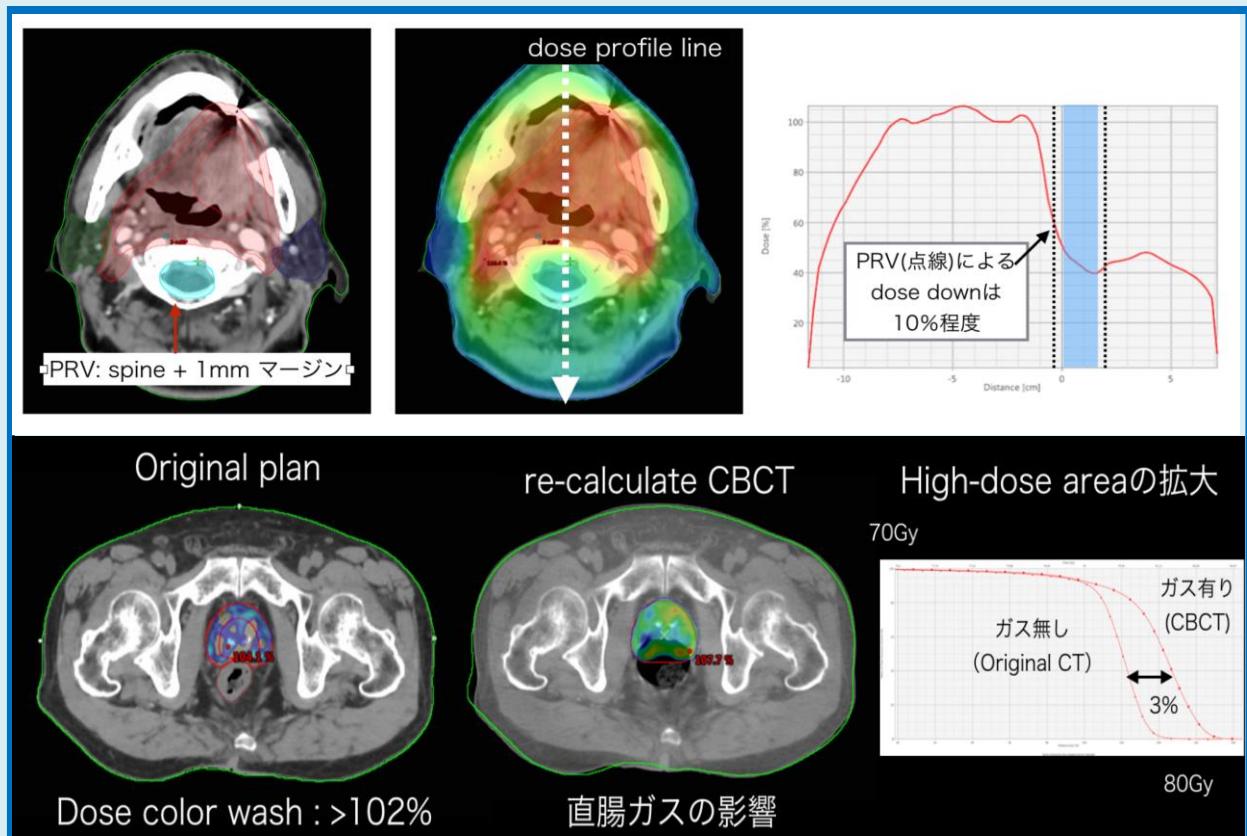




放射線治療部会誌

Vol. 31 No. 1 (通巻 52)



2017年(平成29年)4月
公益社団法人日本放射線技術学会
放射線治療部会

目 次 (放射線治療部会誌 Vol. 31 No. 1 (通巻 52))

・卷頭言 「やさしさ」がクイズになる時代	八重樫祐司 ····· 1
・第 74 回放射線治療部会開催案内 ········ ······ ······ ······ ······ 3	
・放射線治療関連プログラム (第 73回日本放射線技術学会総会学術大会) ········ ······ 4	
・教育講演 [放射線治療部会] 予稿 「再照射」	呉 隆進 ····· 5
・第 74 回放射線治療部会 (発表予稿) 「先端放射線治療の動向と未来」 座長「本シンポジウムの概要」	八重樫祐司 鈴木 幸司 ····· 6
1. IMRT の動向と未来	遠山 尚紀 ····· 7
2. 重粒子線治療普及,世界戦略	森 慎一郎 ····· 8
3. BNCT の最近の動向と将来展望	加藤 貴弘 ····· 9
4. MR 装置一体型放射線治療装置の動向と未来	逆井 達也 ····· 10
・教育講演「3D IGBT が及ぼす利益と課題」	熊崎 祐 ····· 11
・第 73 回放射線治療部会 (発表後抄録) 「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」 座長集約	羽生 裕二 鈴木 幸司 ····· 19
1. IMRT がもたらす利益と課題	松本 賢治 ····· 21
2. IGRT が及ぼす利益と課題 ~位置精度, 線量管理, 適応治療~	大野 剛 ····· 26
3. 呼吸性移動対策が及ぼす利益と課題	椎木 健裕 ····· 27
4. 陽子線治療 二重散乱体法とスキャニング法の利益と課題	安井 啓祐 ····· 34

