.5 mm とすることで陽子がターゲット中に滞留することを防ぐようにしている．30 MeV 陽子がベリリウムターゲットに入射すると 0 度方向に最大で 28 MeV の高エネルギー中性子が発生する．このままでは治療に適用することができないため，熱外中性子を形成するためのモデレータの設計が必要となる．Fig.6 に STBRC のモデレータ断面図を示す．BNCT において深部方向 (6~7 cm 程度) まで効果的に治療できる中性子エネルギーは 10 keV であり，有効なのは 4 eV~40 keV とされている¹³⁾．モデレータの構成として鉛，鉄，アルミニウム，フッ化カルシウム等を組み合わせることでこれを実現している．2017 年 8 月時点で実用化を果たしている加速器 BNCT は本システムのみであるが，国立がん研究センター中央病院や筑波大学でも研究開発が進められている¹⁴⁾．これらの施設で採用している加速器は全て直線型加速器であるが，陽子加速エネルギーやターゲット材質はそれぞれ異なっている．いずれの施設も現在，システム調整の段階にあるが，近い将来，臨床研究が開始される予定となっている．

【STBRC の概要】

当財団では 2008 年に国内民間医療機関としては初となる陽子線治療装置を導入し，これまでに 4,000 例近くの症例に対して陽子線治療を実施してきている．また，陽子線治療の他にもリニアック 2 台，サイバーナイフ，ラルスも保有しており，放射線治療事業を積極的に展開している



Fig.7 STBRC 建屋外観

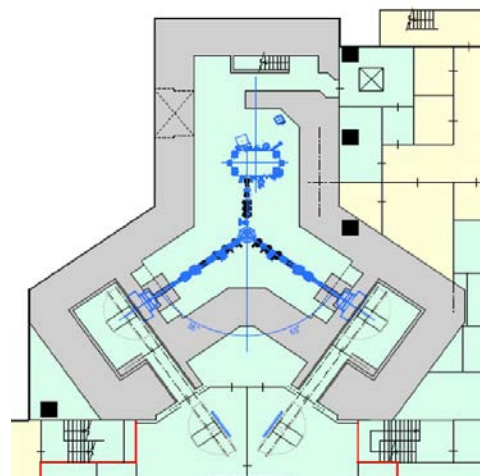


Fig.8 STBRC 治療エリア平面図

が、このたび福島県の公募事業である国際的先端医療機器開発実証事業費補助事業に採択される形で、世界で初めて病院内に加速器 BNCT を新たに導入することとなった。Fig. 7, 8 に STBRC の建屋外観および治療エリア平面図をそれぞれ示す。先述したように KURRI とシステム構成は同一でありビームラインはいずれも水平ビームとなっているが、治療室を 2 室設けている点が大きく異なっている。また、別フロアには事前に治療体位の決定や患者固定具を作成するためのシミュレーション室や治療計画用 CT 室、そしてホウ素薬剤を点滴投与するための待機室を 5 室設けるなど、将来的により多くの患者に本治療を提供することを見据えた設計としている。C-BENS の課題としては比較的高いエネルギー成分の中性子が混在するため、照射直後は放射化の影響により治療室内のバックグラウンドが上昇することが挙げられる¹⁵⁾。将来的により多くの患者に治療を提供することを考えた場合、医療スタッフの累積被曝が問題となる可能性があることから、治療室内での作業時間を最小にするために KURRI の重水設備¹⁶⁾と同様の患者搬送システムを SHI と共同で新たに考案、開発した。本システムは座位および臥位治療台を連結できる仕様となっており (Fig. 9)、患者位置照合用の X 線位置決めシステムも備えている。具体的には患者セットアップは治療室手前の準備室で行い、セットアップ後、走行台車を用いて遠隔操作で治療台ごと治療室内へ送り込む仕様としている。一方、その弊害として治療室手前の前室を迷路構造とすることができず、ストレート構造とせざるを得なかった。そこでビームの使用量を抑制することなく効果的に中性子線、ガンマ線を遮蔽できる方策をモンテカルロシミュレーションにより検討した結果、遮蔽扉を二重化することでそれを具現化できることが判明したことからこれを採用した。その他として放射化したモデレータからの高エネルギーガンマ線を遮蔽するための電動駆動式鉛製可動シールド、コンクリートの低放射化を実現するための B₄C 壁材、中性子遮蔽コンクリート、フッ化リチウム入りポリエチレン中性子遮蔽材などの採用に加え、タングステンシートを応用したコリメータカバーの新規開発などさまざまな低放射化、被曝防護策を具備することで医療スタッフが被曝を伴うことなく、より多くの症例に対して BNCT を安全に施行することを可能としている。

2014 年 4 月より加速器の搬入が始まり、同年 9 月に原子力規制庁より使用許可が得られ、ビーム調整を開始した。同年 12 月に原子力安全技術センターの施設検査を受検、合格し、2015 年 1 月より装置のアクセプタンステスト、クリニカルコミッショニングを開始した。その後、新規開発された高負荷ターゲット試験や出力の不変性試験などを約半年間かけて実施することでシステムが安定的に稼働することを確認した。2015 年 11 月より医療施設として開設し、2016 年 1 月より悪性神経膠腫を対象とした薬事承認取得を目指した第 2 相臨床試験を KURRI と共同で開始している。また、同年 7 月からは再発ないし切除不能な局所進行頭頸部癌を対象とした第 2 相臨床



Fig.9 BNCT 用座位・臥位連結式治療台外観

試験も開始している。現在、難治癌、再発癌に苦しむ多くの患者に対して新たな治療の選択肢を1日も早く提供できるよう関係者一丸となって努力しているところである。

【おわりに】

BNCTの基礎的事項を中心としてこれまでの経緯と主に加速器BNCTを取り巻く最近の動向と将来展望、そしてSTBRCの取り組みについて概説した。近年、加速器BNCTの実現により、国内のみならず海外においても導入を検討する施設は確実に増加してきている。一方、BNCTは従来の放射線治療以上に高い専門性が求められるが、急速に高まるニーズに対して人材育成が追いついていないという現実がある。BNCTは、体内におけるホウ素薬剤の動態に依存する面が大きく、克服すべき課題も少なくない発展途上の治療法ではあるが、従来、治療に難渋していた難治癌、再発癌に対して治療選択肢の幅を広げられる、新たな可能性を有している。今後、さらなる関係者の努力により、その適応と限界を明らかにすることで癌治療の選択肢の一つとして確立されることが期待される。

【参考文献】

- 1) 加藤貴弘, ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)の最近の動向について. 日本放射線治療専門放射線技師認定機構, Vol.11, No.1, 116-122, 2017
- 2) Suzuki M. et al., Dosimetric study of boron neutron capture therapy with borocaptate sodium (BSH)/lipiodol emulsion (BSH/lipiodol-BNCT) for treatment of multiple liver tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 58, 892-896, 2004.
- 3) Suzuki M., et al. Feasibility of boron neutron capture therapy (BNCT) for malignant pleural mesothelioma from a viewpoint of dose distribution analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 66, 1584-1589, 2006.
- 4) “BNCT 基礎から臨床応用まで”－BNCT を用いて治療にかかわる人のためのテキスト－. 財団法人医用原子力技術研究振興財団, 日本中性子捕捉療法学会
- 5) Tanaka H., et al., Characteristics comparison between a cyclotron-based neutron source and KUR-HWNIF for boron neutron capture therapy. *Nucl Instrum Method B.* 267, 1970-1977, 2009.
- 6) Ishikawa M., et al. Early clinical experience utilizing scintillator with optical fiber (SOF) detector in clinical boron neutron capture therapy: its issues and solutions. *Radiat Oncol.* 11(1), 2016.
- 7) Wielopolski L., et al., Patient positioning in static beams for boron neutron capture therapy of malignant glioma. *Radiat Med.* 18, 381-387, 2000.
- 8) Ishikawa M. et al., Development of real-time thermal neutron monitor using boron-loaded plastic scintillator with optical fiber for boron neutron capture therapy. *Appl Radat Isot.* 61, 775-779, 2004.
- 9) Tanaka K. et al., Design study of multi-imaging plate system for BNCT irradiation field at Kyoto university reactor. *Appl Radat Isot.* 115, 212-220, 2016.
- 10) Tanaka H., et al., Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source(C-BENS). *Appl Radat Isot.* 69, 1642-1645, 2011.
- 11) Tanaka K., et al., Irradiation characteristics of BNCT using near-threshold $^7\text{Li}(p, n)^7\text{Be}$ direct neutrons: application to intra-operative BNCT for malignant brain tumors. *Phys Med Biol.* 47, 3011-3032, 2002.
- 12) IAEA-TECDOC-1223, Current status of neutron capture therapy. Printed by IAEA in Austria, 2001.
- 13) Yanch JC., A Monte Carlo investigation of the dosimetric properties of monoenergetic neutron beams for neutron capture therapy. *Radiat Res.* 1-20, 1991.

- 14) Kumada H., et al., Project for the development of the linac based NCT facility in University of Tsukuba. *Appl Radat Isot.*, 88, 211-215, 2014.
- 15) Imoto M., et al., Evaluation for activities of component of Cyclotron-Based Epithermal Neutron Source (C-BENS) and the surface of concrete wall in irradiation room. *Appl Radat Isot.*, 69, 1646-1648, 2011.
- 16) Sakurai Y., et al., The medical-irradiation characteristics for neutron capture therapy at the Heavy Water Neutron Irradiation Facility of Kyoto University Research Reactor. *Med Phys.* 29, 2328-2337, 2002.

4. MR 装置一体型放射線治療装置の動向と未来

国立がん研究センター中央病院 逆井 達也

近年、磁気共鳴(Magnetic Resonance：MR)装置が一体型となった放射線治療装置が開発され、国外では臨床利用されている。MR 装置が一体となったことで、照射前位置照合での腫瘍認識性の向上や、位置精度の向上、治療直前の状態で治療計画を再最適化、照射中の MR 画像取得による照射精度の向上といった利点が期待されている。MR 一体型放射線治療装置はいくつか開発が進められており、Elekta 社、ViewRay 社、アルバータ大学(カナダ)、シドニー大学(オーストラリア)があげられ、先行施設の臨床例では頭頸部、胸部、腹部、骨盤といった広い範囲で MR 一体型放射線治療装置が用いられている¹⁾。今回は当院が導入した ViewRay 社 MRIdian に関して装置導入から現状、今後について紹介する。

MRIdian は 0.35T の超電導 MR 装置とリング状ガントリーに 444TBq の Co-60 線源が 3 個装着された装置である。超電導マグネットはガントリーを挟むように 2 個に分かれており、ボア径は 70cm、表示最大視野は 50cm、受信コイルとして Surface コイルを頭頸部用と体幹部用の 2 種類から選択する。MR 機能は治療計画用 MR 画像の取得、照射直前の位置決め、照射中のトラッキングに利用する。放射線治療装置としてリング状ガントリーに照射ヘッドが 120° 間隔で 3 個搭載されている。それぞれのヘッドには Co-60 線源とアイソセンター面で 1.05cm 幅の MLC が装着され、最大照射野は 27.3×27.3cm²、照射方法は Step and Shoot IMRT か Conformal RT である。

装置の設置は既存のリニアック室へ装置入れ替えとして行った。通常のリニアックの入れ替えと異なる点として、MR 用のヘリウム排気管のための壁貫通工事や部屋全体へ電波シールドを施したことがあげられる。

治療の流れは、CT シミュレーション、MR シミュレーション、治療計画、線量検証、治療である。MR シミュレーションでは治療計画用の撮影に加え、治療中に撮影し続ける MR シネ撮影を行いトラッキング可否の確認をする。CT シミュレーションでは MR 画像へ電子密度を対応させるための CT 画像を取得する。治療計画は専用の計画装置を用いてモンテカルロ法による線量計算が行われ、磁場による線量分布への影響を含んだ結果を得ることが出来る。線量検証では MR 対応の 3 次元検出器や電離箱を用いる。治療では MR 画像による位置照合、当日の MR 画像を用いた予測線量の確認、MR シネ撮影によるトラッキングをしながら照射を行う。また、位置照合画像を用いて、当日に合わせた IMRT の再最適化等の治療計画変更を行うオンラインアダプティブ治療²⁾が可能である。

現状、当院ではオンラインアダプティブは行っておらず、放射線治療医や医学物理士と連携し、運用や線量検証法の確立を目指している。今後の MR 一体型放射線治療装置は MR-LINAC 化による線量分布の改善や、一体型の特徴を活かした MR の画像診断としての利用法の開発が期待される。

1) Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2015 Jul 15;92(4):771-8.

2) Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2016 Dec 1;96(5):1078-1086.

再照射

医療法人新明会 都島放射線科クリニック 呉 隆進

はじめに

放射線腫瘍医として対応が困難な問題の一つに、他に治療選択肢がない既照射部位の局所再発に対する再照射がある。従来の常識では一度放射線治療を施行した部位への再照射は禁忌と認識されているが、初回治療からの潜在的な放射線障害の **long-term recovery** に対する研究の進展や高精度な放射線治療技術の登場により、再照射の検討も可能な時代となりつつある。近年では世界的にも再照射の報告が増えている状況であるが、そのほとんどは頭頸部に対するものである¹⁾。都島放射線科クリニックは 2007 年より再照射を開始し、2016 年までに 460 件の再照射（完全照射野内再発に対する再照射）を行ってきた。その内訳は頭頸部 3 割、胸部 3 割、脊椎 2 割、腹部骨盤 2 割であり、全身に偏りのない再照射を施行している。（Fig.1, Fig.2）

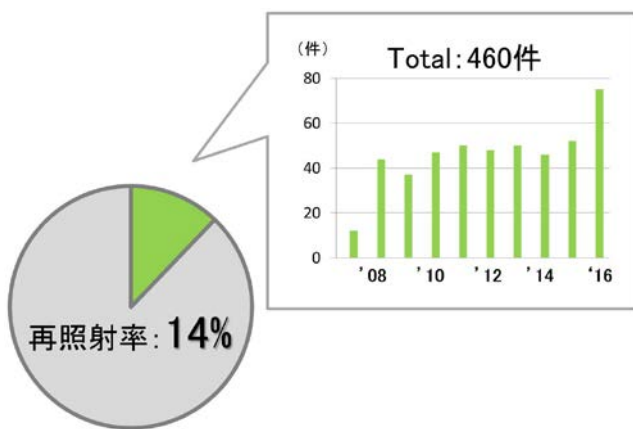


Fig. 1 都島放射線科クリニックでの根治的再照射件数推移

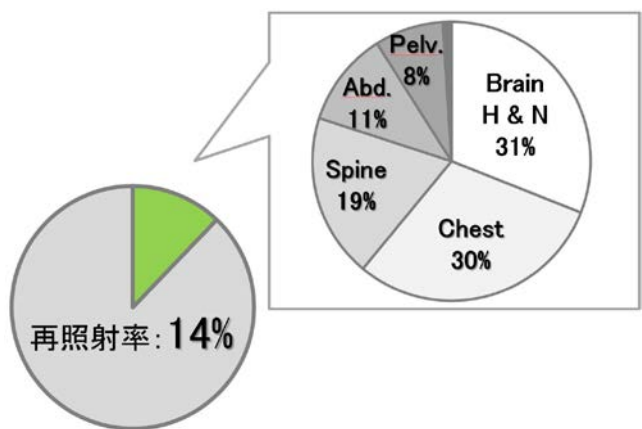


Fig. 2 都島放射線科クリニックでの根治的再照射部位

再照射が可能かどうかの決定にはいろいろと複雑な要因が考えられるが、代表的なものとしては、腫瘍の種類、腫瘍の位置や体積、危険臓器との位置関係や臓器タイプ、初回投与線量、初回照射から再照射までの期間、初回照射時の障害の程度、患者の予後、他病変の有無などが挙げられる。また放射線治療以外にも動脈塞栓術や手術などが施行されている場合には、ターゲット近傍に重篤な組織障害が潜んでいる場合があり十分な注意を要する。重要なことは患者の病歴を詳細に調査し、再照射部位の組織障害履歴を正確に把握することである。重篤な晩期障害を起こすことなく最大の局所コントロールを得るには妥協は許されず、準備に多大な労力を要するため、再照射に取り組む医師には多職種からのサポート体制が必須となる。

1. 累積耐容線量についての過去の報告

正常組織の耐容線量は再照射における重要な **dose-limiting factor** である。現在までに報告されている耐容線量ガイドラインは日常臨床において参考になるが、正式な線量増加試験により求められた結果ではなく、単一施設でのある疾患の治療を後ろ向きに研究した結果により確立されている。1991年に発表された **Emami paper** は世界のスタンダードとなったが、その後長い間再評価は行われてこなかった。2010年になり3次元的な **dose/volume** 評価も加えられた **QUANTEC review** が発表され、正常組織の耐容線量ガイドラインとして形を整えることになる。しかし、用いられている臨床データは従来のコンベンショナルな放射線治療にもとづいたものであり、寡分割照射での **stereotactic body radiotherapy (SBRT)** や複雑な線量分布での **intensity modulated radiotherapy (IMRT)** などに関する評価はされておらず、また再照射に関する組織の耐容線量については未だに不明な状況である。よって、現時点では再照射における指針は存在しない状況であるため、再照射を施行する際には個別の報告を参考にしなければならない。

以下に再照射の晩期障害に関連する要因について評価された報告の例を紹介する。

- ・ 累積線量 130Gy の治療を初回 - 再照射インターバル 33 カ月で行った 169 名の頭頸部癌患者中、粘膜壊死を 21%、骨壊死を 8% に認めたが、この晩期障害は再照射線量、累積線量、再照射体積、照射間インターバルとの関連性はなく、むしろ手術による血流障害や循環器基礎疾患の有無などとの関連性が示唆された。²⁾
- ・ 初回線量 60Gy、再照射線量 46Gy の治療を初回 - 再照射インターバル 24 カ月で行った 654 名の上咽頭癌患者中、5 年の観察期間で約 50% の患者で何らかの晩期障害を認めたが、照射間インターバルや再照射線量との関連性はなく、初回治療時に出現した障害が再照射後の晩期障害に強く相関していた。^{3) 4)}
- ・ 初回線量 50.4Gy、再照射線量 30~40.8Gy の治療を初回 - 再照射インターバル 24 カ月で行った 103 名の直腸癌患者中、腸閉塞を 15%、直腸狭窄を 2%、重篤な下痢を 17% に認めたが、再照射線量や累積線量との関連性はなく、照射間インターバル (24 カ月以上のインターバルが優れていた) や分割照射法 (過分割照射が単純分割照射よりも優れていた) が相関していた。^{5) 6)}

このような報告は従来の照射技術を用いた緩和的な再照射の成績であるが、初回線量 62Gy で治療後に局所再発した 105 名の頭頸部癌患者の 70% に対し IMRT にて 59.4Gy の再照射を行った報告では、IMRT を用いなかった患者の 2 年局所制御率が 20% であったのに対し、IMRT を用いた場合には 50% と良好な結果であった。そのほかにも同様の報告が散見され、根治的再照射を IMRT で行うことの優位性は明らかであるといえる。

2. 生物学的な視点から根治的再照射を考察する

古典的な分割照射の 4Rs (**repair, redistribution, repopulation, reoxygenation**) の観点から見れば、自然な状態の腫瘍内では血管から遠い位置にある癌細胞は低酸素状態に陥り自然にロスしていくことになるが、分割照射を行うと逆に血管に近い癌細胞のロス率が高くなり、その結果、相対的に再酸素化による自然ロスの割合が低くなる。これがいわゆる加速再増殖の原因となる。このように再酸素化と加速再増殖には密接な関係があり、一般的には全治療期間が 1 カ月を超えると癌細胞の集団内での自然ロスよりも再増殖が優位となり、癌細胞の増殖比率が大きくなり始める。再増殖が始まるのは主に低酸素領域に潜んでいた癌細胞であり、これはすなわち癌幹細胞と言われる分画に属する細胞と考えられる。癌幹細胞は低酸素環境や非常に遅い細胞周期などにより放射線に耐性であり、分割照射により腫瘍内の幹細胞率が高くなると腫瘍制御に必要な根治線量は高くなる。よって、再発腫瘍に対して根治的な治療を目指すのであれば、生物学的な観点から投与線量の増加、全治療期間の短縮はアドバンテージの高い戦略となる。^{7) 8)}

従来の古典的な放射線治療では、期間延長が治療効果に与える影響について数多くの報告が見

受けられる．理論的には前述のように，治療開始後に 5～6 週間の期間を経て腫瘍の加速的な再増殖が始まるため，治療期間がそれ以上延びると治療効果が落ちると考えられている．臨床的にも頭頸部癌，肺癌，膀胱癌などで，治療期間延長による局所再発率の上昇が認められており，特に頭頸部癌では，治療期間が 1 週間延びると 14%，2 週間延びると 26%，3 週間延びると 35% の割合で局所制御率が落ちるという報告もある．⁹⁾

一方，高精度な放射線治療技術の進歩により，脳転移や肺癌，肝癌に対する定位照射では，1 週間以内で治療を完了する 1 回大線量投与による **ablative hypofractionation** が現在の標準的治療となっている．一般的には，細胞の生存率曲線（対数スケール）での直線部分，すなわち 1 回線量が 8Gy 程度以上の線量レベルでは **ablation** を期待した治療を行うことができると考えられている．¹⁰⁾