・第 44 回秋季学術大会（さいたま市）座長集約	38
・第 44 回放射線治療セミナー 報告	中島 健雄 50
参加レポート	杉本 渉 51
・第 45 回放射線治療セミナー（実機コース）を終えて	羽生 裕二 52
・# 29 地域・職域研究会紹介 （神奈川県放射線治療技術研究会の紹介）	松本 好正 53
・世界の論文紹介 「Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: dependence on the magnetic field strength」 A J E Raaijmakers, B W Raaymakers and J J W Lagendijk Phys. Med. Biol. 53 (2008) 909-923	佐藤 清和 55

卷頭言

「やさしさ」がクイズになる時代

北海道科学大学
八重樫祐司

最近、「クイズやさしいね」という番組を観ました。「やさしい人」ならクイズが解けるそうです。「やさしさ」がクイズになるほど現代人は「やさしさ」の意味を忘れてしまっているのかもしれません。そういう私もクイズの答えは不正解ばかりです。ニュースを見ても悪人ばかりが話題に上がり、「やさしさ」を感じられない暗い世の中になってしまったのでしょうか。そんな中、「やさしい人」をローカル新聞で見つけたのでご紹介します。以下、概略です。

埼玉県の鴻巣署は、県道に散乱していた古紙を一人で回収した、県立鴻巣高校 1 年生の A 子さん（16）に感謝状を贈った。見て見ぬふりをして通り過ぎる自分を受け入れられず、後先のことを考えずに一心不乱に集めた行動は、周囲の心を揺り動かした。

自転車で通学している A 子さんは昨年 12 月 21 日夕方、鴻巣市屈巣の県道を通りがかった際、新聞紙や折り込みチラシが半径約 3 メートルにかけて大量に散乱しているのを目の当たりにした。一度はそのまま通り過ぎたものの、「何もしていない自分に辛くなつた」と戻って来た。当初は古紙を自転車の前かごに積んで自宅に持ち帰ろうとしたが、收まり切れない。約 500 メートル離れたコンビニエンスストアへ行き、ごみ袋を買って戻り、再び拾い集めた。現場は交通量の激しい通り。湯本さんは青信号になるたびにひたすら拾い続けた。午後 5 時 20 分ごろ、同署に「女子高生が落とした荷物を一人で拾っている。かわいそうだから助けてほしい」と連絡が入った。署員が駆け付けると、すでにごみ袋 3 袋分、計 10 キロの古紙が回収されていた。持ち帰り方法を考えていた矢先に署員が到着。安心した A 子さんの目からは涙が流れた。高校ではバスケ部に所属している A 子さん。学校周辺のごみ拾いなど美化活動をしてから朝の練習に取り組んでおり、「学校でもやっているので当たり前と思って拾いました」と振り返った。市村知孝署長から感謝状を贈られ、A 子さんは「周りの事をもっと見られる一年にしたいです」とほほ笑んだ。

A 子さんが安心して流した涙を思うと、こちらも胸が熱くなります。察するに彼女を育てた

親御さんも素晴らしい人なのでしょう。私も大学の講義やゼミを通じて多くの学生と接していますが、技術的知識は教えられても患者さんへの「やさしい」気持ちをどうしたら育んでもらえるか、いつも悩んでいます。それはむしろ大学で教えるべきものではないのかもしれません、放射線治療に携わる技師は、物理的な知識とがん患者さんへの「やさしさ」をセットで併せ持つべきというのが私の持論です。

すでに、これまで育ってきた環境で人間の気質は決まっているのかもしれません、私の何気ない一言で変わるきっかけを掴む学生がいることを願いつつ、なぜか、「勉強しろ」と「やさしくない」言葉をかけている今日この頃です。

テレビのクイズ番組を観てもっと「やさしさ」を勉強しなければならないのは私のようです。

第74回放射線治療部会開催案内

教育講演9 [放射線治療部会] 4月16日（日）8：50～9：50（国立大ホール）

司会 都島放射線クリニック 辰巳 大作

「再照射」

都島放射線科クリニック 吳 隆進

第74回放射線治療部会 4月16日（日）9：50～11：50（国立大ホール）

「先端放射線治療の動向と未来」

司会 北海道科学大学 八重樫祐司

山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司

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

2. 重粒子線治療普及、世界戦略

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 森 慎一郎

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

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

放射線治療関連のプログラム

第73回日本放射線技術学会総会学術大会(横浜市)

宿題報告1 4月14日（金） 10：50～11：50 (F201+202室)

司会 副代表理事 船橋 正夫

「放射線治療専門放射線技師に求められる高精度放射線治療における物理・技術的品質保証」

近畿大学医学部附属病院 奥村 雅彦

入門講座2（放射線治療） 4月14日（金） 12：00～12：45 (F201+202室)

司会 広島大学病院 中島 健雄

「放射線治療に関わる看護の知識」

広島がん高精度放射線治療センター 岩波由美子

専門講座6（放射線治療） 4月16日（日） 8：00～8：45 (国立大ホール)

司会 藤田保健衛生大学 林 直樹

「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

— 第74回(横浜市)放射線治療部会 教育講演 —

予稿

「再照射」

都島放射線科クリニック 呉 隆進

従来の常識では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。再照射検討のための重要な因子には、腫瘍の位置や体積、腫瘍の周囲臓器への浸潤、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、他病変の有無、患者の予後などが挙げられる。また放射線治療以外にも動脈塞栓術や手術等が施行されている場合には、ターゲット近傍に組織障害が潜んでいる場合があり十分な注意を要する。重要なことは再照射部位の組織障害履歴を正確に把握し、重篤な晚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ことである。準備に妥協は許されず、多大な労力を要するため、再照射に取り組むには多職種で構成されるチーム体制が必須となる。

— 第 74 回(横浜)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「先端放射線治療の動向と未来」

0. 本シンポジウムの概要

北海道科学大学 八重樫 祐司

山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司

第 74 回放射線治療部会シンポジウムは、「先端放射線治療の動向と未来」というテーマを取り上げる。

マルチリリーフコリメータが出現しつつ三次元放射線治療計画が可能になった時、これ以上の放射線治療の発展はあるのだろうかと思った。しかし、当然そのような思いは打ち碎かれ、強度変調放射線治療という魔法のような治療が始まった。そして、画像誘導放射線治療が実現し、リニアックで CT が撮影可能になるという予想をはるかに上回る新技術が生まれた。放射線治療はまさにゴールのない、どこまでも発展し続ける分野である。

今回のシンポジウムでは、4 つの先端放射線治療について、その技術の動向および未来までも解説していただく。

一見、成熟期に入ったかと思える「IMRT・VMAT」であるが、まだ解決しなければならない問題点もあり、その動向と今後の発展について、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く。世界の重粒子線治療を常にリードしてきた量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所の森 慎一郎先生には、重粒子線治療の最新技術はもちろんのこと、未来に向けた普及への世界戦略を解説していただく。南東北 BNCT 研究センターの加藤貴弘先生には、今まさに新時代に突入しようとしている BNCT の最近の動向と今後取り組むべき課題について解説していただく。国立がん研究センター中央病院の逆井達也先生には、全国学会ではほぼはじめてであろう、MR 装置一体型放射線治療装置の治療計画も含めた詳細な解説がなされる予定である。

当日は、二名の司会により、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。

— 第 74 回(横浜市)放射線治療部会 シンポジウム —

予稿 「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

強度変調放射線治療（以下、IMRT）は、放射線治療装置（リニアック）と、付属するマルチリーフコリメータ（以下、MLC）等を利用し、標的に限局した照射を実現しながら、隣接するリスク臓器を許容しうる線量へ低減する事が可能な治療法である。汎用型放射線治療装置を利用するため、IMRT に限らず、疼痛緩和のための前後対向照射、乳房へ対する接線照射（Wedge, Field in Field など）、三次元原体照射、定位放射線治療、呼吸同期照射、電子線治療、全身照射など、その利用範囲は広い。また、各治療施設に導入されている治療装置を利用可能なため、国内ほとんどの施設で実施可能な照射技術であり、陽子線治療、重粒子線治療、MRI 搭載型治療装置と比較して、安価に導入可能である。現在、230 を超える施設で IMRT が臨床導入されている。診療報酬の施設基準要件の影響もあるが、今後も増加するであろう。

IMRT は、2000 年頃に先進的な国内数施設で臨床導入された。当時は、ガイドライン等も整備されておらず、試行錯誤の中、慎重に開始された。線量検証においては、電離箱線量計、フィルム（EDR2, XV2）を利用していった。また、治療計画装置によっては、IMRT の照射 MU を算出しない治療計画装置もあった。その後、IMRT 関連ガイドライン・書籍の出版、治療装置、治療計画装置、線量検証機器の発展、各団体による IMRT に関する講習会の開催に伴い、2000 年頃とは比較し、比較的容易に臨床導入可能な時代となった。

IMRT の照射技術は、固定多門照射である SMLC, DMLC-IMRT が一般的であったが、近年では、バイナリーコリメータを利用した TomoTherapy、ロボット型治療装置を用いた CyberKnife の他、ガントリ回転中に線量率、ガントリ速度、リーフ形状を連続的に変化させる VMAT など、様々な手法が存在する。