しかし，寡分割照射による根治的再照射が **ablative** である必要はない．当院でよく用いる 1 回線量域は 3～4Gy 程度の細胞の生存率曲線（対数スケール）での肩部分であり，治療期間も 4 週間以内を目標としている．このような **non-ablative hypofractionation** の線量域では，**linear-quadratic (LQ) model** での簡易的な分割線量計算も大きな誤差なく使うことができ，理論的にも生物学的な治療可能比を向上させることができると考えられる．

従来 **non-ablative hypofractionation** は，古典的な治療技術でも短い治療期間で行える緩和照射として確立された有効な方法である．しかし，高精度な治療技術を用いれば，腫瘍に対する線量集中性を上げ，周辺の正常組織には急峻な線量勾配で線量を下げることにより，根治的な線量投与が可能となる．このような緩和照射から根治照射への移行には，腫瘍に近接する危険臓器に対する高線量から急峻に下降する線量分布や，腫瘍から離れた臓器であっても多方向からのビーム入射による低線量域の広がりを慎重に考慮しなければならない．すなわち，腫瘍と同様に周辺正常組織に関しても，従来の 1 回 2Gy での少ないビーム数を用いた治療とは全く違った視点で評価する必要がある．

3. 臨床的な視点から累積耐容線量を考察する

再照射の解析には精度の高い臨床データの蓄積が必要となるが，われわれは累積線量分布をより正確に評価するため，**DICOM-RT** データを用いた線量分布解析ソフトウェア（**ShioRIS 2.0**）を用いている．本法は，**fraction size** が異なる各照射を **LQ model** を用いた **biological effective dose (BED)** 線量で累積していることや，各照射間のインターバルや体位・臓器の変形を考慮していないことなどの注意点はあがるが，各施設でばらばらに照射されたデータを **DICOM-RT** で統合しているので，多施設間でのデータ共有・蓄積・評価に優れている．

このような方法を用いて，われわれの施設では当初の **IMRT** での再照射症例 111 人(121 部位)の臨床データより，再照射に対する参考条件を決めてきた．121 部位の再照射領域は，脳脊椎：43 部位，頭頸部：36 部位，胸部：27 部位，腹部骨盤：15 部位であり，初回照射の中央値は 50Gy（1 回線量 2Gy），再照射の中央値は 50Gy（1 回線量 4Gy），照射間インターバルの中央値は 15 カ月，再照射体積の中央値は 70cc，**planning target volume (PTV)** 内累積線量の中央値は 214Gy（**BED3**）であった．この内，再照射後 7 カ月の経過観察期間で重篤な有害事象発生を 6%に認めたが，そのすべては複数回の手術歴のある頭頸部への再照射症例であった．

また，われわれの施設では転移性脊椎腫瘍に対する **IMRT** を積極的に行ってきた経験より，脊髄内で急峻な線量勾配を形成する「脊髄打ち抜き照射」による根治線量投与を再照射にも行っている．よって，脊髄に対する耐容線量の考え方も，従来の脊髄全体に均等に照射される状況での制限ではなく，脊髄辺縁の部分的な高線量体積に対する制限へとシフトしてきた．⁽¹¹⁾⁽¹²⁾ 当院にて **IMRT** で治療した脊椎腫瘍 170 例中，照射野内再発に対して再照射を施行した 30 例の治療部位は頸椎 5 例，胸椎 19 例，腰椎 6 例であり，初回照射の中央値は 38Gy（13 回），照射間インターバルの中央値は 13 カ月，再照射の中央値は 50Gy（11 回），再照射体積の中央値は 93cc であった．この内，再照射後 1 年以上（13～36 カ月）の経過が確認できている 5 例の累積脊髄線量の

中央値はそれぞれ BED2 にて, (Dmax) =197Gy (183~241Gy) , D1cc=144Gy (133~154Gy) , V150Gy=0.4cc (0.3~1.1cc) であったが, 脊髄障害を 1 例も認めていない.

以上のような臨床経験より当院では, 照射間インターバルは 1 年以上, 再照射野内に手術歴がないことを再照射適応の原則条件とし, 再照射体積は照射領域別に相対的体積を考慮し, IMRT を用いた PTV 外の急峻な線量分布で, 近接する高線量域 organs at risk (OAR) の線量制約を $D_{\text{微小体積}}$ 150~170Gy 未満としている. (Fig.3)

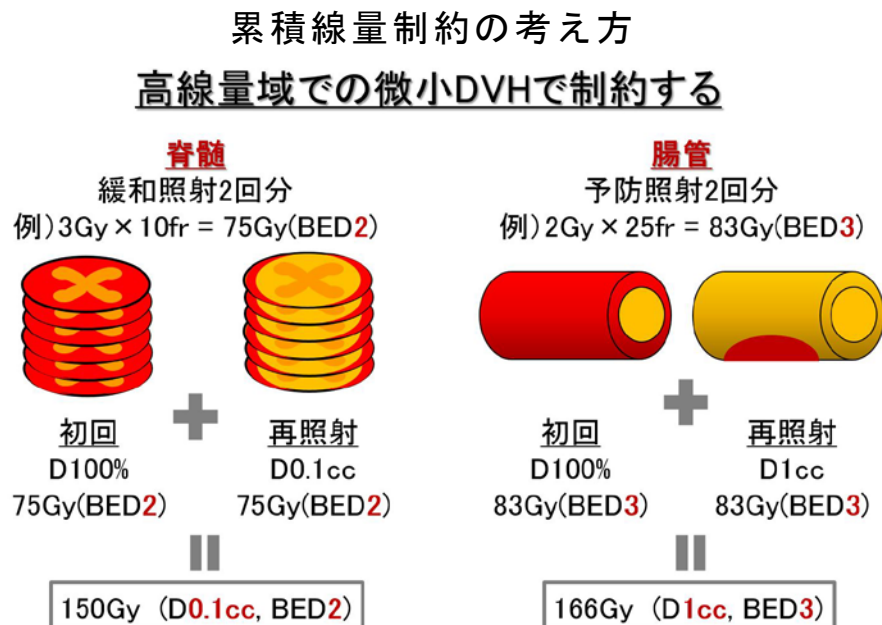


Fig. 3. 根治的再照射を DICOM-RT にて累積線量 (BEDn) を評価する場合, OAR の線量制約は $D_{\text{微小体積}}$ 150~170Gy 未満とする.

4. 根治的再照射の臨床成績

2008 年 1 月より 2014 年 6 月までの 6 年間に当院にて行われた再照射症例 214 例について, 生存率を中心とした成績を紹介する. 解析した 214 例の内訳は, 年齢中央値 61 歳 (5~85 歳), 男性 139 例/女性 75 例, 局所再発に対する再照射 79 例/遠隔転移に対する再照射 135 例, 頭頸部 85 例/胸部 86 例/腹部・骨盤 43 例, 初回照射の投与線量中央値 50Gy/25 回 [BED10:60Gy (12~134Gy)], 再照射の投与線量中央値 60Gy/20 回 [BED10: 78Gy (20~107Gy)], 初回照射と再照射の累積投与線量 BED10: 134Gy (59~215Gy), 初回照射と再照射の間隔中央値 18 カ月 (1~308 ヶ月), 経過観察期間中央値 9 カ月 (1~66 ヶ月) である. (Table 1) Kaplan-Meier method (EZR) を用いた 2 年全生存率は 47% と良好な結果であった. (Fig. 4) Multivariate cox regression analysis を用いた多変量解析の結果, performance status (PS) 2 以上, 晩期障害の発生 (Grade3 以上, common terminology criteria for adverse events: CTCAE ver.3) が再照射後の生存に有意に関連する要因として挙げられ, 患者の全身状態や再照射による障害が生存期間に関わることがわかる. (Table 2) それぞれの因子における 2 年全生存率を Kaplan-Meier method (EZR) を用いて比較すると, PS が 0 の患者で 65%, 1 で 44%, 2 で 28%, 3 で 0% であり (Fig. 5), 晩期障害が Grade2 以下の患者で 49%, Grade3 以上で 30% であった (Fig. 6).

Materials and Methods

214 patients (Miyakojima iGRT Clinic : 01/2008 - 06/2014)

* Age	: 61	(5 - 85)
* Male / Female	: 139 / 75 pts	
* Locoregional / Distant	: 79 / 135 pts	
* H & N / Chest / Abd-Pelv	: 85 / 86 / 43 pts	
* 1 st RT	: 50Gy / 25fr	BED ₁₀ : 60Gy (12-134)
* 2 nd RT	: 60Gy / 20fr	BED ₁₀ : 78Gy (20-107)
* Cumulative BED ₁₀	: 134Gy	(59 - 215)
* Interval of 1 st - 2 nd RT	: 18 months	(1 - 308)
* Follow-up	: 9 months	(1 - 66)
* Common Terminology Criteria for Adverse Events (ver.3)		
* Kaplan-Meier method (EZR)		
* Multivariate Cox regression analysis		

Table 1. 2008 年 1 月より 2014 年 6 月までの 6 年間に当院にて行われた再照射症例 214 例

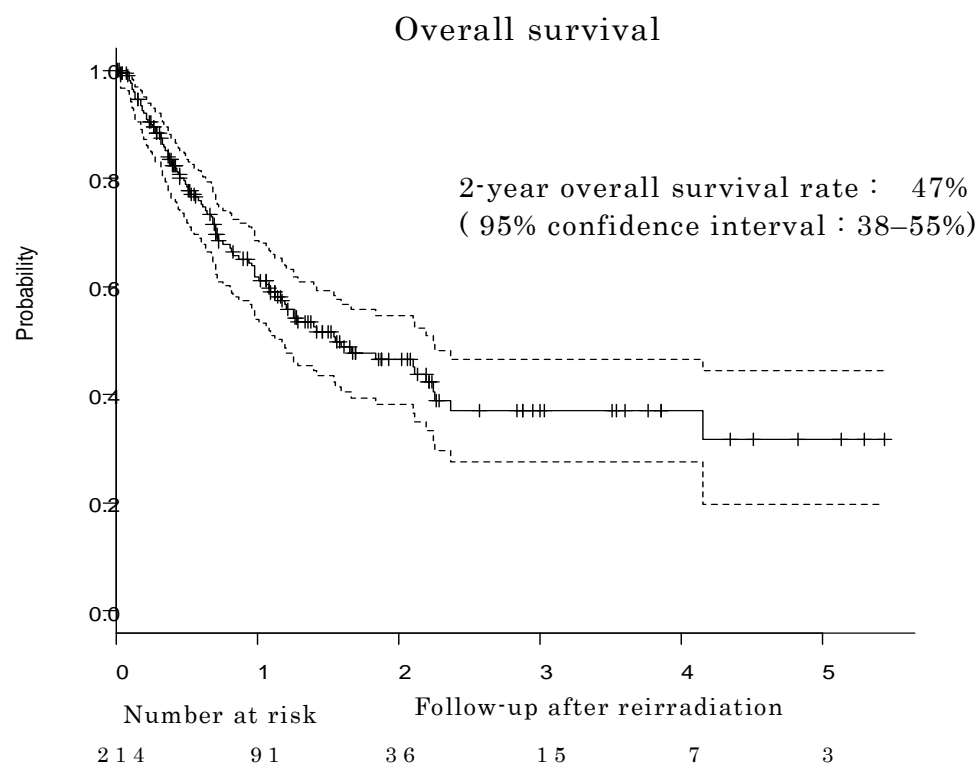


Fig.4 根治的再照射を行った全 214 例の生存率曲線

Multivariate analysis : OS

Covariate		HR	95% CI	p
PS	(≥ 2)	2.75	1.71-4.44	0.000
Late toxicity	(\geq Grade3)	2.32	1.25-4.29	0.008
Tumor response	(in-field failure)	0.52	0.26-1.07	0.076
Stage	(Distant recurrence)	1.41	0.87-2.30	0.163
Age	(≥ 60)	1.33	0.85-2.10	0.217
Gender	(male)	1.20	0.75-1.93	0.456
2 nd RT dose	(\geq BED ₁₀ 80Gy)	0.84	0.52-1.35	0.476

Table 2. Multivariate cox regression analysis を用いた多変量解析の結果，PS（2 以上），晩期障害の発生（Grade3 以上）が再照射後の生存に有意に関連する要因として挙げられる。

Overall survival

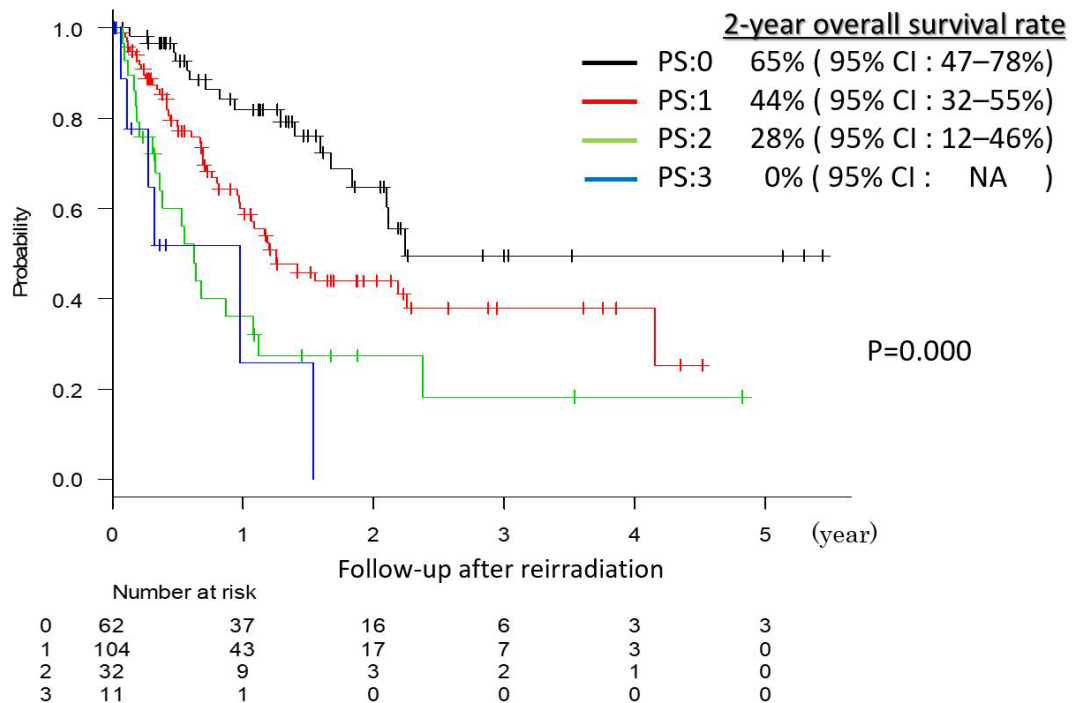


Fig.5. 全身状態別による再照射後の生存率の比較

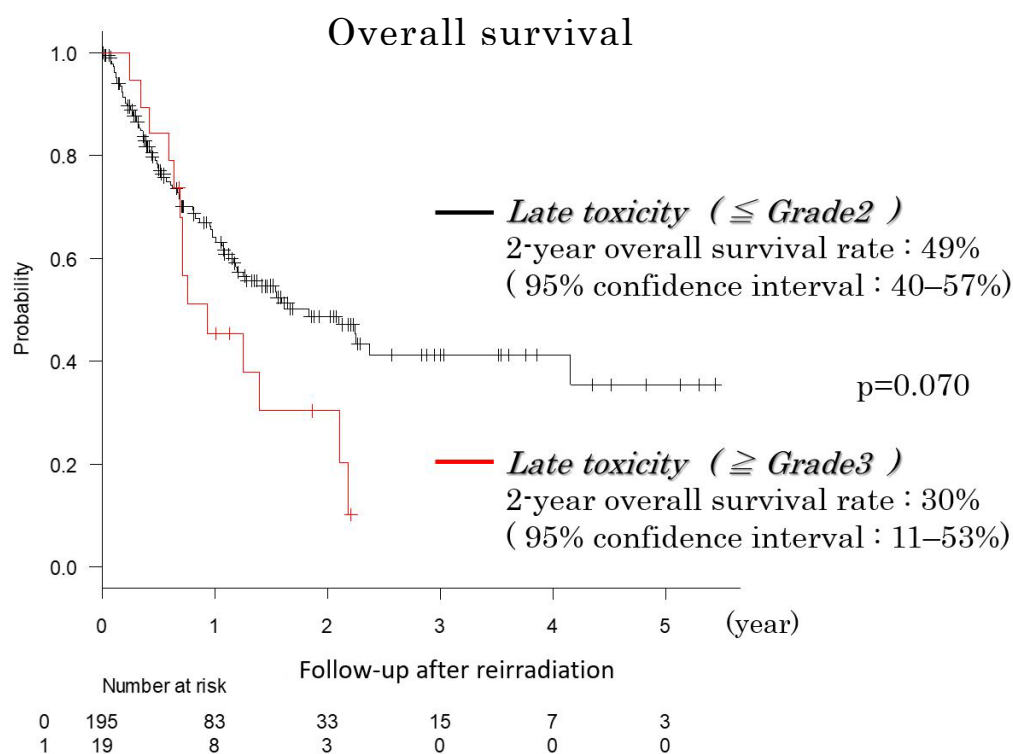


Fig.6. 晩期障害の程度による再照射後の生存率の比較

なお，再照射後に重篤な晩期障害（Grade3 以上）を起こした患者は全 214 人中 19 人（9％）であった．その内訳は頭頸部 11 人（頭頸部再照射の中で 13％の発生率），胸部 4 人（胸部再照射の中で 5％の発生率），腹部・骨盤 4 人（腹部・骨盤再照射の中で 9％の発生率）であり，頭頸部への再照射において重篤な晩期障害が発生する確率が高い傾向が見られた（Fig. 7）．全 214 人の再照射後の経過観察中，死亡が確認されたのは 92 人であり，死因の内訳は癌の進行 65 人（70％），再照射後の重篤な晩期障害 9 人（10％），癌に関連しないその他の原因 18 人（20％）であった．

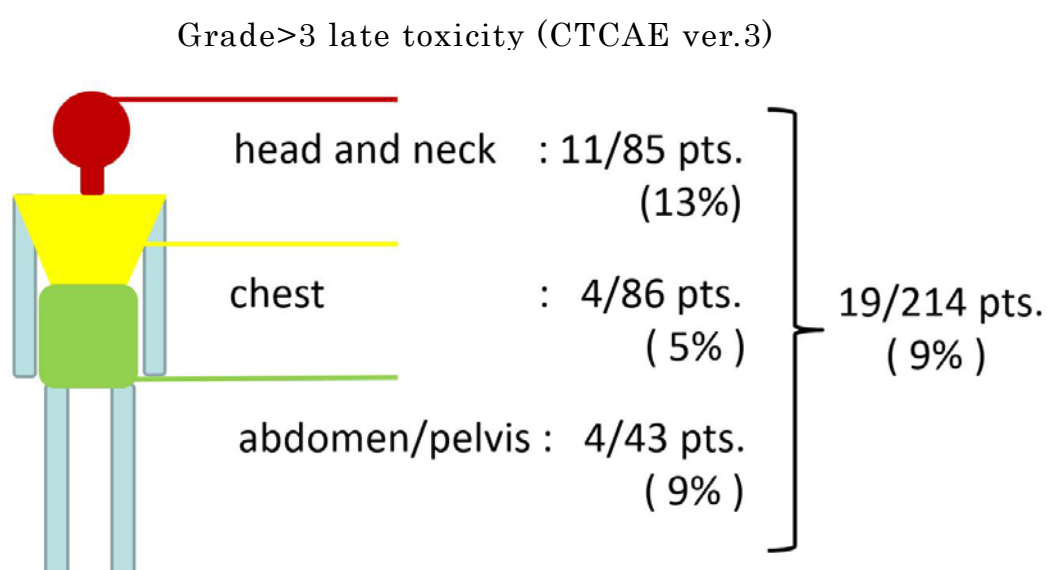


Fig.7. 再照射部位別による重篤な晩期障害の発生比較

癌の進行により死亡した 65 人の患者の内、再照射野内からの局所再々発が死因となったのは 13 人であり、残りの 52 人は再照射野外での遠隔転移病変の増悪による死亡であった。(Table 3)

以上、当院で 2008 年 1 月より 2014 年 6 月の 6 年間に行われた根治的再照射の臨床成績は、経過観察期間 9 カ月での 2 年全生存率 47%、重篤な障害発生率 9%、再照射野内再々発率 12% と良好な結果であり、IMRT を用いた根治的再照射は再発癌患者にとって有効な治療法である可能性を見出すことができる。

Cause of 92 patient deaths	
<u>Disease progression</u>	<u>65 / 92 (70 %)</u>
Local failure (in-field)	10
Distant failure (out-field)	52
Local & distant failure	3
<u>Late complications</u>	<u>9 / 92 (10 %)</u>
Head & neck	4
Chest	2
Abdomen & pelvis	3
<u>Other causes</u>	<u>18 / 92 (20 %)</u>

Table 3. 再照射症例 214 例中、死亡確認された 92 例の死因内訳

おわりに

都島放射線科クリニックでは、根治的再照射を PTV 外線量を急峻に落とした non-ablative hypofractionation (IMRT) にて行っている。fraction size が異なる各照射を LQ model による BED 線量にて DICOM-RT を用いて累積し、累積 OAR 線量 (BEDn) は、D_{微小体積} 150~170Gy 未満にて制約している。本法での臨床成績は 214 人の 9 カ月の経過解析で、局所再発 12%、晩期障害 (Grade3 以上) は 9%であり、根治的再照射は再発癌患者にとって有効な治療法である可能性を見出すことができる。

参考文献

- 1) Nieder C, et al.: Increasing frequency of reirradiation studies in radiation oncology: systematic review of highly cited articles, Am J Cancer Res, 2013; 3: 152-158.
- 2) De Crevoisier R, et al.: Full-dose reirradiation for unresectable head and neck carcinoma: experience at the Gustave-Roussy Institute in series of 169 patients, J Clin Oncol, 1998; 16: 3556-3562.
- 3) Lee AW, et al.: Reirradiation for recurrent nasopharyngeal carcinoma: factors affecting the therapeutic ratio and ways for improvement, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1997, 38, 43-52.
- 4) Lee AW, et al.: Total biological effect on late reactive tissues following reirradiation for recurrent nasopharyngeal carcinoma, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, 46, 865-872.
- 5) Lingareddy V, et al.: Palliative reirradiation for recurrent rectal cancer, Int J Radiat Oncol

Biol Phys, 1997, 38, 785-790.

6) Mohiuddin M, et al.: Long-term results of reirradiation for patients with recurrent rectal carcinoma, *Cancer*, 2002, 95, 1144-1150.

7) John J. Kim and Ian F. Tannock: Repopulation of cancer cells during therapy: an important cause of treatment failure, *Nature Reviews Cancer*, 2005, 5, 516-525.

8) Michael Baumann, Mechthild Krause and Richard Hill: Exploring the role of cancer stem cells in radioresistance, *Nature Reviews Cancer*, 2008, 8, 545-554.

9) John F. Fowler and Mary J. Lindstrom: Loss of local control with prolongation in radiotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1992, 23 (2) , 457-467.

10) John P. Kirkpatrick, Jeffrey J. Meyer and Lawrence B. Marks: The linear-quadratic model is inappropriate to model high dose per fraction effects in radiosurgery, *Seminars in Radiation Oncology*, 2008, 18, 240-243

11) Rades D, et al.: Spinal reirradiation after short-course RT for metastatic spinal cord compressin, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 63, 872-875.

12) Nieder C, et al.: Update of human spinal cord reirradiation tolerance based on additional data from 38 patients, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2006, 66, 1446-1449.

放射線治療に関わる看護の知識

広島県立広島がん高精度放射線治療センター 岩波 由美子

看護とは「患者自身の持つ、治ろう・良くなろうとする力を最大限に引き出すための働きかけ」であると考え、放射線治療部門の看護師は、患者が安全・確実な治療を受けられるよう環境を整え、不安の増大なく治療に臨めるよう支援している。

日本国内の放射線治療施設において、看護師配置のない施設は依然多い。配置されていても専任でなかったり、他部署との兼任や処置を要する時間帯だけの配置であったりと、十分に看護が生かされていない現状にある。この状況下で、医師・診療放射線技師が看護師役割を代行することもある。特に診療放射線技師は、毎日の照射業務に携わっている中で、患者の心理的問題や有害事象・再現性担保への介入に困難を感じることも多い。日々の業務において、看護師の役割を遂行する上で必要な知識について提示する。

1. 意思決定支援

患者はがんと診断を受けた時点から『がんサバイバー』となり、「サバイバーシップ；がんと共生し克服し、それと共に生き抜いていくという経験」を歩むこととなる。がんサバイバーは各段階において様々な困難に直面することとなり（表1）、段階に応じて望まれる看護支援内容も異なる（表2）。

がん診断直後には、生命の危機に際し不安・混乱・悲嘆にある中で、初回の治療方法に関する意思決定を迫られる。それから間もなく放射線治療が始まることもあり、照射開始時には未だ不安定な心理状態にあることも多い。初診・治療計画画像取得の段階から、患者自身が十分に納得し、安心して治療に臨めるよう、意思決定支援・情報提供しながら、伴走者としてサポートしていくことが望まれる。

表1 サバイバーが直面する困難

サバイバーが直面する困難

- 治療継続・中止の決定に迷う
- 身体変化に再発への恐怖がある
- 治療・喪失体験から、否認・無力感が続く
- 人生を再考するが、治療・病状からできない
- 治療・がんへ否定的感情（混乱・後悔・怒り）
- うつ的な気分
- フォローアップ時期は集中的サポートが少なくなる

表2 サバイバーへの看護支援

サバイバーシップ・看護支援

- 急性期の生存の時期 がんの発見・診断から治療終了
意思決定支援、情報提供、伴走者として
- 延長された生存の時間 病気が治療に反応した時から
変化する自分を認める：継続的サポート
- 長期的に安定した生存の時期 変化のない時期
セルフケア促進、回復力の助長
- 終末期の生存の時期 死にゆくこと
人生の意味、周囲との関係

意思決定支援として、意思決定のニーズの明確化、知識の提供、価値観の明確化などが挙げられる。効果的に介入するためには、初診時から治療中・治療終了後にわたり、

各診療科・部門の多職種が連携して継続的に関わることが重要である。患者は放射線治療が終了した後も『がんサバイバー』として生活していく。治療後に自身の意思決定を肯定できることは、自己効力感を強めることに繋がり、その後も前向きに生活していくための糧となる。

2. 不安の緩和

1) がん患者の特徴

がん患者の特徴として、「喪失に伴う脅威、あるいは喪失し、対処するには知識や経験・サポートがなく、方策を持っていないときに体験する」、『危機：Crisis』という心理学的概念がある。「危機」に際して「①衝撃の段階」「②防御的退行の段階」「③承認の段階」「④適応の段階」の4段階のステップを体験するが、①から③の段階において心理的に「防衛機制」が働き、問題行動・逸脱行動とも見受けられる行動を取ることがある（表3）。これは、自身の精神的安定を図ろうとするために、患者が無意識に周囲へ援助を求める結果としての行動で、いくつかのパターンが挙げられる。

表3 防衛機制

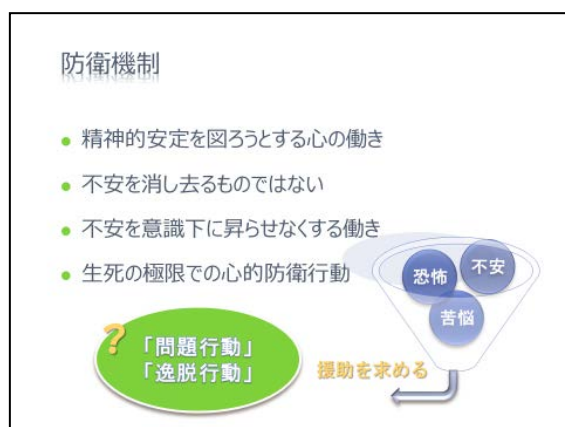
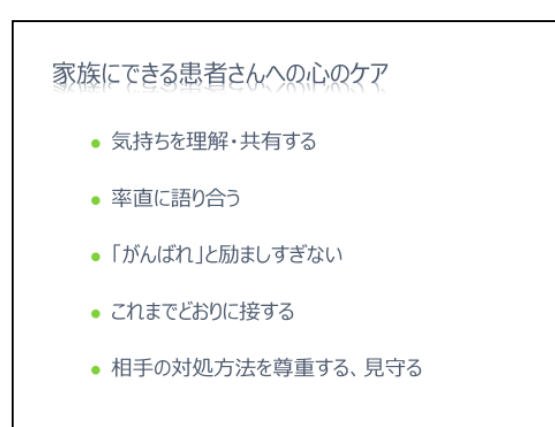


表4 家族による心のケア



- ◆ 抑圧－現実を受け入れず、忘れたかのように行動する。一旦感情表出すると自己崩壊すると恐れる
- ◆ 否認－病状を認めず、健康人のように振舞う。医療者の指示に反する。
- ◆ 置換え－やり場のない感情を医療者に向ける。
- ◆ 退行－迫る死や苦境を直視できない。無力状態。
- ◆ 知性化－自分を完全に納得させることで、不安や苦悩を乗り越えようとする。

これらの行動への対応に、医療者は困難を感じることも多い。場合によっては「問題患者」と認識されることもある。しかしこれらの行動は、不安の強い状況におかれた患者が、不安を意識下に昇らせなくするために無意識に取る行動の結果である。そのことを考察し、患者の苦悩を理解しようとする必要がある。

また、多くの家族が、患者の最も近くで最も長い時間サポートしている。放射線治療に付き添う家族から「どう対応したら良いのか分からない」と相談されることも多い。患者の思いを理解しようとする姿勢を持つ、励ましすぎない、などの具体的対応を提示することも重要だが（表4）、苦悩する家族自身を患者同様にサポートする必要がある。

2) コミュニケーション

治療中の患者は、死の恐怖や予期不安、過去への否定・後悔、心理的な視野狭窄、自己評価の低下、孤立感などの心理状態を経験する。初めて出会う医療者とのコミュニケーションの中で、心理的・物理的問題解決を図ろうとするが、医学用語への理解

不足や、医療者への遠慮から、疑問や思いを表出することに困難を感じている。多くの思いや困難を抱えた患者と関わる際の姿勢として、傾聴と共感が効果的コミュニケーションを助長する（表5 表6）。傾聴・共感により、患者は自己への関心を持たれていると感じ、相手に信頼をおき始める第一歩となる。そして、話したい・相談したいと感じる相手に、思いや疑問を表出する中で自身の問題の明確化・解決を図ることができる。

表5 傾聴

<p>効果的な傾聴</p> <p>①話しやすいように促す</p> <ul style="list-style-type: none"> ● うなずく、間をおく、微笑む ● 「はい」「もっと話してください」 ● 目線を合わせる <p>⇔ 緊張・話しにくい時は、少し目をそらす</p> <p>②短い沈黙に耐える</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 沈黙をすぐに破らず耐える ● 「今、何を考えていましたか？」 <p>③言いにくいことに耳を傾ける</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 「お話しにくいことですか？」
--

表6 共感

<p>共感</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 患者の隠された思考や感情に入り、自分自身を見失わずに、相手の気持ちを自分自身のものとして受け取る ● 相手を理解しようとするときに重要な概念 <p>① 一度、相手と同じ気持ちになる</p> <p>② 自分の位置に立ち戻る</p> <p>③ 「あなたの気持ちはこのように伝わった」ということを相手に伝える</p>

また、医療者にはいくつかのコミュニケーションスキルを身につける必要がある。

その1つとして『NURSE』がある。

- ◆ Naming：命名－患者自身の感情の中に起きていることを明確にするため、形容詞で命名する
- ◆ Understanding：理解－患者の感情を理解できる事を伝え、受入れ、関係を構築する
- ◆ Respecting：承認－感情だけでなく、姿勢・態度・人格等を含めて承認する
- ◆ Supporting：指示－医療スタッフが患者を援助したい姿勢・パートナーシップを表明する
- ◆ Exploring：探索－患者の話すいくつかの感情に焦点を当てて尋ね、共感を深める

これらのスキルを活用し、患者の訴えを傾聴し、受容・共感していく。患者の全てを理解することは困難だが、患者が医療者に対して「自分を理解しようとしてくれている」「いつも支えようとしてくれている」と感じることができれば、孤独や不安は少なからず緩和する。

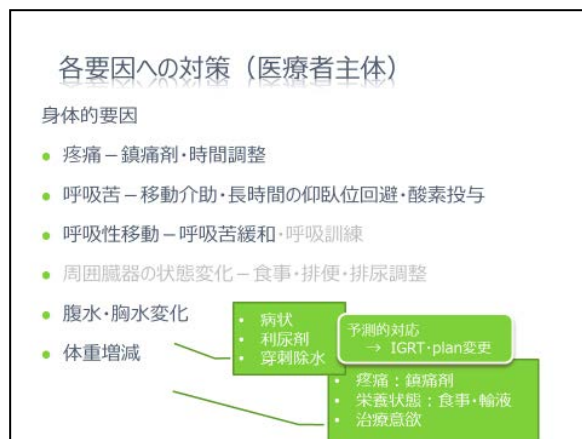
3. 有害事象ケア・再現性の担保

有害事象と再現性に関するリスク因子には、身体的要因と心理的要因がある。それぞれのリスク因子への対策として、患者主体のセルフケアによって管理するものと、医療者主体で管理するものとに分けられる（表7 表8）。

表7 リスク因子への対策（患者主体）



表6 リスク因子への対策（医療者主体）



1) セルフケア

患者自身の対応により有害事象予防・再現性担保が図れる因子として、疼痛に対する事前の鎮痛薬使用や、呼吸性移動に対する呼吸停止訓練、排便・ガスのコントロールなどが挙げられる。

『セルフケア』とは「学習された、自発的に行う自己節制的な行為・機能であり、ひとりひとりが管理・意図して実施すること」である。効果的な患者セルフケア指導に必要な情報として、理解度・具体的イメージ能力、治療意欲、性格特性、生活パターン、治療・通院パターンなどがある。これらを把握した上で、個人に応じた指導方法を検討する必要がある。指導の対象は患者のみに限定せず、どのレベルまでセルフケア可能かをアセスメントし、家族などの人的資源による支援の要否を判断する。そして『支持・教育的看護システム』『一部代償的看護システム』『全代償的看護システム』を選択し、より個別性の高い指導を効果的に実施することが望まれる。

2) 医療者からの介入

患者自身の行動だけでは対処困難な因子として、セルフケア能力が低い患者の疼痛管理などだけでなく、水分出納変化による体型変化や、病状・処置による腹水・胸水量変化などの病状・治療による回避困難な事象が挙げられる。これらの事象は、腫瘍位置の移動を伴い、治療効果の低下・有害事象リスク増大の可能性がある。最も効果的な治療を、より安全に安楽に完遂するために、医療者はこれらのリスク因子に対して予測的に対応する準備をしておく必要がある（表9）。

頭頸部疾患患者でよく経験するパターンとして、プラチナ製剤による化学療法併用に伴う体重増減がある。プラチナ製剤は嘔気リスクが高いことから、低栄養・脱水による体重減少を生じやすい。また同時に、腎機能低下リスクを低減するための大量輸液負荷により、投与日から数日は体重増加（サードスペースへの水分貯留）が生じ、一週間以降には除水され体重減少が生じる。投与後1－2週間のうちに大きく体重が変動すると共に、2コース目、3コース目には、照射に伴う粘膜炎増強により経口摂取が困難となり体重減少が進む（図1）。この様に、治療計画CT撮像時から治療終了までに、ターゲット移動を伴う体型変化がほぼ必須であると予測される。医療者が栄養管理・輸液管理や粘膜炎ケアを行うことで、患者の体型変化軽減への一助とはなるが、計画変更を余儀なくされるケースも多い。CBCTでの照合や再計画検討・スケジューリングを予測的にタイミングよく行うためには、患者の治療予定を把握し、体型変化リスクを治療予定・患者個人の因子から予測して、各職種が情報共有しておく必

要がある。診療放射線技師の立場では、放射線治療以外の治療予定やその進捗状況を把握するのは困難なことが多い。治療部門に看護師配置がない場合でも、入院病棟や紹介元診療科の看護師に情報提供を依頼することにより、これらの問題は解決できる。

表 9 医療者からの予測的介入

医療者からの予測的介入	
● 体重増減	
● 化学療法－食欲低下・浮腫・利尿	
● 粘膜炎－口腔ケア・疼痛コントロール	
● 胸水・腹水変化	
● 病状：肝機能・腎機能	
● 処置－利尿剤・穿刺排出	
● 疼痛	
● 病変・疼痛部位	
● 処置－疼痛コントロール	

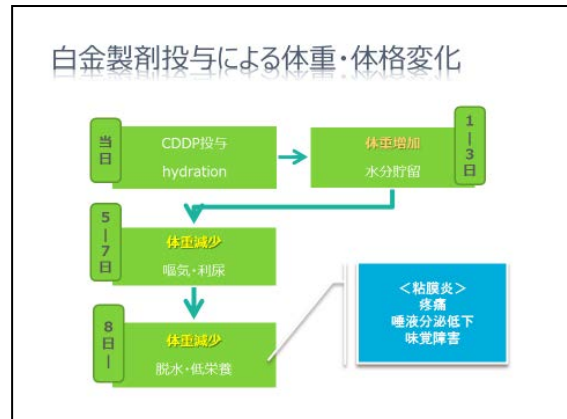


図 1 プラチナ製剤による体重・体格変化

3) 各診療科・他チームとの連携

放射線治療を受ける患者には、主診療科と放射線治療部門だけでなく、多くの診療科・各チームが介入している。再現性を担保し、最大限の照射効果を図るためには、あらゆる医療スタッフの支援が必要となる。各診療科・チームと連携することで、多くの情報を容易に共有することができる。そして、協同して対応を検討し、同じ方向性を持って適材適所の医療スタッフが効果的に介入することができる。看護師はほとんどの診療科・チームに配置されているため、有効に活用いただきたい。

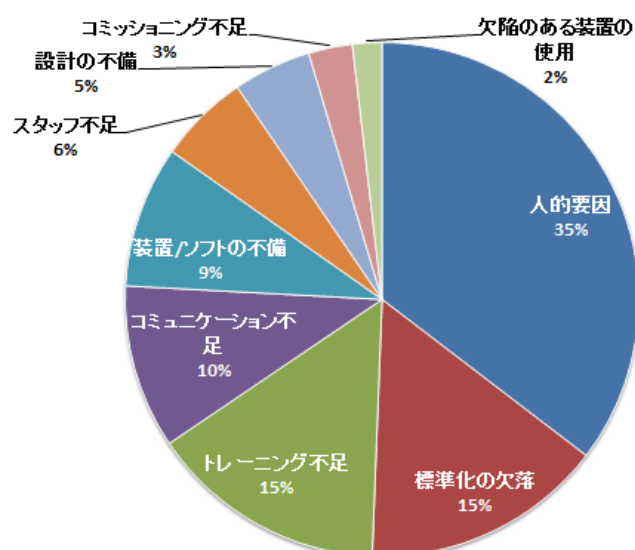
我々が関わる患者は、放射線治療終了後もがんサバイバーとしての生活を続けていく。引き続き治療を継続する、もしくは一時治療を終了し経過観察となる、いずれにおいても放射線治療部門のスタッフが関わる機会は減少する。そのため、照射後の有害事象や、照射中からの社会心理的問題に対するサポートは、主診療科スタッフに引き継ぐ必要がある。照射中からの連携により、より予測的・継続的な患者支援が可能となると考える。

放射線治療におけるリスク解析

大阪大学医学部附属病院 太田 誠一

近年の放射線治療の安全に関する動向

この10年の間に放射線治療の安全性に関する報告書が多く発刊されている¹⁻⁴⁾。世界保健機構（WHO）発刊の Radiotherapy Risk Profile には、1976年から2007年までの約30年間に発生したインシデント（インシデントとは患者に危害がおよんだアクシデントおよび事前に発見されたニアミスの両方を含む意図とする）報告がまとめられている¹⁾。このWHOの報告書に記されるアクシデントのうち、55%が治療計画の過程で発生しており、残りの45%はコミショニングや情報伝達や照射の過程で発生している。また、ニアミス事例のうち、9%が治療計画の過程、38%が情報転送や伝達の過程、18%が照射、35%が線量処方やシミュレーション患者セットアップなどの過程で起こっている。時代が進むにつれ、不注意によるデータの取り違いや連絡漏れ等、主にヒューマンエラーによるインシデントが増加の傾向にある。また、2016年発刊された米国医学物理学会タスクグループレポート100（AAPM TG-100）では、Intensity modulated radiotherapy(IMRT)におけるリスクの検討がなされており(Fig.1)、このレポートにおいても、人的要因、標準化の欠落、トレーニング不足などによる失敗がインシデントの主な原因となり得るとされている⁴⁾。装置やソフトウェア自体の不備や不具合に加え、ヒューマンエラーに関連する事象にもさらなる注意が必要である。



放射線治療の業務負荷とストレス要因を調査した報告では、おもなストレス要因は中断（41%）、時間的要因（17%）、技術的要因（14%）、共同作業の要因（12%）、患者要因（9%）、環境要因（7%）が挙げられている。また、業務負荷と WHO 報告書の放射線治療のインシデント発生頻度の間に相関があると述べられている(Fig.2)⁵⁾。このことから安全性向上のためのワークフローの検討やスタッフの適切な配置などへの配慮も重要である。

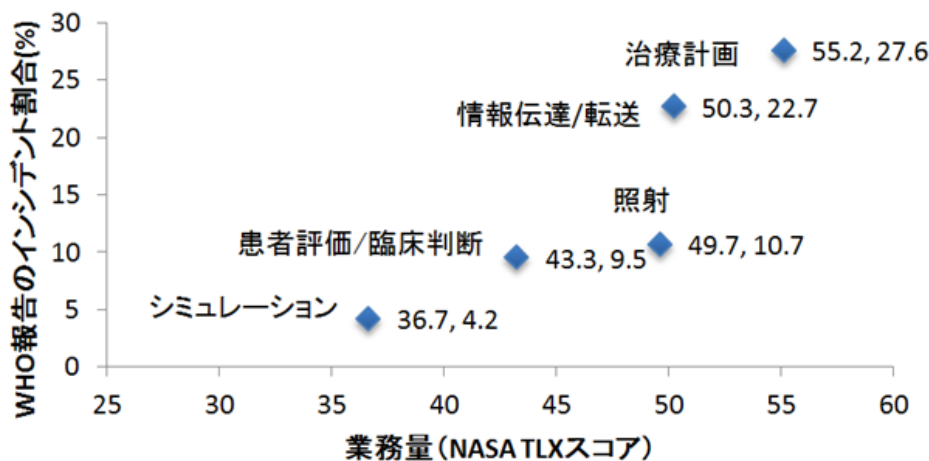


Fig.2 業務量(ストレス)とインシデントの関係(文献 5 の図を改編)