しかし、IMRT の線量検証の結果、許容値内となり、照射可能と判断されたとしても、それが適切な IMRT を患者へ提供できているとはならない。適切な手法で、固定具作成、CT撮影、輪郭描出、治療計画（最適化、線量計算）、データ転送、線量検証、位置照合、照射を実施することが求められる。

本講演では、日本の IMRT、放射線治療の現状、最新技術、論文等を紹介しつつ、IMRT の最新動向にふれつつ、今後の可能性と問題点について報告し、皆様との議論できれば幸いである。

予稿 「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

1970 年台に米国において、ネオンイオンとヘリウムイオンを用いた臨床研究が開始された。国内では 1994 年に炭素イオンを用いた重粒子線治療が開始され、約 20 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治療が実施され、すでに 1 万 5 千人以上の患者を治療した実績がある。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てきた。研究レベルであったアイデアが、現在では治療で使用されている。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、そしてこれらを制御する技術、生物学的効果を最適化した治療計画の実装、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により成り立つ 4 次元粒子線治療をルーチンの治療に導入したことは、まれに見る快挙であると言える。

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 12 分で実施できるようになった。治療機器の小型化もすすめられ、機器設置面積も小さくすることができた。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る。

予稿 「先端放射線治療の動向と未来」

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

悪性腫瘍に対する治療は、手術、放射線治療、化学療法の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、呼吸、嚥下、咀嚼、構音、味覚などの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ではなく、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は乏しく、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も効果を発揮することが期待できる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。

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(¹⁰B)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、¹⁰B 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できる。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。BNCT は、すでに 60 年以上の歴史を持つ治療法であり、全世界で 1,000 例以上の治療実績があるが、従来は中性子源として研究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（以下、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。

演者が所属する南東北 BNCT 研究センターでは 2014 年に世界で初めて病院内に加速器 BNCT システムを導入、2016 年初頭より悪性神経膠腫および頭頸部癌を対象とした第 2 相臨床試験を京都大学原子炉実験所と共同する形で開始している。現在、難治癌、再発癌症例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。

本講演では、加速器 BNCT システムの概要を紹介するとともに BNCT を取り巻く最近の動向と今後取り組むべき課題について概説する予定である。

予稿 「先端放射線治療の動向と未来」

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、それによる位置精度の向上、治療直前の状態で治療計画を最適化、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されており、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)があげられる。今回は当院が導入した ViewRay 社 MRIdian の情報を、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 2 個に分かれしており、ボア径は 70cm、表示最大視野は 50cm であり、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。この 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し、撮影シーケンスはグラジエントエコー法である。2 個に分かれた超電導マグネットの間にリング状ガントリーが配置され、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一面で 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。

放射線治療で MR 装置を用いる際に問題となるのは、非線形な画像の歪み、アーチファクトによる画像のずれ、線量分布の歪みがあり、これらの現象を評価し対策が必要である。画像の歪みは患者体の組織の磁性の違いにより磁場が歪む磁化率アーチファクトに、画像のずれは分子中の電子により磁場が遮蔽され共鳴周波数の違いとなる化学シフトアーチファクトに、線量分布の歪みは電子の輸送が磁場のローレンツ力に影響され、それぞれ引き起こされる。これらの現象は磁場強度とともに増大する。

MRIdian における治療の流れは、MR シミュレーション、CT シミュレーション、治療計画、治療となる。MR シミュレーションでは治療計画用撮影に加え、MR シネ撮影によるトラッキングの確認も行う。CT シミュレーションでは MR 画像の電子密度変換用の CT 画像を取得する。治療計画ではモンテカルロ法が用いられ、磁場の影響を含んだ結果が得られる。治療では MR 画像による位置照合、照射、照射中の MR シネ撮影によるトラッキングを行う。また、位置照合画像を用いて照射直前に線量の再計算や IMRT プランの再最適化を行うアダプティブ治療が可能である。

— 第73回(さいたま市)放射線治療部会 教育講演 —

教育講演

「3D IGBT が及ぼす利益と課題」

埼玉医科大学国際医療センター 熊崎 祐

1. はじめに

2016年4月の診療報酬改定により、子宮頸がんに対する画像誘導密封小線源加算が算定可能となった。これによりCT/MR画像を利用する3次元画像誘導小線源治療(3D Image Guided Brachytherapy: 3D-IGBT)は増加しつつある。子宮頸がんに対する腔内照射では、従来から正面/側面2方向のX線画像を用いた2次元治療計画が行われてきた。しかし、この方法ではICRU 38レポート¹⁾のリファレンスポイントを処方線量点やリスク臓器の線量評価点としており、腫瘍の形状や大きさを無視したものであった。そこで、より正確な線量評価を行うために3D-IGBTが開発され、患者の腫瘍形状、大きさに合わせた線量分布を作成することにより、3次元画像上で線量分布を確認できるだけでなく、線量体積ヒストグラム(Dose Volume Histogram: DVH)を利用した線量評価が可能となった。本稿では3D-IGBTが最も利用される子宮頸がんに対する腔内照射について主に述べる。