リスクマネジメントとアセスメント

リスクマネジメントのプロセスを行うためには、まず、解決すべき課題、めざすべき目標の設定を行う必要がある。JIS Q 31010：2012（IEC/ISO 31010：2009）リスクマネジメント-リスクアセスメント技法によれば、下記に示すようなリスクアセスメント（リスクの特定、分析、評価等）を行い、状況を把握したうえで、チーム内での議論を通じ対応を検討し、継続したモニタリングを行う事が示されている。また、リスクアセスメントとは、以下に示す基本的な問いに答えることを企画する事とされている。

- ① どのようなことが起こる可能性があり、なぜ起こるのか
- ② 結果は何か。
- ③ 将来起きる発生確率はどの程度か。
- ④ リスクのもたらす結果を緩和又はリスクの確からしさを低減するファクタが何かあるか。
- ⑤ リスクのレベルは許容又は受容可能か、更なる対応が必要か。

これらの内、①および②については、前述のレポート等¹⁻⁵⁾が参考となる。③の発生確率について、組織の体制などに影響されるためあまり明確ではなく、経験やコンセンサスによるのが現状と考える。総合的な検討のために、AAPM TG-100 ではリスクアセスメントを行うためのツールが示されており、これについては後述する。

AAPM TG-100 に示されるリスクマネジメント手法

AAPM TG-100 は、他のレポートが焦点を当てる装置に関する技術的内容ではなく、放射線治療におけるプロセスの脆弱性や多様性に起因して安全を損ないうる事象に注目している。具体的には、前向き（プロスペクティブ）なリスクの評価、治療のプロセスと各施設に特化したリスク解析とマネジメントの方法、一般的な IMRT での適応例が示されている。リスクアセスメントの手法には様々な方法があるが、TG-100 では、(1)プロセスマッピング、(2)Fault Tree Analysis(FTA)、(3)Failure Mode Effect Analysis (FMEA)、(4)これらにより評価された優先順位の高い項目に対す

るクオリティマネジメントを採用し、特に FTA と FMEA が最も効率的なアプローチであろうとしている。

(1)プロセスマッピング

フローの作成は、各個別プロセスの可視化し、前段階のプロセスと後につづくプロセスの関連を検討するのに有用である。Fig.3 に示すように左から右へと治療のメインのフローがあり、各プロセスの中のサブプロセスについても記載することで詳細を把握する事が可能となる。また、各プロセスの関連として、例えば、Fig.3 の赤矢印に示すように固定具作成は、CT シミュレーションや初回および 2 回目以降の治療に影響しうる。このような全体のプロセスの可視化は、チーム内で議論するうえで重要であり、FMEA を行う上で不可欠である⁴⁾。また、各プロセスを「番地付」することで、プロセスの管理が行いやすい。一般にプロセスは各施設で異なることが多いが、検討するうえで参考になる報告^{2,6,7)}もあるため、そちらも参考にされたい。

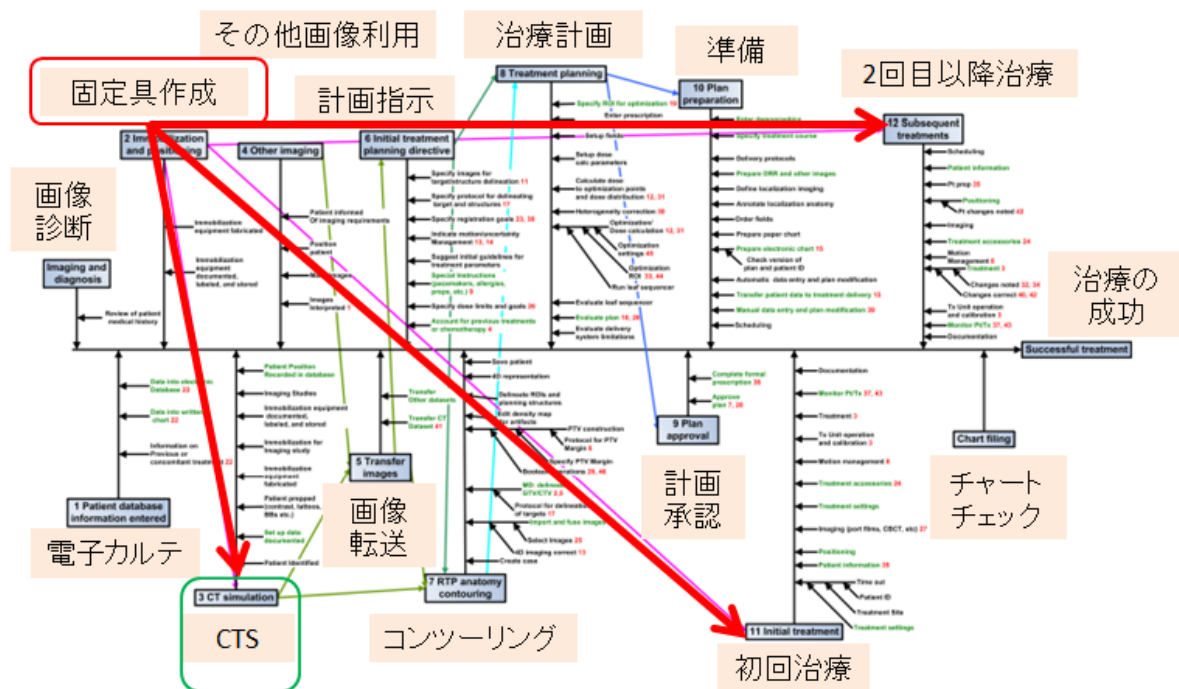


Fig.3 プロセスマップの例 (AAPM TG100 の図を改編)

(2)FTA

FTA は、システムに発生が予測される不具合現象に対して防止対策のために事前解析技法として開発されたが、トラブル発生後に原因を探ることを目的に用いられることも多い。Fig.4 に FTA の一例を示す。実際の治療のフローとしては図中の右から左に進むが、FTA では、発生した結果（インシデント）、つまり図中の左から右の方向（実際のフローとは逆方向）に検討することで原因を追究し、対策を検討する。図中の赤いボックスが「失敗」の内容であるとする、その背景（原因）にはいくつかの理由が考えられ、その例として装置やソフトの不備や人的要因などを示している。なお、図中の基本論理回路記号の OR 回路は、原因となる事象のいずれかが発生した際に「失敗」が起き、または、「失敗」が次のプロセスに伝搬していく事を示している。Fig.5 に「失敗」の原因や「失敗」の伝搬に対する対策を加えたフローを示す。対策は AND 回路で接続されており、対策が不十分であった場合に、次のプロセスに伝搬していく。この例では、装置やソ

フトの不備については、コミショニングを行うことでその発生頻度を下げ、人的要因については、標準化や教育等で、「失敗」が起きる頻度を下げようとしている。それでも、一定の確率で発生するであろう「失敗」の伝搬を防ぐために、あとに続くプロセスにて「失敗」検出する機会を設けている。また、FTA は、対策のタイミングや意義をチーム内で共有するためにも有用であると考ええる。

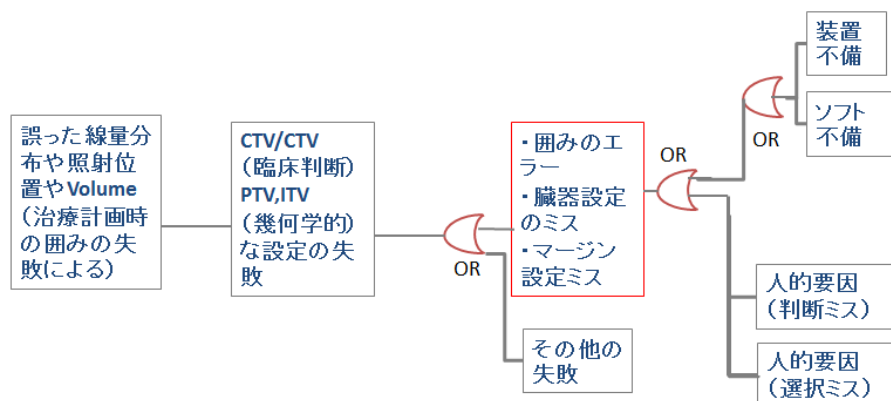


Fig.4 治療計画におけるコントロールやマージン設定の失敗に関する FTA の例

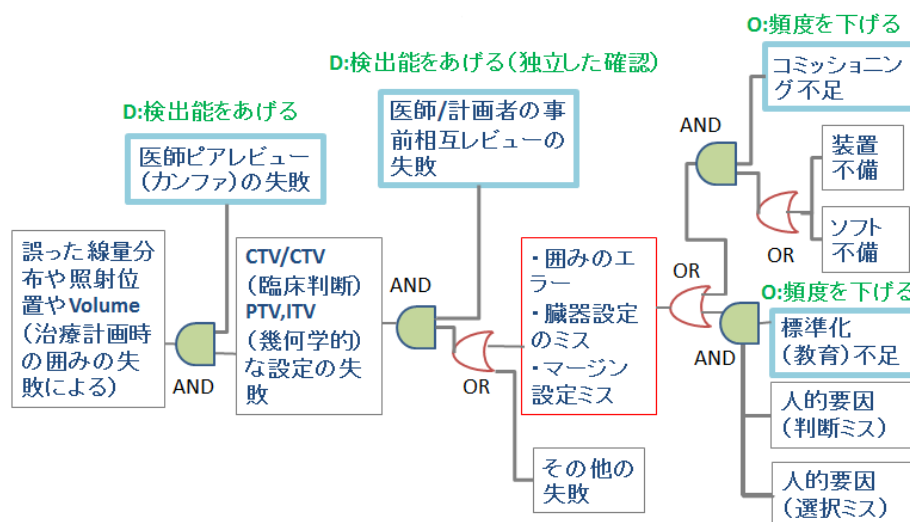


Fig.5 Fig.4 の FTA にクオリティマネジメントを追加した例

(3)FMEA

FMEA は、各プロセスにおいて起こり得る「失敗」の可能性について評価する事を目標としており、この潜在的な「失敗」が潜在的な結果(つまり、潜在的に起こりえるインシデント)に及ぼすインパクトを検討するための手法である。FMEA の実施は、下記の作業を含んでいる。

- ・可能な限り多くの潜在的な「失敗」(FMEA では故障モードと呼ばれる)を可能な限り特定する。
- ・各故障モードの背景にある原因を可能な限り特定する。
- ・Fig.4 のように故障モードが検出されず、あとに続くプロセスでも検出されないと仮定し

て、プロセスの結果(潜在的に起こりえるインシデント)に対する各故障モードの影響を決定する。

FMEA は、下記に示す3つのパラメータ (O, S, D) を数値として与えられており、これにより影響の大きさを定量化可能である。

O (発生頻度) : 特定の故障モードの原因が発生する可能性

S (影響度) : 故障モードが検出または修正されなかった場合の最終的な結果への影響の重み

D (検出難度) : 一定のプロセスの中で、故障モードが検出されない可能性

Fig.6 に示されるように、各パラメータは 10 段階(1:最も軽微, 10:最も重大)で評価され、これらの3つのパラメータを乗じて、リスク優先度数 (Risk Priority Number, RPN) と呼ばれる定量値を得ることが出来る。RPN の範囲は 1-1000 であり、複数存在する故障モードに対して、数値が高い順にランク付けを行い、対応の優先順位づけを行う。ただし、この手法の限界として、特に発生頻度と検出の難度 (D) に関する測定データを示す文献は非常に少なく、また、各パラメータの重みづけは評価者の経験に大きく依存する可能性が挙げられる。よって、現状においては、チーム内の複数の評価者で RPN を算出し、優先順位の高いプロセスについてコンセンサスを得るというのが現実的である。また、高い RPN を示すプロセスだけでなく、高い S (影響度) を示すプロセスに注意を払う事も重要である。TG100 においては、S の数値 8 以上を示すプロセスについては RPN に関わらず注目すべきとしている。

Value	Occurrence(O)		Severity(S)		Detectability(D)
	定性的	頻度 (%)	定性的	カテゴリー	検出できない可能性 (%)
1	ほぼ発生しない	0.01	影響なし		0.01
2		0.02	許容		0.2
3	比較的発生しない	0.05			0.5
4		0.1	マイナーな線量誤差	補正が可能または有意な差が出ないと考えられる(例: 意図より5%以下の差)	1
5		<0.2	耐容線量または過小線量		2
6	時折発生する	<0.5			5
7		<1	重篤な障害の可能性(または過小線量)	線量、位置、ボリューム設定の間違い(例: 意図より5-25%の総線量差)	10
8	繰り返し発生する	<2			15
9		<5	重篤な障害の可能性が高い	線量、位置、ボリューム設定の間違い(例: 意図より25%以上の総線量差)	20
10	必ず発生する	>5	破滅的		>20

Fig.6 AAPM TG100 に示される O, S, D の評価値

最終的には、Fig.7 に示すように、RPN が高いプロセスを特定し、どのような失敗がどのような背景で起こり得て、その結果がどのようなものかを検討することで、クオリティマネジメントにつなげていく必要がある。ここで、O, S, D の数値が整数でないのは複数の評価者の平均を用いているためである。

対応優先順位 (Step#)	サブプロセス (項目#)	作業項目	潜在的な故障 モード	潜在的な失敗 の原因	潜在的な失敗の 結果	発生頻度 (O)	影響度 (S)	検出難度 (D)	RPN (=O*S*D)
1(#31)	4-CTV決定のための 画像取得	6-画像閾値(FDG のSUV等)	腫瘍の認識ミス	トレーニング不足, 意思疎通の齟齬	コントロールの失敗	6.5	7.4	8	388
2(#58)	7-臓器のコンツール	GTV/CTV, その 他のコントロールの 最適化	臓器の囲み間違い, 誤ったマージン	標準化の欠落, 人的 要因, 焦り等	誤ったコントロールと線 量分布(高リスク)	5.3	8.4	7.9	366
3(#204)	12-治療	照射	リニアックのハードウ エア(MLC, MU, プロ ファイル等)	不適切な装置QA, 標 準化の欠落, 人的要 因等	誤った線量, 線量分布, 照射位置等	5.4	8.2	7.2	354

優先順位 プロセスの特定 「作業失敗」と「根本原因」と「結果」
(Fault Tree Analysis: FTAの利用)

プロセスマップと
ステップ管理番号

O: Occurrence
失敗が起こる頻度
S: Severity
失敗のインパクト(影響度)
D: Detectability
失敗を検出できない可能性

Fig.7 各プロセスにおける潜在的な失敗(故障モード)と影響と結果および RPN 値
(AAPM TG-100 の表を改編)

(4)クオリティマネジメントの実施

事前のリスクアセスメントにより、破滅的な状況を回避する事は重要である. TG100 においては, 216 の故障モードが特定され, RPN の上位 3 つは腫瘍の認識ミス, 続いて GTV/CTV のコンツールミスおよびリニアック等装置の不具合とされている.

発生工程	内容	件数	割合(%)
治療計画	標的設定、予防照射領域の設定(軽微な変更が必要) 以前の照射部位の左右間違い(一部領域が過剰照射)	33	1.4
	治療スケジュール口頭での曖昧な指示	2	0.1
	コミュニケーション不足による意図しない計画を承認	1	0.04
照射	謝った位置照合による不正確な位置での照射 固定具の間違いによる不正確な位置への照射 意図しない操作による不正確な位置への照射	5	0.2
	照射すべきビームを照射せずに照射終了(1回のみ)	2	0.1
	あやまった位置(距離)での電子線照射	1	0.04
	患者のモニタリング不足による誤った位置での照射の可能性	1	0.04
	設定と異なる方向からの照射(ソフトウェアの安全機構をオーバーライド)	1	0.04

Fig.8 2012-2015 年に発生したインシデントと施行治療コース総数に対する割合

発生工程	対策
治療計画	<ul style="list-style-type: none"> ・複数の放射線腫瘍医の事前確認 ・カンファレンスを週1回から2回に ・指導医、カンファレンスでの継続した教育体制
	・週1回の治療スケジュールの確認と問い合わせ
	・連絡方法の確認取り決め
照射	<ul style="list-style-type: none"> ・照射業務のフローの整理 (毎回の治療終了時のタイムアウト、行為の声だし確認など) ・照射業務研修会の開催(年1回)、固定具取り扱い研修会の開催(年2回) ・朝礼での情報共有(複雑な照射等の情報共有) ・手順の多い複雑な照射については、初回治療日の複数職種での確認(朝礼で確認)
	<ul style="list-style-type: none"> ・照射記録での治療終了確認 ・治療計画手法の改善(照射時の流れを加味した全脳全脊椎照射など)
	<ul style="list-style-type: none"> ・監視モニタの追加(装置死角をなくす) ・照射中の合図の確認

Fig.9 インシデントに対する対策の例

Fig.8 および 9 に当院にて発生したインシデント内容と発生割合および対策を示す。こちらは事前の予測ではなく、実際に発生したインシデントになるが、TG100 の上位ランクに示される GTV/CTV の設定に関するインシデントの割合が多いことがわかる。この追加対策としては、特に定位などの少分割の照射では、治療前の複数の腫瘍医での確認の機会を設け、チーム全体での治療開始患者に関するレビューを週一回から二回に増やす対応を行った。Fig.5 に示す FTA を使用して、発生したインシデントについてもチーム内で検討し、PDCA サイクルを回すことにより、より安全な状態を目指すべきである。

解決すべき課題と目標を達成するためには、さまざまな専門性、役割、責任を有したスタッフの積極的な調和と努力が重要である。異なる職種間での適切で明確なコミュニケーションは、お互いの機能や役割の理解を深めることにつながり、リスクを低減することできる^{2,8)}。TG100 に示されるプロセスマップによる運用の可視化、FTA における原因の追究と対策のタイミングと意義の共有、FMEA による優先順位づけ(数値化によるチーム内でのコンセンサス)を活用することで、チームでの円滑なコミュニケーションおよび協議が円滑になり、体系的で透明性のあるリスク運用管理が可能になると考える。

今回は AAPM TG100 の概要を解説した。さらなる詳細については原文を参照されたい。

参考文献

1. World Health Organization. Radiotherapy risk profile in 2008: Geneva. http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf (23 November 2009, date last accessed)
2. British Institute of Radiology, Institute of Physics and Engineering in Medicine, National Patient Safety Agency, Society and College of Radiographers, The Royal College of Radiologists. Towards safer radiotherapy in 2008: London. https://www.rcr.ac.uk/docs/oncology/pdf/Towards_saferRT_final.pdf (1 May 2009, date last accessed)

3. American Society for Radiation Oncology. Safety is No Accident: A Framework for Quality Radiation Oncology and Care in 2012: Fairfax, VA. https://www.astro.org/uploadedFiles/Main_Site/Clinical_Practice/Patient_Safety/Blue_Book/SafetyisNoAccident.pdf (1 May 2013, date last accessed)
4. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. Med Phys 2016;43 (7):4209.
5. Mazur LM, Mosaly PR, Jackson M, et al. Quantitative assessment of workload and stressors in clinical radiation oncology. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012;83 (5):e571-576.
6. 放射線治療かたろう会. 放射線治療計画におけるリスクマネジメント in 2010. <http://katarou-kai.kenkyuukai.jp/journal2/index.asp?> (6 June 2013, date last accessed)
7. Ford EC, Fong de Los Santos L, Pawlicki T, et al. Consensus recommendations for incident learning database structures in radiation oncology. Med Phys 2012;39 (12):7272-7290.
8. Ota S, Monzen H, Sumida I, et al. Quality Improvement in External Radiation Therapy Using a Departmental Incident-Reporting System and Multidisciplinary Team Efforts. J Nucl Med Radiat Ther 2015;6 (243):2.

放射線治療 座長集約

※ 本大会より各セッションの座長は 2 名となったため、演題によって複数の記述があることをご了承ください。演者には、一層参考になると思います。

放射線治療 4D CT (演題 107-110)

107 CBCT の撮影時間は約 1 分であり、呼吸停止下での撮影を施行する場合に連続で呼吸を停止させることは非常に困難である。当報告では CBCT を 4 回に分けることで 1 回の呼吸停止時間を 15 秒程度とし、4 つのセグメントを合算して再構成画像を得ている。このとき、セグメント毎における呼吸停止の再現性が問題となるが、自作の模擬血管ファントムを使用しセグメントの合間でファントムを意図的に移動させ取得した再構成画像について評価された。再構成画像に乱れやボケを生じた場合は、呼吸停止の再現性不良を示唆するが、臨床において呼吸停止の再現性を向上させるための対策等についても言及されると大変興味深いものになると考える。今後も引き続きご検討願いたい。

108 放射線治療時のセットアップ状態のまま取得できる 4D-CBCT の有用性は、放射線治療分野において大きなトピックスとなっている。模擬腫瘍を挿入した動態ファントムを使用し、4D-CBCT の撮影条件や呼吸動態条件を変化させ画像を取得した場合、腫瘍の見え方にどのような変化があるのかを評価された。当該施設においては自由呼吸下での照射が行われているようであるが、臨床の場合において 4D-CBCT がどのように活用されているのかについては特に関心を寄せられるところである。現在 4D-CBCT の技術は、VMAT や呼吸同期照射の評価に対する有効性が着目されており、今後臨床的な立場で、これを応用した照射方法についても検討を加え、さらに有意義な研究となることを期待したい。

星野 佳彦（群馬大学医学部附属病院）

109 呼吸同期治療は観察する呼吸波形と腫瘍の動きが相関している事を前提にして、良好な腫瘍位置を再現できる。本演題は動体ファントムを用いて意図的に両者の位相や振幅をずらす事で、Target サイズがどのように変化するかを解析・評価した報告であった。赤外線マーカーによる呼吸同期信号の取得では照射野内にマーカーが存在する場合、その位置を変えることになる。一般的に腹部中心（剣状突起～臍部の間）に置かれる事が多いが、このマーカー位置を変えた時の呼吸信号の変化を演者は検証された。腹部中心とその周囲に合計 9 カ所の観測点を設定して 3 軸方向の変異を確認したところ、腹部中心の変異が最も大きいという結果が報告された。マーカー位置選定では位相ズレが生じてないかを考慮して、

同期範囲を設定する事を推奨している。今後も検討を続けて頂き、同期範囲設定の決定方法など報告頂けることを期待したい。

110 計画時の ITV 体積に及ぼす影響を、CT 撮影方法や条件を変更しつつ検討した報告であった。ヘリカル・ラピッドスキンの各撮影条件を変化させて、模擬腫瘍球がどのような体積となるかを検証している。呼吸同期を行っていないため、これらの撮像では模擬腫瘍を Scan タイミング内により多く捉える事が出来た場合に、真値に近い体積を評価できる事になる。ただし本研究では腫瘍移動による画像上の間隙が ITV 体積として評価されてはいなかった。体積変化から最適条件を検討する方法は理解できるが、模擬腫瘍球の振幅だけでなく周期にも影響される検証のため引き続き検討されて、詳細な結果を報告される事を期待したい。

根本 幹央（自治医科大学附属病院）

放射線治療 Simulation(演題 111-116)

111 MR 画像のみによる線量分布計算の可能性に関する報告であった。CT 画像による治療計画では、組織分解能・コントラストの不足を補うために MR 画像を重ね合わせ画像として用いられる。この発表は、mDIXON シークエンス等により水・脂肪・空気・海綿骨・皮質骨に特化した取得画像に電子密度を結び付け、前立腺に対する治療計画計算への展望が示された。一方 MR 画像でしばしば問題となる磁場強度不均一による辺縁での歪みの解析についても報告されており、臨床利用の可能性を感じた。しかし、体内ガスの存在などによる画像歪みや全身への応用に問題点が残されており、継続的な研究に期待したい報告であった。

112 MR 画像で問題となる画像歪みを低減する撮像法についての報告であった。MR 画像による線量分布計算の可能性を演題 111 にて報告されているが、撮像範囲が広範囲になり静磁場中心から離れると体軸方向の歪みが発生する。この発表は患者を移動して静磁場中心での撮像を複数回行うことで歪みの低減を得たと結ばれている。線量分布計算に MR 画像を用いる為の問題の解消に繋がっている。寝台移動精度についても検討されており、MR シミュレータとしての展開に期待したい報告であった。

113 Dual-energy CT 画像を基に Tomotherapy 回転型強度変調放射線治療による全骨髄照射の個別化についての報告であった。Dual-energy CT によって腫瘍細胞の分布、赤色骨髄支配や黄色骨髄支配を考慮したコンツリーングが可能であり、患者の部位別に最適な線量を投与することで画一的ではない個別的な全骨髄照射の提供に繋がると報告されている。また、同撮影プロトコルでの経過観察で再発部位の同定が可能と期待され、更なる報告を希望したい。

114 Dual-energy CTによる物質弁別, 特に iodine 濃度変化について物質弁別の可能性についての報告であった. Dual-energy CT から得られる電子密度, 実効原子番号は精度の高いものであったと結ばれていた. 治療計画に使用される CT 画像は非造影画像が一般的であるが, Dual-energy CT より仮想単色 X 線 CT 画像と iodine 濃度の関連性から, 造影 CT 画像から仮想非造影 CT 画像の再構築が期待できる. 造影効果によるコンツォーリングの簡便性と治療計画に使用する CT 画像を1回の撮影で取得できる可能性を示唆された報告であった.

115 肺領域における CT 値と電子密度の変化が VMAT での線量計算に与える影響についての報告であった. RMI 467 ファントムを管電圧 70.80.100.120.140kVp で撮影しそれぞれの CT-ED テーブルで VMAT 線量計算したが, γパス率 3mm/3%での評価では管電圧変化に伴う線量分布に影響はなかったと結ばれている. 撮影線量・管電圧を自動で変化させる CT での治療計画 CT 画像の取得は患者被ばくの低減に寄与するものと期待される.

116 ガンマナイフ治療における合成画像による画像支援についての報告であった. ガンマナイフによる STI では位置合わせ精度が重要, 拘束時間の短縮の観点から, 診断用ワークステーション上で治療日に取得した治療計画用 CT に前日 3D-CTA 画像を最大値加算による画像合成によって照射座標設定用画像が容易に作成されたと結ばれていた. Dual-energy CT による画像取得による展開も期待させる報告であった.

鶴岡 伊知郎 (放射線医学総合研究所病院)

井上 年幸 (聖マリアンナ医科大学病院)

放射線治療 IGRT 検証(演題 117-119)

117 位置照合のために撮影した CR 画像と DRR をレジストレーションするプログラムを作成し, そのプログラムの改良によるレジストレーション精度の変化を評価した報告である. CR で位置照合する機会や目的は施設によって異なるが, その自動レジストレーションを可能にする点に, 本報告は有用性がある. また, 自動レジストレーションの精度を高める試みは, 位置照合の精度を高めるための重要な取り組みである. 演者は, プログラムの改良によってレジストレーションの精度が改善したと報告していた. 一方で, 特定の方向に位置誤差が存在していた場合のレジストレーション精度の低下に関する指摘に対して, 撮影部位によってその精度が変化することを述べていた. 様々な撮影部位において, レジストレーション精度の検証を実施することにより, その裏付けが可能になると感じた.

118 位置照合のためのコーンビーム CT 撮影において, bowtie フィルタの有無による画質の変化を調査した報告である. 演者は, 大きい被写体のコーンビーム CT を撮影すると画質が低下してしまうこと説明し, その対策として bowtie フィルタを使用しない手法を検討していた. 質疑では, 演者の説明に同意する意見があり, 各施設に同様の懸案が存在している

ことを実感した。新たな手法を実際に使用する際には、臨床使用に値する正当性を明らかにする必要がある。本報告では、オリジナルな手法や判断基準で画質評価が実施されているに見受けられた。先行研究やガイドライン等に準拠した方法や道具を用いて画質の評価を行い、新たな手法の正当性を明確にすることを推奨したい。

119 EPID で取得した透過 X 線画像を利用し、市販の専用ソフトウェアに搭載される予定の collapsed cone convolution (CCC)法を用いて線量再構成した際の精度評価に関する報告である。線量再構成技術は、実際の投与線量の把握を可能にするため、適応放射線治療への発展が期待される技術である。そのために、世間が大きな関心を寄せている。CCC 法の搭載によって不均質中での線量計算の向上が期待できる。演題中では、均質ファントムと不均質ファントムでの線量再構成結果を示していた。従来のペンシルビーム法と直接比較した結果は示されず、聴講者が計算アルゴリズムの対比点を感じることは少なかったかもしれない。CCC 法の使用によって、5%以内の精度で線量再構成が可能であることを演者は示していた。ペンシルビーム法を用いて骨盤部の照射を再構成した場合、2%以内の精度で再構成が可能であった報告もあり、今後の更なる精度向上を期待したい。

松林 史泰 (がん研究会有明病院)

佐藤 智春 (がん研究会有明病院)

放射線治療 検出器(演題 120-125)

120 及び 121 最初の二演題は概ね同一内容の為、まとめて報告する。演題番号 120 は、5 mm～30 mm(8 種類)の定位放射線治療用円形コーンにおける出力係数を数種類の検出器(半導体、ダイヤモンド、Film)を用いて検討したものであった。Film を用いた極小照射野の測定では、製品精度および処理過程(現像または未現像処理、デジタル化)の不確かさにより、測定結果のバラツキが大きいとの報告であった。一方、演題番号 121 は、Film 測定は実施されずマイクロ型電離箱(CC01)、半導体、ダイヤモンド検出器を用い、5, 10, 20, 30, 40 mm の MLC による矩形照射野に関する出力係数を比較した報告であった。各検出器特性を先行研究やモンテカルロシミュレーションから考察しており、ダイヤモンド検出器の有用性が報告された。これらの研究発表において共通の内容は、極小照射における出力係数の測定精度向上を目指した報告で有り、絶対線量測定への足掛かりとなる有意義な情報提供だと感じた。

122 本報告は、熱不可逆性ハイドロゲル(AQUAJOINT®)を基材としたゲル線量計に関する基礎研究であった。概要は、線量応答性、線量分解能、線量率依存性、線量積算性について検討したものであり、結果として 50 cGy 以下の線量域における線量分解能と線量積算に関する結果に課題が残る様子であった。一方、10 Gy までの線量応答性や 100-600 MU/min 領域の線量率依存性に関しては、良好な結果が会員に報告された。ゲル線量計は、水等価の三次元線量分布解析可能な興味深いデバイスだと感じている。従来のゲル線量計は、ゼラチンを基材としているため調剤

時の特性変化や室温管理の煩雑さが課題であったが、熱不可逆性ハイドロゲルは、これらの特性に対処されているとのことであった。ゲル線量計の短所および長所を明らかにし、三次元線量分布解析が多くの診療現場で実現できる日を心待ちにしている。

123 本報告は、Radiochromic Film(EBT3)とフラットベッドスキャナの組合せによる線量分布測定精度向上を試みたものであった。IMRTなどの線量分布解析に市販のフラットベッドスキャナを使用する際は、本研究のようにCCD配列やノイズ特性を考慮した線量分布解析に取り組むことは非常に大切だと考える。発表者らの提案では、Film濃度と線量を関係づける従来の線量濃度変換曲線よりもCCD配列を考慮した二次元マップを利用したFilm濃度と線量との関連付けによって、線量分布測定精度の明らかな向上を認める貴重なデータが報告された。会場からは、低線量域における二次元マップ作成の利用について、発表者らと活発な議論が展開された。今後、発表者らにFilm自体の製品精度や処理過程の不確かさに関する対策をさらに研究していただき、本報告のような貴重な技術を会員に報告して頂きたいと感じた。

124 本報告は、婦人科疾患の小線源治療(高線量率 RALS)の際に使用する半導体式直腸線量計(IDF-5)における線量率、経年変化、積算線量、バックグラウンド、温度依存の5項目の基礎検討であった。報告者らは、温度特性を考慮した定期的な相互校正による半導体式直腸線量計の品質管理を強調されたことが印象に残った。

125 本報告は、flattening filter-freeビームにおける極小照射に関し、二次元検出器(MatriXX)を用いた三次元線量解析システム COMPASS の線量計算精度との比較を試みたものであった。放射線治療計画装置の線量計算結果を比較対象とした様子であったが、極小照射野のビームデータ測定では、適切な大きさの検出器選択に細心の注意が必要となる。会場からのコメントや指摘もあったが、電離箱が離散的に配置されているデバイスを利用した極小照射野測定に至った本報告の研究背景について十分に検討することが大切かと感じた。報告者らは、二次元検出器(MatriXX)の測定限界を調査することに主眼を置いたのかと推測するが、放射線治療計画装置、測定デバイス、flattening filter-freeビーム、各々の組み合わせに関するコミッショニングの方法や結果、さらには今後の品質管理について施設内スタッフで再度確認して頂く機会になればと感じる。

青山 英樹 (岡山大学病院)

120 リニアックに装着した円形コーンに対して、ラジオクロミックフィルムやマイクロダイヤモンド、半導体検出器など複数の線量計を用いて出力係数の評価を行った報告である。半導体検出器はシールド型と非シールド型を用いた。小照射野の線量評価では側方電子平衡の欠落による体積平均効果、半導体シリコンウェハの高密度による2次電子飛程の変化、金属シールドによる散乱線増加などの要因が複雑に関与し測定の不確かさが生じる。本報告では、組織等価であるラジオクロミックフィルムを基準線量計として他の線量計の測定

値と比較した。結果では、小照射野においてシールド型半導体検出器の出力係数がフィルムに対して過大評価を示した。著者はシールド材の金属による散乱線の影響と考察している。一方で、非シールド型半導体検出器とマイクロダイヤモンドはフィルム測定値と良く一致していた。これらの線量計による測定値の信頼性は高いことが考えられたが、フィルム測定値には化学反応や読み取りにおける測定の不確かさがあり、基準線量計とするには十分な注意が必要である。今後、モンテカルロ計算との比較など追加実験に期待したい。

121 マイクロダイヤモンドや半導体検出器、小型電離箱など4種類の線量計を用いて、小照射野の出力係数評価を行った報告である。本報告では近年発刊予定である AAPM TG-155において、モンテカルロ計算で求めた **output correction factor** に着目し測定結果の考察を行っている。TG-155 では、マイクロダイヤモンドやリキッドイオンチェンバ、プラスチックシンチレータの **output correction factor** がいずれも小さいことから、小照射野測定での使用を推奨している。本研究ではマイクロダイヤモンドを基準線量計とし、他の線量計の測定値と比較した。結果からシールド型の半導体検出器の測定値は小照射野で過大評価を示しており、金属による散乱線の影響と述べている。一方で、小型電離箱では過小評価を示しており、照射野端までの距離が小さく側方電子平衡が欠落したためと考察している。著者は小照射野の測定においてマイクロダイヤモンドの使用を推奨しているが、他の線量計の測定結果に対してモンテカルロ計算による **output correction factor** で補正することで、測定の不確かさが軽減できる可能性を示唆している。ただし、TG-155 に関する最新情報によると、ダイヤモンド検出器のロッド間の感度の違いやクエンチングが指摘されており、今後の検討が課題である。

122 熱不可逆性ゲルをゲル化剤としたポリマーゲル線量計の基礎特性について評価を行った報告である。一般的に、ポリマーゲル線量計のゲル化剤にはゼラチンが用いられるが、室温で融解するために恒温庫などで低温保管する必要がある。しかし、ポリマーゲル線量計の線量応答には温度依存性があるため、測定の不確かさを低減させるために温度変化を限りなく小さくすることが望ましい。本報告では、理研と日産工業株式会社が共同開発した AQUAJOINT®という、室温でゲル化可能な熱不可逆性ハイドロゲルを基材としたポリマーゲル線量計を用い、線量応答、分解能、線量率依存性、および積算性など基礎特性の評価を行った。結果より、線量応答は低線量の感度がやや低いものの十分なダイナミックレンジが得られた。また、線量率に対する応答は安定していたが、照射回数により反応が過大評価される傾向を認めた。この要因としては照射後の重合反応促進が考えられ、モノマーや架橋剤、脱酸素剤などの添加量を考慮することで改善の余地があると述べている。実測の3次元線量分布が取得できるポリマーゲルをはじめとしたゲル線量計は近年再注目されており、今後も継続した研究をお願いしたい。

123 フラットベッドスキャナを用いたラジオクロミックフィルム線量解析において、calibration map 法により lateral scanner effect (LSE)補正を行う新しい提案である。フラットベッドスキャナによる読み取りでは、CCD カメラの配列方向に濃度不均一が生じるため、デュアルチャネルやマルチチャネル処理など、RGB それぞれ異なる波長領域で取得した画像を組合すことで LSE の低減が試みられている。本報告では calibration map 法を構築し、線量解析精度の向上を狙った。様々なスキャン位置によるそれぞれの線量応答曲線から多項式近似を行い、任意のスキャン位置を考慮した線量応答曲線を作成する方法である。すなわち、本法ではフィルム濃度とスキャン位置を同時に考慮することができる。フィルムは化学反応に起因した線量応答の不確かさに加え、読み取りの不確かさも存在する。しかし、その分解能の高さからルーチン QA のみならずコミッショニングにおいても必要不可欠である。これらの測定不確かさを低減する試みは重要であり、大変有意義な報告であった。今後もより効率的な解析法について研究を継続していただきたい。

124 小線源治療における直腸線量測定用半導体検出器に対する、電離箱での相互校正に関する報告である。婦人科領域における小線源治療の品質管理では、直腸線量を評価するために直腸挿入型の半導体検出器が用いられる。しかし、半導体検出器のみでは絶対線量評価が困難なため、他の線量計との相互校正が必要になる。本報告では電離箱を用いた相互校正の不確かさについて、線量率依存性、直線性、経年劣化、バックグラウンドノイズや温度依存性など、5種類のパラメータについて評価を行った。その結果、線量率依存性は認めなかったが、高線量領域で直線性の乖離がみられた。また、1年あたり約 8%の感度低下を認めたことから、著者らは半年に一回の頻度での相互校正を提案している。さらに、半導体検出器は温度上昇に伴いキャリアが増加し過大評価を生じるため、体温と同等の 37℃における測定が望ましいと結論付けている。半導体検出器は検出有効面積が小さく、測定感度も高いことから有効な線量計であるが、その特性を十分に理解する必要がある。今後も品質管理法の確立に向けて研究を継続していただきたい。

125 ガントリ取付型 3次元患者線量解析システムを使用した、小照射野に対する測定不確かさの評価を行った報告である。報告では IBA 社の COMPASS を用いている。COMPASS には複数の電離箱が整列されており 2次元線量分布が取得できるが、線量計算により実測結果に基づいた 3次元患者線量分布を予測することもできる。本報告では flattening filter free (FFF)ビームを用いた小照射野測定に着目し、その測定限界について調べた。照射野サイズを変化させた単純な矩形照射野で治療計画を実施し、計画値と実測線量分布の比較を行った。結果では、10 cm から 3 cm 照射野までは計画値と実測値の差は平均約 2%と許容できたが、2 cm 照射野以下では 10%以上の差を認めた。著者は離散的に配置された電離箱の数や体積平均効果がこれらの差の要因と考察している。COMPASS をはじめとして、3次元患者線量予測を行うことができる線量検証システムはいくつかあるが、臨床応用するため

には十分なコミッショニングが必要である。本報告のように単純な照射条件での測定結果の傾向を確認することで、思わぬ結果が得られた際にその要因がある程度予測できる。今後はより臨床条件に適応した評価を継続して行っていただきたい。

小野 薫（広島平和クリニック）

放射線治療 QA/QC (演題 126－130)

126 DMLC の位置精度解析ソフト Dynalog File Viewer(DFV)によって解析できるリーフの誤差ヒストグラムや誤差 RMS データと、リーフ速度、ギャップ幅、照射面積セグメント数や面積との関係を解析した報告である。リーフ速度が 0.03 cm/s を超えていればリーフ速度と誤差 RMS の間には強い相関があることがデータとして示された。また、セグメントあたりの MU 値と RMS 誤差の平均との間には負の相関があることが示された。これらの関係性を利用して、作成されたプランの DMLC パラメータから RMS 誤差の大きさがある程度推定できるため、今後の活用方法を検討することにより適切でないプランを事前に検索できる可能性がある。継続した検討を進めていただき、プランニングへのフィードバックを期待する。

127 サイバーナイフに搭載されたマルチリーフコリメータ InCiseTM と InCiseTM2 との物理的な性能を比較した報告である。InCiseTM2 は InCiseTM よりも計測データが良い傾向であったが、測定誤差を考慮すると同等であるとの結論であった。このような比較を行った報告は少なく貴重なデータであると考えられる。InCiseTM2 の精度が見かけ上は向上していたことから、今後の QA の基準値等に影響がないか等のさらなる検討が望まれる。

128 駆動モータの機械的な QA の方法の提案と MLC 駆動モータの状態が正常かどうかを予測するモデルの構築に関する報告である。MLC 駆動モータの状態を pulse width modulation (PWM)試験で評価し、予測モデルは機械学習アルゴリズム SVM により解析されている。各モータの PWM 値の最大値および平均値はモータ正常群と異常群間に有意差があり、機械学習による予測モデルは非常に高い分類精度を示したが、MLC 交換のための閾値設定は困難であることが示された。データ数の増加による精度向上と、他の方法を組み合わせた品質管理方法の開発が望まれる。MLC 駆動モータの状態予測に関する報告はほとんどなく今後の研究継続が非常に期待される。

129 放射線治療装置 Novaris Tx 導入から 6 年間の機器トラブル、故障の原因・要因解析および今後の対応に関する検討である。経年的に故障頻度は増加傾向を示し、ExacTrac よりもリニアック本体の故障が多く、特に MLC 関連の原因が最多であり、MLC モータ交換・基盤パーツ交換・パーツ以外の順で多いことがデータで示された。また、通信障害の発生が多いことも示された。修理費用とメンテナンス費用の費用対効果について解析し、交換部品の

構成等からメンテナンスを見直すことが必要であるとされた。病院では装置のダウンタイムの低減が最も重要であり、経験の蓄積から素早く復旧することができた例を示した。このデータは各施設と共有できる有用なもので、如何に放射線治療を中断させない管理を行うかの手段を問うものでもある。故障が多い MLC の不調をいかに早期に発見・対処できるかが重要と示唆された。その手段として、メーカーによるメンテナンス導入が適切なのか？ またその費用は妥当なのか？ 各施設でも解析が必要であろう。