2. 小線源治療の特徴、分類

小線源治療(Brachytherapy)とは、金属容器内に密封された放射性同位元素(小線源)を腫瘍病巣内に留置する、あるいは腫瘍の存在する臓器内に挿入することによって、腫瘍に高線量を照射する放射線治療である。”Brachy”とは、“近い”という意味である。密封線源では金属を通してきた γ 線を利用している。本治療の適応となる主な疾患は子宮頸がん・腟がん・前立腺がん・舌がん・乳がんなどであり、小線源治療単独あるいは外部照射との併用で治療される。

小線源治療の利点は、第一に空間的線量分布が良いことである。本治療では線源に近い病巣内部には高線量が照射されるが、線源から離れると距離の逆2乗則の影響により線量は急激に低下するため、病巣から離れた正常組織の線量は低く抑えることができる。第二の利点は臓器の動きの影響を受けにくく、病巣に対して正確に照射できることである。一般的に外部照射では呼吸性移動や腸管の蠕動運動などの臓器の動きによって照射精度の不確かさが生じるが、小線源治療では線源を病巣に密着・固定するため、臓器の動きの影響を受けにくい。第三の利点は空間的線量分布が良いため1回大線量小分割の照射が可能であり、抗腫瘍効果が大きいことである。一方、欠点としては、病巣に小線源を適切に挿入するために手術操作を必要とする多いため医療従事者の熟練が必要となること、処置の際に疼痛や出血の危険性があること、入院治療が必要となる場合があることなどが挙げられる。また欠点

ではないが、線源の取り扱いに十分な知識が必要であり、本治療を行う施設では厳重な線源の管理体制を整備する必要がある。

小線源治療は線量率、照射法、線源挿入期間により表1のように分類される。利用される小線源核種は、医療従事者の被ばくを最小限にするための遠隔操作式充填法(Remote Afterloading System: RALS)が開発されてからは、HDRの治療において⁶⁰Co、¹⁹²Irが腔内照射や組織内照射で利用される。⁶⁰Coの方が¹⁹²Irに比べてγ線の平均エネルギーが高いが、臨床例における線量分布の差はわずかである²⁾。また同一核種でも製造メーカにより若干の形状や材質の違いあるため、AAPM TG-43³⁾計算式での各パラメータは異なる。High Energy Brachytherapy Source Dosimetry(HEBD)Working Groupは50 keV以上の線源に対して、コンセンサスデータとしての線量計算パラメータを与えている⁴⁾。

表1 小線源治療の分類

項目	分類	説明
線量率 ICRU Report 38 ²⁾	LDR(Low Dose Rate)	0.4~2 Gy/hr
	MDR(Medium Dose Rate)	2~12 Gy/hr
	HDR(High Dose Rate)	12 Gy/hr以上
照射法	腔内照射(intracavitary)	体腔内に線源を挿入
	組織内照射(interstitial)	腫瘍内線源を挿入
	モールド照射(mold)	皮膚や粘膜上に線源を配置
線源挿入期間	一時挿入(Temporary)	照射後に取り除く
	永久挿入(Permanent)	挿入したまま取り除かない

3. IGBTの歴史・定義

1987年に中野らの報告⁵⁾が3D-IGBTの始まりと言われている。しかし、その後国内から寺原らの報告⁶⁾はあるがIGBTの論文報告はあまりない。代わりにヨーロッパ放射線腫瘍学会の婦人科グループ(GEC-ESTRO)から標的体積に関する推奨(Recommendation 1⁷⁾)、標的/リスク臓器に対する線量評価パラメータの推奨(Recommendation 2⁸⁾)についての報告があり、現在は世界基準となっている。さらに、これらのRecommendationを元に行われた治療結果が数多く報告されている⁹⁻¹¹⁾。2012年時点では国内で行われた子宮頸がんの小線源治療でIGBTが行われたのは16%しかなく、欧米諸国に遅れを取っている¹²⁾。IGBTを行う施設が増加しつつある状況の中、現在は日本放射線腫瘍学会小線源部会が中心となって、安全にIGRTを臨床導入するための「画像誘導小線源治療臨床導入のためのガイドライン(略称:IGBTガイドライン)」を作成中という状況である。

IGBTとは治療用のアプリケータを挿入した状態で撮影したCT又はMRIの画像所見を用いて治療計画を行い、腫瘍と周囲臓器への最適な照射線量を計算して照射する小線源治療のことである。ただし診療報酬上は子宮頸がんに対して照射した場合に限り、一連につき1回に限り算定する(300点)。また、日本放射線腫瘍学会が作成した最新の「密封小線源治療の診療・物理QAガイドライン¹³⁾」を遵守して実施した場合に限り算定できる。その中で、以下の項目が書かれている。

- ・ アプリケータ挿入状態でCTまたはMRIを撮影する
- ・ 画像取得時の体位は治療時と同じとする
- ・ HR-CTV及び膀胱、直腸、その他のリスク臓器を輪郭描出する
- ・ 治療計画と線量分布の評価を行う

- DVH パラメータ(HR-CTV : D₉₀, リスク臓器 : D_{2cc})を基準に治療を行う場合でも、従来から用いられている A 点線量や ICRU38 で規定される膀胱, 直腸の評価点線量も記録する

その他の施設基準として、人的要件、機器的要件、精度管理要件もあるが、本稿では割愛する。

4. 子宮頸がんの放射線治療

4.1. 現在の標準的治療

子宮頸がんの標準的放射線療法は小線源治療と外部照射の組み合わせで行われる。小線源治療では子宮内にアプリケータを挿入し体内から放射線を病巣に当てる。一方、外部照射では骨盤内のリンパ節を含めた全骨盤に対して体外から放射線を当てる。子宮頸癌治療ガイドライン 2011 年版¹⁴⁾では、扁平上皮癌である場合には必ず放射線治療を推奨している（推奨グレード B）。国内の標準的治療スケジュールを表 1 に示す。リスク臓器の障害を考慮して総線量(EQD₂)が等しくなるように決められている。ただし、2D/3D の治療でスケジュールは変わらない。中央遮蔽が用いられるのは日本独自である。この中央遮蔽の役割は膀胱、直腸線量を低下させる役割がある。それに加え、田巻らは中央遮蔽照射を利用するることは lateral 方向に高線量領域を伸ばし、コールドスポットを生じさせることなくターゲットカバーを向上させると報告している¹⁵⁾。これは、High Risk CTV(HR-CTV)の RL 方向の直径が AP 方向に比べて大きいからであり、HR-CTV に対する線量集中性を向上させるのに有利となる。

表 1 国内の標準的治療スケジュール

進行期 (腫瘍の大きさ)	外部照射※1		腔内照射※2	総線量
	全骨盤	中央遮蔽		
I, II 期 (小)	20 Gy	30 Gy	24 Gy/4 fx	52 Gy
I, II 期 (大), III 期	30 Gy	20 Gy	24 Gy/4 fx	62 Gy
	40 Gy	10 Gy	18 Gy/3 fx	64 Gy
IV A 期	40 Gy	10 Gy	18 Gy/3 fx	64 Gy
	50 Gy	0 Gy	12 Gy/2 fx	66 Gy

※1 1回 1.8~2.0 Gy, 週 5 回法, 転移が疑われるリンパ節等には boost6~10 Gy.

※2 1回 5~6 Gy, 週 1~2 回法.

4.2. 2D 治療計画と問題点

子宮頸がんに対する腔内照射では、従来から正面・側面 2 方向の X 線画像を用いて、3 次元的にアプリケータの位置を構築した 2 次元治療計画が行われてきた。線量分布は仮想的な 3 次元空間で計算（拡大率補正あり）しているものであり、評価点は A 点、ICRU Bladder/Rectum point の点線量評価であった。しかし、図 1 に示したように腫瘍形状、大きさを反映せず、画一の基準点を用いるのは妥当ではなく、また、ICRU Bladder point と実際の膀胱内の高線量位置が一致していないこともわかつてきた⁸⁾。つまり、この方法では腫瘍や直腸・膀胱などのリスク臓器の正確な線量評価は困難であった。そこで、CT や MRI 画像を利用する 3D-IGBT が開発された。子宮頸がんに対する腔内照射の 3 次元治療計画例を図 2 に示す。これにより DVH を利用した 3 次元的線量評価を行うことが可能となる。