130 125I シード線源の管理において遭遇したトラブル（ラベル誤表記・線源脱落）を教訓とし、シード管理体制の再構築を行った報告である。遭遇したラベルの誤表記および線源脱落に対する管理体制の問題点を明示し、最良の対策（サーベイメータを用いた線源強度測定およびカートリッジの X 線撮影）を検討し具体的な方法が報告された。さらに、チェックリストの見直しと責任の明確化を行い、ラベルチェックと線源強度測定を追加することによりトラブルの早期発見ができるよう管理体制を改良している。本報告は、同様のトラブルに関する原因特定方法が示されており非常に参考になるものである。また、サーベイメータによる線源強度測定はどの施設でも実施可能であり有用性が高い。新しく構築したシード管理体制による品質管理の継続と運用経験に関する今後の報告を期待したい。

佐々木 浩二（群馬県立県民健康科学大学）

伍賀 友紀（国立病院機構高崎総合医療センター）

放射線治療 計画評価（演題 131－136）

131 高リスク前立腺がん患者に対する Tri-Modality Therapy（125I Seed 永久刺入療法、追加の強度変調放射線治療、6 か月間のホルモン療法）を施行した際の有害事象の発生を、IMRT-QA 時の多次元検出器の実測データを使用した患者体内の 3 次元予測線量の検証結果より予測を行った研究報告である。国際前立腺症状スコア（I-PSS）の解析の結果、治療開始直後から 3 ヶ月まで上昇し、その後回復することがわかった。IMRT 期間中（1～3 ヶ月）に上昇していることから、IMRT-QA の結果と I-PSS の変動の関連性より、有害事象を考慮した IMRT-QA の判定基準の設定を試みている。また、有害事象グレード別の IMRT-QA の結果から、有害事象発生の予測を行っている。I-PSS の変動と IMRT-QA の結果の相関には弱い正の相関を示したが、有意差は認めなかった。有害事象のグレード別の IMRT-QA の結果からも有意差は認められなかった。IMRT-QA 結果から有害事象を予測することは困難としている。前立腺がん放射線治療後の有害事象の発生には、線源挿入による前立腺組織や尿道の炎症、外部照射時の毎回の直腸・膀胱の位置再現性によるリスク臓器への照射などが複合的に関連するため、予測するのは困難である。今回の検討結果では、尿路症状と IMRT-QA の結果に正の相関が認められたことから尿路症状の重症化を予防できる可能性があると結論付けている。有害事象の発生の予測に効果的な IMRT-QA の判定基準の策定まで今後の継続的な研究を期待する。

132 多発性脳転移病変に対する放射線治療計画について、近年数多くのアプリケーションがリリースされ、シングルアイソセンタでの放射線治療が臨床応用されてきた。「Elements Multiple Brain Mets SRS」は、回転原体照射方法により最大 10 個までの脳転移病変を同一アイソセンタにて治療可能であり、寝台角やアーク数、テーブル位置等も自動決定されるアプリケーションである。本研究では、8 名の多発性脳転移患者に対して、このアプリケーションを使用した治療計画（Single Isocentric Dynamic Conformal Arcs:SIDCA）ならびにシングルアイソセンタによる VMAT, IMRT 治療計画（Eclipse）をそれぞれ作成し比較検討していた。発表者らは、SIDCA は、正常脳における DVH 評価で V30 から V5 まで最も低い結果であったこと、Planning Time を有意に短縮化できること、また Inverse Paddic Conformity Index (CI) は有意差を認めず、VMAT や IMRT 治療計画と遜色ない線量収束性を担保できることを示しつつも、腫瘍病変部が複雑な形状である場合は VMAT, IMRT による治療計画の方が有利であると結論、考察していた。自施設に見合った多発性脳転移病変に対する放射線治療計画法を検証・検討する際には、同様な比較検討が必要であると考えられ、大変参考となる今回の研究成果ではなかったかと思われる。

133 通常、前立腺の IMRT は、前立腺位置再現性をよくするため、直腸内にガスがない状態で行われるが、この演題では、直腸の線量低減を図るために、直腸内にガスを充満させた状態で治療計画を行い、線量分布を比較する基礎的検討が行われている。治療計画装置の計算アルゴリズムによっては、空気が存在する部位の線量計算精度が問題となるが、AcurosXB を用いることで、線量計算の不確かさを低減している。治療計画装置上での線量計算アルゴリズムの違い（PBC, AAA, AcurosXB）によるファントム検証の結果、空気が存在する場合、AcurosXB は PBC や AAA に比べ、空気部分の線量の吸収や、空気に接する領域のビルドアップやビルドダウンの効果を正確に計算できていることがわかった。また、直腸にガスがある状態を模したファントムに対し IMRT 計画を行い、ガスの有無による線量分布および DVH を比較した結果、空気の容量が大きいほど直腸壁の最大線量・平均線量が低減できることがわかった。直腸内のガス充満による直腸壁の拡張で厚みが薄くなり、PTV に近接する直腸壁の容積が減少することと、空気に接する直腸壁の線量がビルドアップ・ビルドダウン効果により低減することが直腸の線量低減につながっている。この照射方法の欠点として、演者も述べているが、照射時に毎回、直腸へのバルーン挿入を行わなければいけないため、患者負担が増大することがあげられる。前立腺 IMRT における直腸線量の減少は、有害事象の発現率低減につながる。臨床での利用が可能となるまで、継続的な研究をお願いしたい。

134 放射線皮膚炎に対する塗布薬には多くの種類があり、目的に応じて医師が選択、処方する。一般的に、放射線治療において塗布薬が照射野内に残存したまま照射した場合は、薬剤によるビルドアップ効果によって皮膚表面線量が増加することが知られている。この演

題では8種類の塗布薬を用い、X線エネルギー（6MV・10MV）、薬剤成分、塗布厚や基剤の違いによって皮膚表面線量に与える影響を検討していた。その結果、X線エネルギーや薬剤成分等の違いには無関係に、変化する塗布厚に対して正の相関が得られたこと、金属成分を含む薬剤は含有量および原子番号が大きくなるに従い表面線量が増大するが、10MVX線では6MVX線ほど有意差が認められないことが示されていた。最も薄い塗布厚として採用した0.27mmにおいて今回の研究では、金属成分を含まない薬剤でも約3~40%、金属成分を含有する薬剤では約20~80%の表面線量が増大するため、適正な塗布量を考慮して使用すべきと結論付けている。臨床において直面することの多い研究内容であったため、座長としても大変参考になった。演者も述べているが、塗布厚0.27mmは一般的な塗布剤適正厚の約2倍に相当する。実験過程での塗布厚の測定精度が担保できるならば、是非適正厚における評価についても検討していただきたい。

135 欠題

136 子宮頸癌に対するIMRTにおける、6MV、10MV、15MVX線エネルギーごとの線量評価を行った海外（タイ国）演者による研究報告であった。処方線量50Gy/28frにて4名の患者の治療計画を行い、DVH（PTV：V95、OAR（直腸、膀胱、小腸）：mean dose、V50（小腸はV45））およびParameter Index（Homogeneity Index(HI)、Conformity Index(CI)、正常組織積分線量(NITD)、Monitor Unit(MU)）についてX線エネルギーの違いによる比較評価を行っていた。本研究において演者は、エネルギーが高いプランほどNITDやMUは低くなるが他の評価項目はほぼ同等であり、Atulらの先行研究と同様の結果が得られたと報告し、先行研究で提唱しているとおり、中性子発生のリスク観点と高いMU値を必要とする子宮頸癌IMRTには6MVX線の使用が望ましいと結論付けている。今回の発表で取り上げていた先行研究結果の詳細が残念ながら把握できず、高MUの必要性の論点が正確に掴めないこと、患者体型や治療時間等の確認ができなかったことなど疑問点が多く残ってしまったが、海外の放射線治療事情が垣間見えたことは有意義であったと考えている。

川内野 友彦（長崎大学病院）

吉田 幸人（大分大学附属病院）

放射線治療 線量管理（演題198-202）

198 小型OSL線量計を用いて動体追尾照射における透視X線の測定を臨床に近い条件下で測定し表面皮膚線量を評価した検討である。アイソセンタの横断面上にOSL線量計を24個配置し頭尾方向の背腹に4個配置し、動体追跡時の8方向から照射した。表面平均線量は14.5mGyであり、最大線量は270度方向からの34.1mGyという結果であった。アイソセンタが右側にあることもあり、妥当な結果と思われる。今回の検討において治療線量は考慮せず、透視のみの値で、治療線量よりも非常に小さい値ではあるが、治療線量と併せた正

確な表面皮膚線量評価を行い、皮膚障害に寄与するかどうかの検討を行ってもらえばさらに役立つ情報となると考える。

199 患者負担軽減の一助として 4D-CBCT の撮影時間の短縮を図った演題である。トータルの mAs 値を一定になるようにして Frame 数を減らし、スキャン時間を短くする方法である。画質評価としてスキャン時間の違いによる模擬腫瘍の腫瘍径と移動距離の検討を行い、また線量評価として CTDI_w を用いている。スキャン時間を短くしても腫瘍径、移動距離に差は見られず、また、線量においては mAs 値を一定にしているのではほぼ一定であったと報告している。今後は発表でもあったが、画質を維持した状態で、どの程度線量を減少させられるのかの検討を行って頂きたい。また、CTDI_w の検討で、CTDI ファントムを 2 個使用することによってビーム幅が十分入るようにして測定を行っているが、なかなか 2 個所有している施設は少ないと考える。1 個でも測定できるような検討を行って頂きたい。

200 素材と厚さが異なる患者固定具による線量の変化と装着時の入射皮膚表面線量の違いを検討した演題である。素材と厚さが異なるシェルは 3 種類用いている。シェルの直下にガラス線量計を配置して 6MV-X 線にて照射したところ、シェルが無い場合と比較して 3 種類とも約 30% の線量増加が確認され、また、照射方法（コンベンショナル、VMAT）を変化させて見当したところ、両照射法ともシェルなしと比較して約 11~18% の入射皮膚線量増加が見られ、照射法間では違いが見られなかったとのことである。入射皮膚線量増加の原因はシェルによるビルドアップであると思われるが、素材、厚さの違いでの変化は穿孔パターン加工しているためなかったとの報告である。固定具による入射皮膚線量増加は以前から報告されており、ガラス線量計を用いて測定することは有用な手段と思われる。更に素材、厚さ等の種類を増やし検討を継続して頂きたい。

久家 教幸(宮崎大学医学部附属病院)

201 IGRT に用いられる kV-CBCT の線量と画質の関係について、市販の半導体線量計と CT の画質評価用ファントムを用いて、評価を行った報告であった。kV-CBCT の撮像条件によって線量や画質は変化したが、特に、mAs が 540 mAs 以下で画質の劣化が顕著であった。更に、CT における線量の指標である CTDI と半導体線量計での測定値との関係も報告され、相関はあるものの、CTDI と線量計での測定が完全には、一致しないことも報告された。IGRT に用いられる kV-CBCT の適正な撮像条件の設定は重要で、本報告は、吸収線量と画質の関係から適正な撮像条件を決定する方法の報告であった。また、放射線治療においては、吸収線量の値が重要で、インデックスである CTDI の値では、線量の品質保証には不十分であることが示唆された。

202 IGRTにおけるkV平面撮像とkV-CBCTにおける、表面線量の評価をガラス線量計と頭頸部ファントムを用いて、各撮像条件で評価した報告であった。撮影条件は、撮像方向を主に評価し、表面線量は水晶体の線量評価を目的に行った。kV撮像では、撮像方向が表面線量に与える影響は大きく、X線入射面の表面線量は高くなり、射出側の線量は低くなる。CBCTにおいても、half回転では、回転面の表面線量の値は高くなる。

水晶体の耐用線量は、他のリスク臓器に対して、極端に低く、線量の評価は重要である。本報告は、撮像方向に着眼し評価を行った。この結果によって、各施設でIGRT撮像の際には、被ばく線量低減に関して、十分参考になる報告であろう。また、最終的には、治療線量との合算によって評価されるべきであり、代表症例における、治療線量とIGRT線量の合算の線量が評価されれば、より臨床に役立つ情報となるだろう。

中口 裕二(熊本大学医学部附属病院)

放射線治療 放射線性物 (演題 203-206)

203 新しい癌療法として過酸化水素を用いた腫瘍に対しての増感放射線療法についての報告であり、KORTUC I. 表在性の局所進行癌に対して過酸化水素の放射線増感作用を利用した方法、KORTUC II. 深部の腫瘍に対して超音波やCTガイドで低濃度の過酸化水素とヒアルロン酸を含有する放射線増感剤の腫瘍内局注による概要と臨床応用についての報告であった。KORTUCは140例の臨床経験で重篤な副作用もなく安全で効果的な癌治療の選択肢と考えられる。今後も临床上の問題点や新しい治療法を検討し多くの施設で臨床応用できるよう報告していただきたい。

204 放射線治療の副作用を、治療線量の最適化によって最小限に抑えることの基礎的検討の報告であった。コンフルエント手前の細胞とコンフルエントの細胞で、細胞チェックポイント機構のG1チェックポイント機構が働いていた。アポトーシス細胞(Annexin-V+/PI+細胞)の線量依存的上昇が認められた。CBMN assayの結果0Gy-6Gyの間で、微小核の線量依存的増加が認められた。アポトーシス細胞とMN頻度の線量依存性が認められ、患者の個々の放射線感受性を考慮した新しい治療線量計画モデルの確立を示唆しているとの結果であった。今後は、腫瘍の浸潤・転移を標的にするため、低酸素条件で実験を行い、その報告を期待したい。

205 DNA量と細胞核内のエネルギー付与の統計的変動を考慮して、細胞核あたりのDSB数の確率分布を推定するモデルを提案する報告であった。照射後のDSB誘導確率を推定するためには、細胞周期に依存するDNA量の分布と二次電子によるエネルギー析出の統計的変動を考慮することが重要であるとの結論であった。今後は、Fucci (フーチ) を用いて細胞周期を揃えた方法や他の腫瘍細胞で実験を行い、その成果を報告していただきたい。

206 サポートベクターマシンを用いた神経膠腫患者における放射線治療後の生存期間予測について線形重回帰モデルとの比較を行った報告であり、サポートベクターマシンを用いることで、放射線治療後の生存期間の予測精度が向上したとの報告であった。今後は、入力症例数を増やして、ニューラルネットワークとの統計的解析を用いて比較し、種々の症例に対してサポートベクターマシンの有用性の報告を期待したい。

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）

放射線治療 照射技術（演題 356-361）

356 サイバーナイフでの脊髄腫瘍に対する照射体位（仰臥位、腹臥位）について、CTV に数種類のマージンを付加した PTV を設定し、GTV とリスク臓器の線量を評価したものであった。腹臥位にすることでリスク臓器の線量は低減されるが、空間的な不確かさのため、マージンを付加する必要があるが、症例ごとに異なるが総じて線量の増加となった。今後は付加するマージンサイズ、空間的再現性、搭載しているアプリケーションの使用についても検討して頂き、今後の研究の継続をお願いしたい。

357 ERD 社製 3次元体表面スキャナ VOXELAN HEV-600M を用い、左乳房吸気息止め照射による吸気停止位置の再現性を検討した報告である。VOXELAN は患者セットアップ時の捻じれやゆがみをカラーマップ表示し、セットアップ時の補助や呼吸管理下での照射に用いられている。左乳房照射時に心臓への線量が問題となり、治療後の虚血性心疾患リスクの増加が報告されている。そこで吸気息止めにより胸郭を広げ、心臓への照射を回避できる場合がある。本報告では5人の患者について停止位置再現性を測定し、最大でも頭尾方向で $1.43 \pm 1.46 \text{mm}$ のエラーであり良好との報告であった。吸気息止め指示は口頭で行うため、患者ティーチングと協力が必要であろう。体表スキャナは今後、導入施設も増加していくものと思われる。さらなる活用法の報告を期待する。

358 乳房温存手術後の照射にて 6MV+ボーラスと 4MV の皮膚面の線量を検討しボーラスの使用回数を検討したものだ。6MV の 25Fr 中 3~4 回の使用で 4MV と同等の皮膚線量が担保されるとのことであった。皮膚表面近傍の線量評価なので計算グリッドサイズ、また、生物学的効果についても今後検討頂ければと思う。

359 市販ボーラスと超音波検査用ジェルを組み合わせ、皮膚-ボーラス間の隙間を埋めることにより、線量分布の改善を検討した報告である。流動性のあるジェル等をボーラスとして用いる場合、治療ごとのセットアップ再現性が必要となる。報告では、再現性向上のためにシェルを加工して毎回の再現性向上を図っていた。ジェルあり・なし、および気泡混入時の線量分布の比較をされていたが、治療計画装置上での比較であったため使用する計算ア

ルゴリズムによっては違いが出る可能性もある。実際の線量分布をフィルム等で比較判断した検討があれば、なおよかったと思われる。今後検討をお願いしたい。

360 VMAT を用いた全脳全脊髄照射の継ぎ目の線量分布を検討したものであった。シエルの不確かさ、CT 天板・Couch の不確かさ、6D-matchig での不確かさがあること、また、VMAT の（継ぎ目の）線量分布も 3D-CRT に比べ複雑であることから、総じて 3mm 程度の不確かさが考えられるとのことであった。継ぎ目について Overlap, Gap を変えてシミュレーションし、3mm 程度の誤差をもった時は 3D-CRT で 35%, VMAT で 25% の線量差を生じる可能性があり、途中で継ぎ目を変更したプランで行うことにより、不確かさ考慮した安全な照射ができるとの報告であった。VMAT による照射は、3D-CRT に比べ、眼球・水晶体で線量が若干増加したが、他の臓器においても線量制限条件はクリアできたようであった。

361 超音波診断装置 Real-time Virtual Sonography(以下 RVS)を用い、前立腺照射前の直腸評価を検討した報告である。RVS はエコープローブの位置センサーを用い、超音波走査面に一致した CT や MRI 画像をリアルタイムに表示可能な超音波装置である。患者 13 名に対して RVS で膀胱・前立腺・直腸の観察を行い、照射直前に撮影した CBCT 画像と比較検討している。RVS では膀胱・前立腺・精嚢部の描出は良好であったが、直腸の後壁までの描出は困難との報告であった。しかし、直腸ガスが存在する場合の精嚢のサイズの違いに注目しており、精嚢サイズの計測により、直腸ガスの有無を間接的に評価できると報告している。治療前に前処置状態を把握できることはスループットの向上に繋がり、有用と思われる。

照井 正信（秋田大学医学部附属病院）

藤原 純一（岩手医科大学附属 PET・リニアック先端医療センター）

放射線治療 計測（演題 362－365）

362 プラスチック系の固体ファントム（RW3 と PMMA）のスケーリング係数に関する報告であった。線量検証時に O' Conner や Priott 等の理論に従い、深さだけでなく照射野と距離も補正することで電荷量の水等価性が改善された。現場において適切なスケーリング係数の決定は難しく、特に深さと照射野、距離が変化する VMAT においてそれを使用するかどうかは施設の判断に委ねられている。今回は固定照射での検討であることから、今後、VMAT についても補正方法の検討を進めてもらいたい。

363 3次元水ファントムの駆動軸の精度を治療装置に付属している kV イメージング装置により評価する手法についての報告であった。3次元水ファントムの駆動軸のズレは使用頻度にもよるがそれなりの頻度で生じる。治療装置に付属した kV イメージング装置による本

手法は汎用性を備えていることから、3次元水ファントムを有する多くのユーザに有益な手法である。本手法を用いて3次元水ファントムの軸ズレを導入後年数や使用頻度に分類して定量化することで傾向を捉え、駆動軸の精度確認の適切な頻度を提唱できると考える。

364 小照射野における放射線治療が急激に増加しており、その計測方法に関しても議論が進んでいる最中での報告である。本報告では、最終的に出力係数によって照射野測定の不確かさを8パーセントとした。これらの結果には、出力変動、検出器の応答再現性、MLCの静止位置誤差、MLCの静止位置の差に対する線量差などの複数の要因による不確かさが含まれており、最終的にMLC単独の静止位置の差による不確かさを確定することができていないように感じた。本研究をさらに発展させ、個々の要因における不確かさの同定を報告していただけるよう期待する。

365. 広島県の各施設における、標準計測法12に沿ったイオン再結合補正係数 k_s の算出について、調査を行った報告である。各施設に計算式を載せたスプレッドシートを配布し、測定値のみを入力できるようにしており、各施設とも同一の測定方法によって測定された結果が収集された。結果は、 $\pm 0.5\%$ 以内と良好な結果であった。しかし、配布されたシートに正しい k_s の算出が不可能なセル枠となっており、報告時の座長の質問に対して、明快な回答は得られなかった。今後もこのような調査は必要であるが、代表施設は配布するシート等に記載されている計算式などについて、明快に説明を可能にすべきである。また、シートを配布するだけでなく、マニュアルを作成し、表示されていない計算式においても、根拠を記すべきである。

下郷 智弘（岐阜医療科学大学）

清水 秀年（愛知県がんセンター中央病院）

放射線治療 4D計画・動体追尾（演題 366－368）

366 肺がん症例の放射線治療計画において、標的周囲のリスク臓器におけるDVH解析（例えば V_{20Gy} や V_{5Gy} ）が行われることが多い。しかし、浅呼吸／吸気の息止め下における V_{20Gy} から自由呼吸下における V_{20Gy} を推定することは困難であることが示された。本研究では320列CTを用いて全呼吸位相における肺全体のCT画像を取得し、DVH解析が行われた。息止めと自由呼吸では単純な定量比較ができないかもしれないが、320列CTを用いることで3～4回の呼吸同期撮影で肺全体の4D画像を取得できるため、位相ごとの正確なDVH解析ができるという点でその有用性が示された。症例数を増やして研究の継続を期待したい。