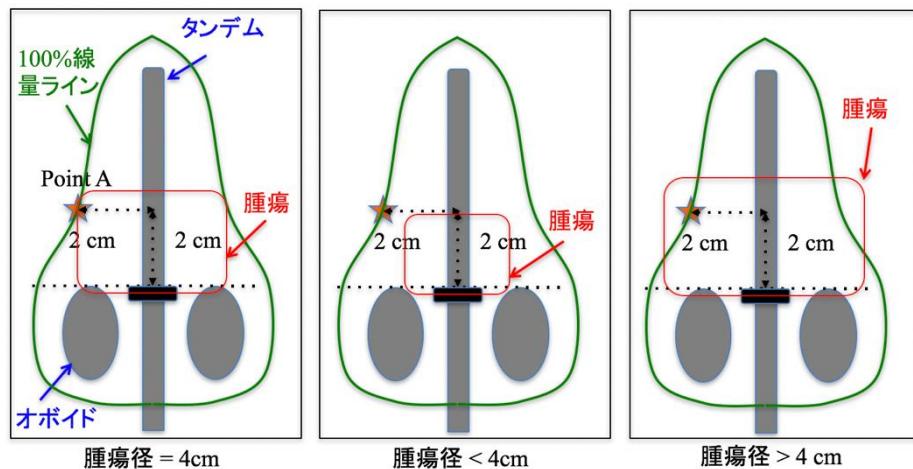


図1 子宮頸がんに対する腔内照射の2次元治療計画（A点処方）

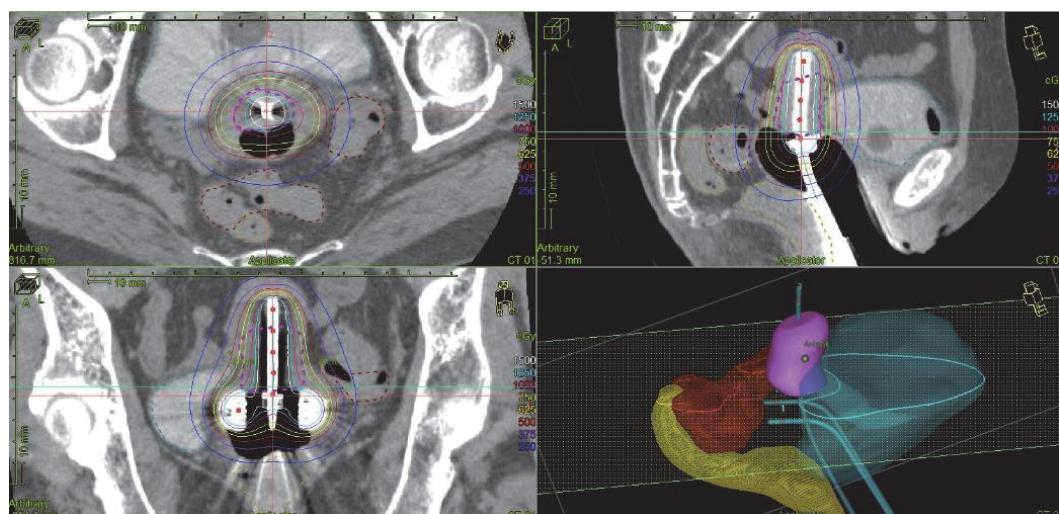


図2 子宮頸がんに対する腔内照射の3次元治療計画

4.3. 3D-IGBTの流れ

子宮頸がんの3D-IGBTの流れは、①患者の子宮腔内および腔腔内にアプリケータを挿入、②CT/MRI画像を取得、③治療計画装置上で標的/リスク臓器の輪郭作成、④アプリケータの位置情報入力と線源配置の決定、⑤線量分布の最適化（線源停留時間の決定）と標的/リスク臓器の線量評価、⑥アプリケータ内に小線源を挿入し治療を施行となる。3D-IGBTで必要となるのは、臓器の輪郭描出、体積線量処方、外部照射と腔内照射の合算線量評価、標的・リクス臓器に対する体積線量評価などの新たな考え方である。これらは、GEC-ESTROにより3D-IGRTにおける推奨事項が複数報告されている^{7,8,16,17)}。

4.4. 3次元画像取得とアプリケータ再構成

3次元画像取得のためのCT撮影では、アプリケータの先端判別のためにスライス厚2mm以下が推奨される。患者体位は治療時と同じとして、CT撮影を別室で行うときは患者移動によるアプリケータの変位が許容範囲内であることを透視などで確認する必要がある。アプリケータ再構成では、先端からアプリケータをプロットして第一停留点までの距離（Offset）をマニュアルで入力する方法と、あらかじめ登録されているアプリケータモデルをCT画像上で重ね合わせるアプリケータモデリングが利用される。ただし、

アプリケータモデリングでの offset はソフトウェアで内部的に処理させるため、画面上は 0mm と表示されるため注意が必要である（図 3）。この offset 値を確認する方法を図 4 に示す。このツールは CT 撮影から照射までの臨床を模擬して End to End での照射位置精度を確認するためのものである。ファントムにはアプリケータを固定するための溝が掘られており、アプリケータ先端、第一停留点、第一停留点から 1 cm, 2 cm の距離にアプリケータ側方に鉛が埋め込まれている。線源からの放射される一次線をこの鉛で散乱させ、フィルム上に基準位置をマークするためのものである。この左右マークの中点と照射中心を比較することにより、照射位置精度を確認できる。この方法では、基準マークをつける人的エラーを排除できるため、測定の再現性を向上させることができる。