367 サイバーナイフは呼吸性移動を伴う腫瘍に対して動体追尾照射を行うことが可能であるが、事前に取得される4DCT画像から腫瘍輪郭を描出する精度が重要となる。本研究で

は模擬腫瘍と金マーカーをインサートした動体ファントムを規則的および不規則的に動かして取得された CT (320 列と 80 列) の画像を用いて、腫瘍輪郭の描出精度 (面積と移動方向の長さ) が比較評価された。320 列 CT を用いた場合、腫瘍描出精度が向上する結果が得られた。特に不規則なモーションサイクルにおいて良好な結果が得られており、呼吸運動の乱れが腫瘍描出に与える影響が少ないことが示された。詳細な考察を加え、是非とも論文化して頂きたい。

368 サイバーナイフの動体追尾システムは腫瘍位置と外部マーカーとの相関モデルを使用している。実際の治療において腫瘍とマーカーの動きの相関が悪い場合や呼吸が不規則な場合、追尾照射精度に悪影響が生じる可能性がある。本研究ではサイバーナイフの追尾照射精度に影響を及ぼす因子を、重回帰分析を用いて解析していた。結果として追尾誤差と相関を持つ因子は、①腫瘍の前後方向への振幅、②腫瘍の頭尾方向への振幅、③呼吸周期の平均、そして④腫瘍と外部マーカーの位相差×腫瘍の頭尾方向へ動くスピードの 4 項目が明らかにされた。実症例においてこれらの因子を考慮したマージン設定をどの様に行うべきか興味を持たれるところであり、ますます検討して頂きたいと感じた。

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

阿部 匡史 (KKR札幌医療センター)

放射線治療 照射位置・セットアップエラー (演題 369—373)

369 脊椎 IMRT における感度係数を用いたセットアップエラー成分毎の γ パス率と DVH 指標の評価に関する検討である。方法として、RTOG0631 プロトコルの線量制約に基づく IMRT 治療計画から 6 軸寝台を利用し、意図的にセットアップエラーを伴う Delta4 による線量検証を行った結果を解析したものである。セットアップエラーに伴い γ パス率は低下するが、 γ パス率の基準値を 3%/2mm とした場合の感度係数は 2.0Gy/%であった。LR, CC, AP 方向の感度係数は 10.5, 7.8, 0.9Gy/%、Roll, Pitch 回転では 9.7, 1.5Gy/%となり、LR 方向、Roll 回転で高い値となったことが報告された。今回は一症例だけの検討であり、患者間あるいは椎体レベルによる変動を考慮した複数症例で評価が望まれるため、更なる検討を行うことを期待する。

370 3次元体表面スキャナを用いた呼吸性移動のモニタリング位置の最適化に関する検討である。5例について3次元体表面スキャナにより記録した体表の複数 ROI 情報と呼吸波形との相関を解析し、辺縁部 ROI と中枢部 ROI でそれぞれ相関を比較した結果、呼吸波形は辺縁部 ROI の方が大きくなったが、中枢部 ROI との相関があることが明らかとなった。今回、3次元体表面スキャナの特性に関する考察であるが、患者間および治療部位 (ROI の設定位置) によって体表面の動きから予測される呼吸波形は異なることが予想される。本報告では、このシステムを利用した呼吸同期照射の可能性についても検討することができるため、継

続した研究をお願いしたい。

371 DVH を用いた前立腺外部放射線治療の評価を行った **Adaptive Radiotherapy** の有用性に関する検討である。前立腺治療患者 35 名に対する毎日の **CBCT** 画像から、位置誤差や体積変化を含む前立腺、膀胱、直腸の輪郭を抽出し、治療計画 **CT** から描画した輪郭で決めた線量分布を重ね合わせ、**DVH** を作成しそれぞれの変化量を算出した。結果として、前立腺、直腸、膀胱体積の変動が大きいこと、それに伴う投与線量の変動が最大で $\pm 6\%$ 程度あることが明らかとなった。**CBCT** データは再計算ではないので正確ではないが、**OAR** 臓器の容積変化や位置誤差による線量の変動は示されており、実際の正確な患者投与線量を再評価するには有用であることが予想される。今後、輪郭を重ね合わせて評価する際の直腸ガスの影響なども考慮した正確な評価や治療期間中の積算線量分布の評価、**PTV** マージンを考慮した線量評価などへの応用に関する検討を期待したい。

372 画像誘導が困難な場合の画像誘導法に関する検討である。アイソセンタ周囲に解剖学的構造が必要であるが誘導が困難な腫瘍が胸壁近傍にある場合や乳房の **Tangential Beam** の照射位置照合を想定し、**Virtual Isocenter** を用いたファントムでの位置不確かさを評価している。結果として、左右・上下方向の誘導は **200mm** まで、前後方向は **80mm** まで可能であるが、回転エラーを伴う場合は誘導の範囲が狭くなることが明らかとなった。本研究では、**Virtual Isocenter** と **2isocenter** 法の比較で **IGRT** による真のアイソセンタをどう評価するか考察されているが、解析精度が不明である。左右に偏った部位などにおいて **CBCT** や **KV** で位置決めを行う際には仮のアイソセンタを設定する必要があるが、位置誤差の不確かさを軽減するためには、可能な限り仮と真のアイソセンタ距離は短いことが望まれることが示唆される内容であった。

373 加速乳房部分照射において小線源治療用アプリケーションを使用した際の不確かさの評価に関する検討である。17 例について、線源停留位置および時間の変動が $\pm 1\%$ 、 $\pm 1\text{mm}$ 、アプリケーションの回転誤差を ± 30 度としたときの線量分布への影響を評価している。線源停留位置の変動、停留時間の変動に対する線量の寄与はそれぞれ約 **2%**、約 **1%**であった。また、アプリケーションの回転誤差に関しては **15%**程度変化することが明らかとなった。アプリケーションの回転誤差の評価では、患者を回転させた評価であったため不確かさを伴っている可能性が示唆されたが、**APBI** の照射精度に関する **QA** 報告であり、解析症例数も多く、有意義な内容であり、**OAR** への線量分布の影響なども含めて継続した研究をお願いしたい。

笈田 将皇（岡山大学大学院保健学研究科）

川守田 龍（多根総合病院）

放射線治療 治療計画（演題 492－495）

492 頭頸部に対する Rotational IMRT において、Arc 数の削減により Intra Fractional Organ Motion の低減や治療およびビーム照射時間の短縮を目的にした報告である。本報告では、ターゲットと頸動脈を想定したリスク臓器までの距離に着目し、Arc 数を変化させたときのリスク臓器における平均線量および最大線量を評価している。距離が 0.25 cm の場合、リスク臓器の線量に Arc 数の依存性は概ね無かったが、0.5 cm, 1.0 cm と距離が離れるにつれ、ターゲットの Homogeneity Index を一定とした場合のリスク臓器の線量は減少するため、Arc 数を削減しても線量制約を満足できるという結果であった。今後は、ターゲット・リスク臓器間距離ごとに Arc 数（もしくは、患者が体位保持可能な時間）とリスク臓器における線量の関係をより詳細に検討し、トレードオフ分析によって最適解となる Arc 数を導出できるような体系を構築することで、臨床プラン作成時の最適な Arc 数を容易に示唆可能になると考える。

493 頭頸部の Rotational IMRT の治療計画において、Pinnacle Auto-Planning の有用性を検討した報告である。Pinnacle Auto-Planning は、従来手動であったコスト関数の経時変化や Planning Organ at Risk Volume (PRV) の生成を自動で行い、単純な線量制約を設定するのみで最適化計算を繰り返し実施し、最良な臨床プランを作成するソフトウェアである。本報告では、Pinnacle Auto-Planning を使用したプランと従来通り手動で作成したプランの Dose Volume Histogram (DVH) を比較している。さらに、ターゲットとリスク臓器の幾何学的情報から導出する Theoretical DVH を新たに定義し、比較している。Pinnacle Auto-Planning を使用したプランは、複雑なダミーPRV の作成など無しに、ターゲットの線量制約を満たしつつ、従来通り手動で作成したプランより PRV における線量を減らすことが出来、プランの質の均等化に有用との結果であった。海外論文にも Pinnacle Auto-Planning の有用性を示す同様の報告があり、本邦でも本ソフトウェアのさらなる普及も推測される。今後も詳細な研究を進め、有用な情報の発信を期待したい。

小島 礼慎（金沢大学附属病院）

494 上顎洞癌患者の有害事象の一つである視神経障害を軽減するための方法を検討した報告である。今回の検討は 40 例の病変のない患者画像を用いて治療計画を行い、リスク臓器である視神経の最大線量を評価している。実際の上顎洞がん患者の画像を用いてしまうと副鼻腔内への浸潤の度合いによる腔内の空洞の有無や、圧迫による視神経の変位により症例数が少ない場合は、ばらつきが大きくなってしまうため、今回の検討方法がよいものと思われる。報告では、anthropological basal line:ABL を寝台に垂直な状態から 5 度顎を引く側に傾ける場合に視神経の最大線量が最も低くなるとのことであった。今回の検討では外見から判断できる体表面を基準とし提示することで治療計画用 CT 撮影前の頭部固定シエル作成時に視神経への線量低減が図れるため、この方法を用いた CT 画像は、治療計画に

対する画像として非常に有用と考えられる。

495 放射線治療計画用として用いる CT 画像に対して金属アーチファクト低減アルゴリズムによる処理を行うことで CT 値への影響と、これによる線量分布への影響についての改善の有無を検討した報告である。今回の検討はファントム内の金属の有無によるアーチファクト起因性の CT 値の変動が東芝社の金属アーチファクト低減処理（以下 SEMAR）によりどの程度改善されたかを検討している。そして最終的に SEMAR の有無による 2 種の画像は 2 つの異なる線量計算アルゴリズムにより前立腺 VMAT のプランとして比較された。結果としてブラックバンド形状の組織欠損アーチファクトが補正されることにより、CT 値の明らかな改善が見られ、それに伴い、前立腺 VMAT の γ 解析は異なる計算アルゴリズム（AAA, AXB）の両方において SEMAR 有りで改善傾向であり、治療計画用 CT 画像に対する SEMAR の有用性が確認された。今回の報告を受け、座長としての見解ではあるが、今後この金属アーチファクトの低減処理により、その金属の種類の特異性とボルツマン輸送方程式を用いた計算アルゴリズム（AXB）による金属の種類による散乱角の違いの関係をどのように扱うことで妥当な計算値を導き出すのかということも、また一つの見方ではないかと考える。

大坂 暁胤（新潟県立中央病院）

放射線治療 粒子線（演題 496—500）

496 粒子線では飛程が存在するため、光子線よりも CT 値の不確かさが線量分布に及ぼす影響が大きいことが知られている。とりわけ人体構成物質以外の造影剤や体内金属は、有意に影響を及ぼすと考えられるが、どの程度影響を受けるかについては必ずしも明らかにされていないのが実情である。本報告では 2 種類のガドリニウム造影剤が炭素線治療に及ぼす影響について CT 値変動と阻止能比測定を行うことで評価し、その影響は比較的少ないことを示している。ヨード系造影剤の影響に関しては報告が散見されているが、ガドリニウム造影剤に関しては見受けられず、参考になる内容であった。実患者データにおける評価部位を腎盂としていることから、かなり安全側に評価した結果であることに留意する必要があるが、時間経過に伴う治療計画 CT への影響についても検討しており、実務に役立つ有益な情報を提供しているものと考えられた。

497 近年、陽子線治療ではペンシルビームスキニング法(PBS)が普及しつつある。PBS は、従来の拡大散乱法に比べて線量分布の自由度を飛躍的に向上させることが可能であるが、一方で呼吸性移動を有する標的に対しては課題も残されており、QA 手法も含めてさらなる検証が不可欠とされている。本報告では MATLAB を用いてペンシルビームアルゴリズムに基づく三次元空間での呼吸性移動に伴う標的に対する線量計算シミュレーション環境を構築し、その精度について検討している。線量分布の検証では実測に基づく方法が一般的

ではあるが、飛程を有する陽子線では光子線のように簡便に QA ができないこともあり、本報告のような計算シミュレーションにより傾向を検証できる環境を構築することは意義が大きいと考えられる。計算精度についてはまだ改善の余地が残されているとのことであったが、実測との照合も含めてさらに検討を続けていただき、実用化されることを期待したい。

500 本報告では陽子線治療における液体電離箱線量計の応答特性について検討している。基準照射野サイズにおいて印加電圧、深部線量、線量率を変化させ、それぞれに対する依存性について検証している。その結果、印加電圧の変化に伴いプラトー・ピーク比は変化すること、ブラッグピーク付近では応答低下（クエンチング）が存在すること、線量率依存性は認められないことを明らかにしている。深部線量に関しては MONO ビーム、SOBP ビームともに補正係数を採用することで精度良く評価可能であるとのことであった。今回比較対象としたのは半導体検出器であったことから、平行平板型電離箱線量計との比較も追加するとより説得力が増すものと考えられる。最終的には本線量計を小照射野の測定に利用することを見据えているとのことであり、引き続き検討した結果を報告されることを期待したい。

加藤貴弘（南東北がん陽子線治療センター）

498 粒子線治療における照射野形成法の一つであるワブラー法は、ワブラー電磁石と散乱体の組み合わせによりビーム進行方向と垂直に面する方向（ラテラル方向：X, Y 方向）への線量分布を平坦にする方法である。また X, Y 方向のワブラー電磁石は回転磁場により粒子を中心軸の周りに円を描くように回転させているが、ビームライン上の X, Y 方向の電磁石の幾何学的配置が異なることにより実際のアイソセンタ平面における X, Y 方向のプロファイル（lateral dose profile : LDP）が一致しない傾向がある。本研究は、LDP の違いについてスノート位置と照射野サイズを変化させたときの傾向を、計算値と実測値により比較検討した報告である。X, Y 方向の LDP の乖離はスノート位置がアイソセンタより離れるほど顕著であった。照射野サイズ（X, Y それぞれの OCR の 50% dose）の差はスノート位置が離れるほど大きくなるが、計画値との乖離は 1mm 以内であった。ペナンプラ（20~80% dose の幅）においてはスノート位置が離れるほど大きくなり実測値と計算値の乖離も大きくなった。また照射野サイズが大きくなるほど実測値と計算値に乖離が生じる傾向にあった。これらの傾向は計画装置が十分に再現していないことが考えられるため、計画の際はスノートをできるだけ体表面に近づけた方が良いという事であった。今後はエネルギーやボウラスの影響などさらに検討し報告していただきたい。

499 通常のスキャンニング法（Single-field Uniform Dose : SFUD）における治療計画ではターゲットに対するロバスト性は beam-specific PTV (bsPTV) に対し処方することにより

担保されている。一方、陽子線強度変調照射法（Intensity Modulated Proton Therapy : IMPT）における治療計画では worst case optimization（WCO）によりロバスト性は考慮される。本報告では bsPTV を用いた SFUD の治療計画と WCO を用いた IMPT の治療計画を作成し、ターゲットや OAR のロバスト性について比較検討している。X, Y, Z 方向のセットアップエラーとレンジの不確かさを加味したプランの Worst case DVH を比較した結果、ターゲットや OAR のロバスト性においても全体的に IMPT が優れていた。WCO を用いることにより IMPT の優位性がそのまま結果に反映しているようにも思われた。引き続き治療期間中における腫瘍などの形状変化に対しても検討するという事であり、今後の結果についての報告にも期待したい。

鈴木幸司（山形大学医学部附属病院）

英語口述発表が多くなっております。

研究成果の世界発信へ向けた演者の取り組みに心から敬意を表するとともに、深く感謝申し上げます。今後とも研究を継続して頂きたいと願います。

第 46 回放射線治療セミナー報告

放射線治療部会委員 小島秀樹（札幌東徳洲会病院 放射線治療部）

平成 29 年 6 月 10 日(土)、第 46 回放射線治療セミナーを開催しました。数年ぶりの北海道開催が実現しました。今回は、北海道支部との共催という形で、札幌医科大学での開催となりました。

北海道でも、ここ数年強度変調放射線治療(IMRT)を臨床稼働する施設が増えたこと、また IMRT の導入を検討する施設が増えたことを受け、本セミナーは、「強度変調放射線治療の実践テクニック」と銘打ち、MLC を利用した IMRT の精度管理、フィルム法を用いた線量分布検証、Deformable Image Registration の利用、様々な治療計画装置による最適化計算の技術、など盛り沢山の内容で講演いただきました。総合討論では同一 CT 画像、同一体輪郭を使用した、治療計画装置間の IMRT、VMAT 計画の線量分布を比較、討論しました。

久しぶりのセミナー、札幌開催だったこともあり、生憎の雨にも関わらず、74 名の参加、北海道外からは 9 名、中には宮崎県からの参加がありました。会場の運営は、北海道支部の方、北海道科学大学の学生さんが協力してくださいました。この場を借りて御礼申し上げます。

1. IMRT・VMAT の精度管理	山形大学医学部がんセンター	鈴木 幸司
2. ガフクロミックを用いた線量検証のコツ	札幌東徳洲会病院	小島 秀樹
3. DIR を利用した IMRT の実際	国立がん研究センター東病院	有路 貴樹
4. Eclipse による IMRT 治療計画のコツ	市立札幌病院	相澤 一宏
	北海道がんセンター	齋藤 優一
5. Pinnacle ³ による IMRT 治療計画のコツ	恵佑会札幌病院	小林 勇太
6. Monaco による IMRT 治療計画のコツ	札幌医科大学附属病院	穴戸 博紀
7. 総合討論	藤田保健衛生大学	林 直樹



第 46 回 放射線治療セミナー（座学コース）参加レポート

北海道大学病院 松尾 勇斗

2017 年 6 月 10 日、北海道札幌市において第 46 回放射線治療セミナーが開催されました。蝦夷梅雨と呼ぶに相応しい生憎の雨空ではありましたが、北海道での本部主催セミナーは貴重な機会であったため、道内外から数多くの方が参加されました。同時期に開催されておりました YOSAKOI ソーラン祭りの熱気に負けじと、講師陣の方々の熱い講義、討論が行われました。

セミナーの前半は品質管理を中心に講義が行われました。初めは IMRT・VMAT の精度管理というテーマで、IMRT を実施するために必要な人員的要件から、MLC の物理的な特性や精度管理項目、VMAT のコミショニングまで幅広くお話し頂きました。既に IMRT や VMAT を実施している施設にとっても基礎の復習となる有意義な講義でした。ガフクロミックフィルムを用いた線量検証のコツと題された講義はスライド 100 枚超の大変濃密な内容で、フィルムドジメトリの基礎理論について、解析法、フィルム特性、スキャナ特性の各方面から詳細にお話し頂きました。つい理論は後回しにしがちなフィルム解析でしたが、改めて勉強する大変良い機会となりました。

後半は治療計画に関わる内容を中心に講義が行われました。DIR の講義では、国立がんセンター東病院の臨床例を取り上げながら、まだ道内では導入施設の少ない DIR 装置の臨床的な使用用途、ワークフローについてお話し頂きました。昨今、Adaptive Radiation Therapy（適応放射線治療）の研究が盛んに行われていますが、その臨床応用には DIR 技術の普及と発展は必要不可欠であると感じました。

本セミナーの目玉として企画されたのが、異なる TPS（Eclipse, Pinnacle, Monaco）における IMRT 治療計画の実践的な講義と討論でした。Eclipse は 2 施設からの講義があり、札幌市立病院からはプランの最適化前後で確認すべきこと、最適化に用いる排他的な ROI 設定についてのお話を頂きました。見た目の DVH だけに囚われず、線量分布や MLC の動きを良く確認することが重要であるといった説明が印象的でした。北海道がんセンターからは、完成形の線量分布から考えた最適化用 ROI 設定に当たってのマージンの考え方や Field 設定のコツについて、頭頸部 VMAT を例に具体的にお話し頂きました。恵佑会札幌病院からは Pinnacle を用いた治療計画のコツとして、前立腺と頭頸部 VMAT を例に、Objective Value を意識したプラン最適化の考え方と実際の治療計画を、段階を追って説明して頂きました。当院でも IMRT 治療計画は Pinnacle で行っているため、他施設の考え方を知ることができ大変勉強になりました。札幌医科大学附属病院からは Monaco の計算アルゴリズムである X-ray Voxel Monte Carlo の理論について、また治療計画における Cost function の解説から計画時の使い方、Dummy ROI の設定のコツをお話し頂きました。

最後に総合討論として、講義で登場した 3 つの TPS を用いて、事前にプランニングされた前立腺と頭頸部の線量分布（同一患者・同一線量制約）を比較し、それぞれの施設で工夫した点、苦勞した点に関してディスカッション形式での討論が行われました。自施設で所有していない TPS の分布を見られる機会は滅多にないことであり、とても面白い企画でした。治療計画のアプローチは TPS 毎に異なる

りますが、それぞれの特性を理解し、OAR やターゲットとのバランスを上手く取りながらゴールを目指していくことが重要であると感じました。また治療計画を行うに当たり、DVH 上で線量制約を満たすだけで良いわけではなく、患者背景を考慮し、QOL 向上のためのより良いプランを目指していくのが放射線治療の本質としてあるべき姿だと感じました。

今回のセミナーは、放射線治療技師、医学物理士、放射線治療品質管理士が携わる物理的業務である精度管理や線量検証、治療計画の基礎から臨床まで非常に幅広い内容で、今後の日常業務や研究のステップアップの機会となる大変有意義なセミナーでした。夜の懇親会では、これぞ北海道！と言わんばかりの巨大なキンキを堪能することができました。

末筆ではございますが、セミナー運営に尽力いただきました委員の皆様、非常に丁寧な講義をしていただきました講師の皆様に心からの感謝の気持ちと御礼を申し上げます。



第 47 回放射線治療合同セミナー開催報告

放射線治療部会委員 有路貴樹（国立がん研究センター東病院）

セミナー世話人

平成 29 年 8 月 26 日(土)、埼玉県にある大宮ソニックシティで JSRT 治療部会と関東支部関東 RT との合同でセミナーを開催しました。会場は新幹線停車駅で徒歩 5 分程度と交通の便がよかった事もあり定員 80 名に対し多くの参加申込がありました。JSRT 会員の治療部会、関東支部会員を中心に予定より多く 90 名を参加予定としました。会場の関係で今回ご希望にそえなかった方には申し訳なく、今後は大きめの会場の手配等を考えたと思います。

今回の“IGRT がもたらすパラダイムシフト”とは日常診療において油性マーカーなどで患者の体に線を描く行為を何気なく行っている施設は多いのではないかと思います。しかし患者にとってはこの線が苦痛に感じたり、仕方ないと諦めていたりします。また大型連休において、以前は線が消えない様に患者に色々説明していましたが、現状は消えたらそのまま大丈夫ですよと言うように変わって来たと思います。

IGRT を行う上での基本的な幾何学精度は重要です。この意味から IGRT の QA に関する内容を群馬大学付属病院の樋口弘光先生に講義して頂きました。リニアック装置 3 メーカーの特徴などを踏まえた QA 方法でした。北里大学病院の首藤宣昭先生には実臨床で役立つ情報を提供して頂き、アンケートからも非常に参考になったという意見が多かった講義でした。

IMRT はやはり IGRT と組み合わせることでより威力を発揮します。この観点から山形大学医学部がんセンターの鈴木幸司先生からそのポイントを講義して頂きました。

IGRT の普及でより身近に定位放射線治療が行える環境になったことから国立がん研究センター東病院の大吉一先生に IGRT でどのような定位照射が可能かを講義して頂きました。

MRI を用いた IGRT はまだ国内では初めての施設ですがその利点や問題点を講義して頂きました、最後の光学的患者位置システムでは先駆的にこのシステムを利用している東京ベイ先端医療・幕張クリニックの横浜亘先生に講義して頂きました。先にのべた体表に線を描かずに、リアルタイムに位置が確認できることから今後普及すると考えられました。

会場は少し窮屈でしたがアンケートからも 1 日をとおして満足の出来る情報提供が出来たと考えています。



第 47 回放射線治療セミナーを受講して

栃木県立がんセンター 伊藤憲一

当院では、昨年度装置の更新があり、画像誘導放射線治療 IGRT が可能な装置が導入された。IGRT を実施することで、ターゲットを実際に確認し、画像誘導することで、精度の高い照射が可能になる。臨床現場で初めて IGRT を実施した際は、今回のセミナーのテーマである、「パラダイムシフト」をまさに実感できた瞬間であった。一方、AAPM TG75 に記載があるように、撮影線量が問題となり、他施設ではどのような状況で IGRT を実施しているのかを今回のセミナーで勉強することを目的として受講した。

本会は、大宮駅から徒歩で数分のソニックシティで行われた。昨年度の第 44 回日本放射線技術学会秋季学術大会の会場であったこともあり、アクセスがしやすかった。会場に入ると、90 名近い受講生が参加しており、IGRT が注目されている技術であることが改めて認識することができた。開会に先立ち、放射線治療部会代表の小口先生、関東 RT 代表の浅賀先生から、ご挨拶があり、身の引き締まる思いで本会に望むことができた。

午前中の内容は、群馬大学医学部附属病院の樋口先生から、「IGRT の精度管理」について、エレクタ・バリアン・シーメンスの治療装置が導入されている施設ならではの、各々の装置の管理方法が説明された。装置の受入試験のデータを基準として、各項目の頻度を見直しながら、施設側で最適な管理プログラムを作成することの重要性を実感できた。次に、北里大学病院の首藤先生からは、「IGRT の照射位置」について、実際の臨床での撮影頻度や固定具の工夫の話がされた。当院でも撮影頻度は、非常に悩んでいることもあり、照射部位別に撮影プロトコルを明確にすることで、スタッフ間の情報共有ができる点は、非常に有用と感じた。午後の内容は、山形大学医学部附属病院の鈴木先生から「IGRT と IMRT」について、文献からの参考例を提示いただき、IGRT で撮影データを管理することで、施設毎で根拠のあるマージン設定をする重要性の話がされた。次に、国立がん研究センター東病院の大吉先生から、「IGRT と定位照射」について、臨床データを提示いただき、呼吸管理や同期方法などの運用手順の説明がされた。照射期間中に腫瘍位置が変異することもあり、IGRT でなければ把握できないような症例もあるとの注意喚起もされた。次に、最先端の装置として、国立がん研究センター中央病院の逆井先生から「MRI リニアック装置の概要」、東京ベイ先端医療・幕張クリニックの横浜先生から「光学的患者位置システム」について話がされた。両装置ともに被ばくのない IGRT として、今後注目される技術で有り、興味深く聴講させていただいた。

本会を受講して、当院で悩んでいた撮影方法や管理方法について、実例を提示いただき非常に参考になった。今後とも、本会では最新技術のみならず、基礎的な内容でもセミナーを実施していただき、現場の進むべき道を先導していただきたい。



—地域・職域研究会紹介—

熊本放射線治療物理・技術研究会 の紹介

熊本放射線治療物理・技術研究会世話人 中口 裕二

熊本放射線治療物理・技術研究会は、平成 24 年 3 月に第 1 回研究会が開催され、今年で 15 回目の開催になります。開催当初は、年に複数回、開催していましたが、現在では年に 1 回、5 時間程度の研究会となっています。第 1 回研究会が平成 24 年と最近ではありますが、以前は医師、看護師等と合同で熊本放射線治療研究会を開催しており、この研究会を含めると 30 年以上の歴史があります。

熊本県下には 13 施設の放射線治療施設があり、そのスタッフと熊本大学保健学科の教員と学生が主な参加者となっています。しかしながら、特に地域や職種は限定していませんので、他県の方やメーカーの方も参加されていて多彩な研究会となっています。特徴的なことは、研究演題発表が 2 時間、12 演題となっており、学生の研究発表の割合が多くなっています。学生の研究の良い発表の場であり、卒後しばらくたった参加者にとっては、最近の研究を拝聴できる貴重な機会となっています。その他、特別公演やメーカーによる講演があり研究会終了後は懇親会も開催しており、研究会では議論できなかった詳細な事について楽しく議論しています。

今年も 9 月 23 日に開催を予定していますので、熊本県の皆様はもとより、他県からの参加も大歓迎ですので、機会がある方はぜひ参加ください。

HP : <http://skrt.jsrt-kyushu.org/main/>

(南九州地域放射線治療技術合同研究会 HP 内)

日本放射線治療専門放射線技師認定機構認定単位 : 1.0 単位

放射線治療品質管理機構認定単位 : 0.5 単位

世界の論文シリーズ

Exploratory study of the association of volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan robustness with local failure in head and neck cancer

Wei Liu, Samir H. Patel, Daniel P. Harrington, et al

J Appl Clin Med Phys 2017; 18:4:76–83

INTRODUCTION

VMAT Planにおける研究報告はコンピュータベースの線量測定に関係するものが多い。VMAT堅牢性と臨床的に観察される局所再発 local failure; LFとの関連性を検討した研究はない。本研究ではVMATにおける患者セットアップに起因するPTV線量低下と頭頸部局所再発関係をしらべた。

METHODS AND MATERIALS

2012年1月19日から2015年8月31日までの間に、頭頸部がん患者396例がVMATを使用して治療された。他の複雑な技術面および外科的播種を含む生物学的側面は、この探索的研究では考慮されていない。

頭頸部がん患者10名をPET/CTをもちいて局所再発と診断した。13例の局所再発を調べたものである。VMATは2または3arcsのSIB法で作られている。化学療法は6名で行われ、5名は手術も行われている、9名は扁平上皮がんであるが1名は腺様嚢胞がんであった。局所再発はターゲット内からであった。過小線量を評価するために2つの方法を用いた。

(a)PTV線量分布から処方線量を差し引いたunderdosed volume in the nominal dose distribution (UVN); standard method (b) The underdosed volume in the coldest dose distribution (UVC); robustness method.

UVCは患者アイソセンタをAP方向, SI方向, LR方向それぞれに3mmシフトさせたシナリオで計算した

VMAT計画における患者セットアップの不確実性に直面したPTVの線量変動を視覚化するために二乗平均平方根線量偏差 (RMSD) ロバストネス定量化手法を用いた

フィッシャー正確検定のために腫瘍位置 (口腔/口腔咽頭の有無), ステージ (進行ステージか否か), CTV高容量 (> 100ccか否か), および (外科手術の有無にかかわらず) の2群に振分けた

RESULTS

これらの13個のLFのうち、9個がフィールド内、3個が限界、1個がフィールド外LFであった。ほとんどの患者のDVH指数は十分なPTVカバレッジ ($\geq 99\%$) を示唆していたが、すべての患者はLFを発症していた。患者 #1, #8, #9および#10のPTV適用範囲は、リスク臓器の近傍にあった。13例にLFのうち3つはUVNと重なり、11例はUVCと重なっている。PTV線量を妥協した4例のうち1例がUVNと重なり、3例はUVCと重なった。

DISCUSSION

H&Nがんの不均一性のために、生物学的因子、疾患の容積、不十分なマージン、不正確な線量計算など、放射線療法におけるLFには多くの要因が寄与している。

LFの原因はターゲット作成であるが経験豊富な放射線腫瘍医によって描かれた。皮膚3mm切り取った最適化もこの研究には影響していない。

13例の局所再発のうち11例がUVCに関連していた($P=0.011$)、3例がUVNに関連していた($P=0.99$)。

患者のセットアップの不確実性に起因する可能性のある過少線量はH&NがんのVMATの局所再発に関連するより高い因子であると結論した。

コメント

最初に断っているが抗がん剤や手術、腫瘍の大きさなどの因子や症例抽出においても根拠がなく必ずしも今回の結論が全てではない。堅牢性を評価する方法としてよく **worst case analysis(WCA)** が用いられる。AP方向、SI方向、LR方向それぞれに3mm程度シフトさせ6パターンから線量分布を評価する、さらにDVHを解析してDVHB(DVH band)として評価する。IMRTにおいては以前から堅牢性について不明確な部分があり当院でも口腔がんなどの症例等でWCAを用いて評価をおこなっている。これらの不明確な部分は今後、新しい治療計画装置(Raystation; 日立製作所)に搭載されたRobust optimizationを用いることで解消されるのではないかと期待される。特に肺がんや食道がんなど相対電子密度が急襲に変化する部位や患者位置における不確さが起こる部位では有効と考えられる。またこの論文から必ずしもVMATが否定されるものではない、IMRTにおいても同じと考えられる。再発の症例など振り返り計画を見直す事が重要である。

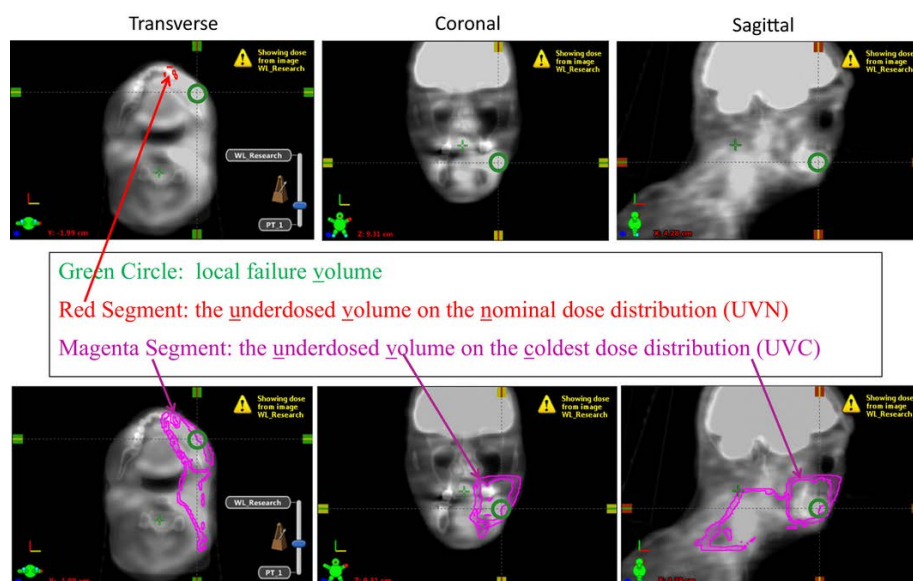


figure2

Illustration of the PET/CT fused with the planning CT for one patient: (a) association between the underdosed volume in the nominal dose distribution (UVN) and local failure; (b) association between the underdosed volume in the coldest dose distribution (UVC) and local failure. The local failure was indicated using green circles, while the underdosed volumes were indicated using magenta lines.



figure3

Dose perturbation due to patient setup uncertainties in three planes: (left) transversal; (middle) frontal; (right) sagittal. Patient setup variation appeared to perturb the VMAT dose distribution in the middle of PTVs. The dose perturbation, although small, demonstrated that the static dose cloud approximation is not rigidly satisfied in VMAT.

The Pace of Progress in Radiation and Immunotherapy

(放射線と免疫療法における研究進歩のペース)

S C Formenti

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 95(2016) 1257-1258

Johnson と Jagsi は、放射線療法と免疫療法併用の臨床試験に関する有効な証拠について批評した (1)。これらの試験の目的はアブスコパル効果であるが、その大多数の主要なエンドポイントは、放射線療法と各種免疫療法との併用の実現可能性と安全性についてである。臨床研究に参加した患者に対し科学的仮説を検証する場合、これら 2 つの項目については困難ではあるが達成するために必要な措置を講じなければならない。多くの試験は統合された放射線治療の複雑さや癌のステージやタイプの違いによる免疫拒絶の段階と発生機序の免疫療法戦略について説明をしている。

著者らは、局所放射線療法におけるアブスコパル効果の可能性について肯定しているが、過程について懸念を示している。恐らく筆者らは、免疫補助療法として放射線治療を利用することや、その概念を解決するための障壁がいかに危険であるかを十分には評価していないことが考えられる。興味深いことに Red Journal はプロセスの成功に重要な役割を果たした。

初めに免疫療法と放射線療法を併用するという考えを 12 年前に導入した。全一般科学、放射線腫瘍学内外の聴衆に対しこのアイデアを公表した。基礎、臨床科学者は、免疫抑制や白血球の根絶に全身照射 (以下 TBI ; total body irradiation) を使用することで、細胞療法 (4) の前に免疫システムをリセットすることはよく知られている。放射線生物学者ではない者にとって、TBI と局所放射線療法を混同することはよくあることである。免疫原性モダリティーとしての局所放射線療法の提案は、数十年に及ぶ伝統的な信念を覆すものとして認識されてきた。前臨床 TBI の免疫抑制効果を示す報告結果を一般化する最近の解説は、この点を支持している (5)。

また混乱の一部は、局所効果が得られる状況においても放射線によるリンパ球へ晩期障害を有するという事実由来している。異なる線量および照射回数で治療された患者の循環するリンパ球の長期プロファイルを比較することは容易であり、併用治療に対し最適な免疫能を有する宿主の必要条件を推察できる可能性が高いと考えられる (6)。

局所放射線療法が腫瘍に対する免疫原生 (免疫抗体を作る能力) を増強するための強力なツールとして利用され、特徴的に宿主の T 細胞の受容体のレパートリーを変化させる明白な証拠を出すのに 10 年以上要している (7)。その結果、臨床的に検知できるアブスコパル効果が得られる (8)。重要なことは、前臨床作業の解釈は驚くほど信頼性が高く、この分野の放射線生物学の基礎的研究への投資を促進していることである。

解説で示唆されているように、標準的な放射線療法の規則の改変は、免疫療法の補助としての役割において検討されるべきである。

例えば我々のグループは、免疫チェックポイント阻害中に、照射された腫瘍が免疫原性ハブへ変換される際の生ワクチンの挙動を最も模倣するために、**nonablative doses** を試験することを選択した。

この件に関する臨床研究の急激な件数の増加は驚異的である。このジャーナルに初めて掲載されたレポートを持つニューヨーク大学の小さな研究所では、放射線生物学研究分野での革新が始まった (2,3,9)。

多くの優秀な研究者グループが、局所癌治療としての確立された役割を超えて、電離放射線の新規応用を試験するために集結した。免疫療法剤の研究開発背景である放射線療法における製薬業界の統合も顕著である。

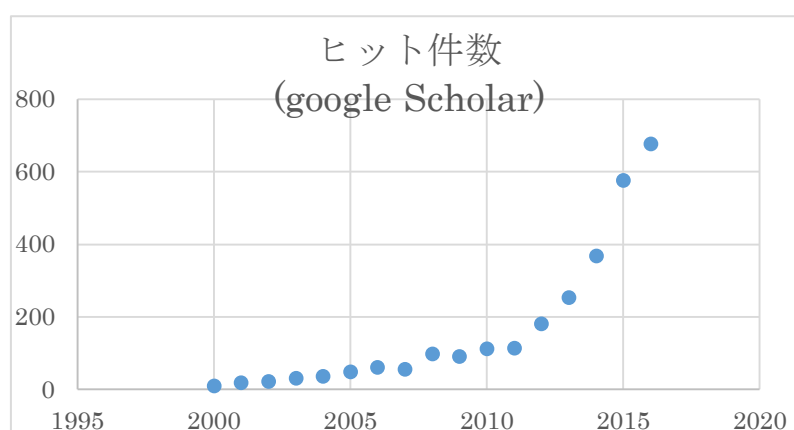
私は科学的な相互評価の堅牢なシステムが、分野の競争による激しい進化をもたらし、最適なシーケンス、投与量、および組み合わせを徐々に解明することを確認している。

この進捗を示すために多大な時間を要するのは、個々の腫瘍および治療に対する基本的な免疫応答の観点から、この研究分野に挑戦する複雑さを反映している：癌や免疫系の異質性および宿主の遺伝的多様性を個々の腫瘍や治療に対するそれらの基本的な免疫応答の観点から評価する。また、宿主と腫瘍とシグナル伝達経路へ介入することも反映されている。その事実は生存率に依存し、腫瘍応答のたくさんの客観的な測定値は、免疫系が癌を排除することに成功するためのゴールドスタンダードとなるであろう。

コメント

ここ数年免疫チェック療法と放射線治療を併用した治験や臨床試験が盛んにおこなわれている。この中でさらに注目されているのがアブスコーパル効果である。

文献検索を年毎に行うと(abscopal radiation) , ここ数年で飛躍的に伸びている事がわかる。



がん医療と薬価制度に衝撃を与えたがん免疫薬（オプジーボ）の新薬が承認された。放射線治療との治験や臨床試験が数多く行われ、関心の高さがうかがえる。放射線治療に携わる放

放射線技師においては知っていて当たり前の治療法となりうる。

3 大がん治療として外科手術，化学療法，放射線治療が挙げられる。近年ではこれに加えて免疫療法が第 4 のがん治療として注目されている。本論文では，その免疫療法と放射線治療の併用試験について調査されており，アブスコパル効果についても触れられている。アブスコパル効果については局所放射線療法が免疫原生増強を目的として利用でき，宿主の T 細胞の受容体を変化させることで起こることが判明した。これらの結果に対し 10 年以上の時間を要しており，様々な状況における免疫応答に対する評価が複雑であることが起因している。臨床試験は現在進行中であり，放射線治療における投与線量，投与タイミングなど結論付けられてはいないため今後のさらなる発展が期待される。

国立がん研究センター東病院 栃内拓

放射線治療部会役員氏名

部会長

小口 宏 (名古屋大学大学院)

委員

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

鈴木 幸司 (山形大学医学部がんセンター)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (熊本大学医学部附属病院)

中島 健雄 (広島大学病院)

羽生 裕二 (東京女子医科大学病院)

林 直樹 (藤田保健衛生大学)

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

編集後記

今回より放射治療部会誌の編集を担当することになりました。

表紙の画像は、「オリオン大星雲-M42」札幌医科大学「日本酒大好き」染谷先生による撮影です。2001年11月17日、日高町清島で撮影。気温 -3度。この日は33年に1回の「しし座流星群」の大出現の日だったそうです。

放射線治療で言えば、この頃から日本でIMRTがスタートします。東北大学、千葉県がんセンター、天理よろづ、近畿大学、京都大学、等が2000年7月～2001年1月より、相次いで臨床開始したそうです。治療計画装置はCadPlan, FOCUS等。(知らない方は先輩にお尋ねください)

各施設の方に伺ったところ、頭頸部から始められた施設が多く、意外な感じがしました。前立腺によるスタートは千葉がんと京大のみです。

ある技師さんは、「17年も前ですが、(最初の)患者さんの顔は、忘れもしません」と、印象深く当時のいきさつをお教えてくださいました。処方、計画、検証、照射。大変なご苦労と試行錯誤の中立ち上げられたのだな、としみじみ思いました。

-----オリオン写真からIMRTへ、思いを馳せてみました

〒065-0033 札幌市東区北33条東14丁目3番1号

札幌東徳洲会病院 放射線治療部 小島 秀樹

TEL:011-722-1110 E-mail: hidekiko@tohtoku.jp

平成29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鋸屋町167

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

放射線治療部会 URL:

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