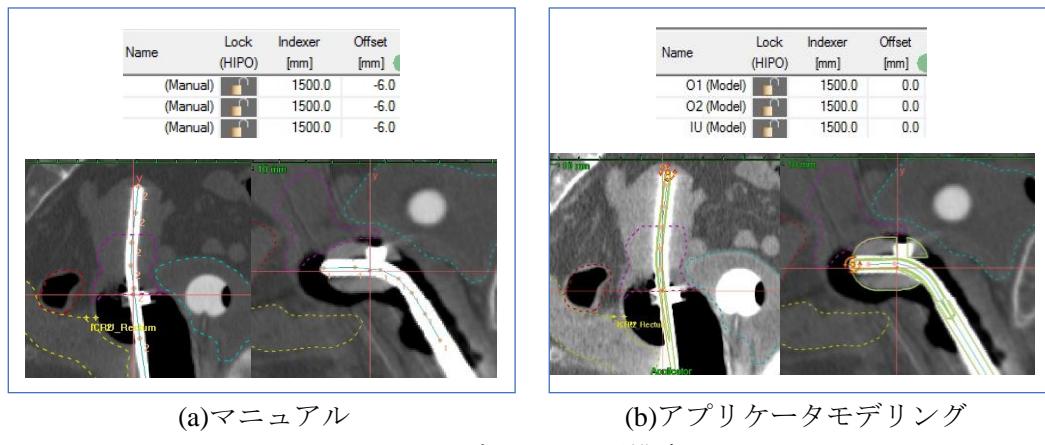


図 3 アプリケータ再構成

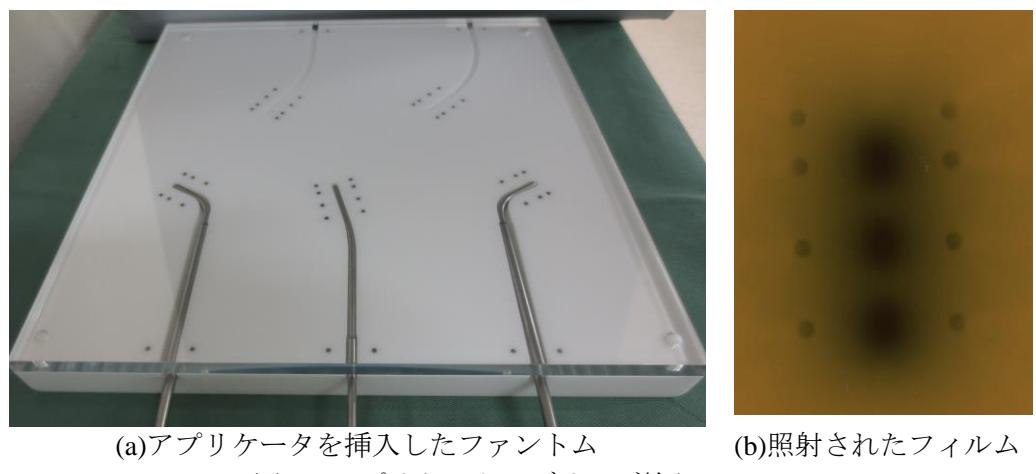


図 4 アプリケータモデリング検証ツール

4.5. 線量処方と最適化

3D-IGBT を行うに当たって、線量分布の最適化は 2 次元治療計画と同じである必要はない⁸⁾。ただし A 点の記録は必要である。実際には、従来通り A 点処方を行い、腫瘍径に合わせて A 点の線量を規格化する。その次に HR-CTV が処方線量でカバーされるように、A 点処方後に線源配置や停留時間を変化させていく。これにより、治療計画のバラツキを抑えることが可能となる。線量分布の最適化には、リングアプリケータを使用する場合にはオボイドの線源配置を変化させることにより、HR-CTV の線量を低下させずに正常組織の線量を減少可能である¹⁸⁾。また、タンデム、オボイドの線源配置や停留時

間を変化させるだけでは HR-CTV をカバーできない場合は、組織内照射を組み合わせるハイブリッド照射が有効である¹⁹⁾。線量分布の最適化例を図 5 に示す。図 5(a),(c)は線源配置と停留時間の最適化で、また図 5(b),(d)は組織内照射を組み合わせたハイブリッド照射により HR-CTV の線量カバーを向上できた例である。標的の線量評価においては、HR-CTV の D_{90} , D_{100} は局所制御とよく相関しているため、HR-CTV の D_{90} の値が用いられる。Dimopoulos らは $D_{90}(\text{BT}) < 7.0 \text{ Gy}$ ($D_{90}(\text{EBRT+BT}) < 87 \text{ Gy}_{\text{EQD}_2}$)の場合には有意に再発が増加すると報告している²⁰⁾。ただし、諸外国の報告では中央遮蔽を用いていない。またリスク臓器の線量評価においては、Georg らは直腸の線量と内視鏡所見/臨床症状は相関しており、直腸の $D_{2cc}(\text{BT}) < 6.2 \text{ Gy}$ ($D_{90}(\text{EBRT+BT}) < 75 \text{ Gy}_{\text{EQD}_2}$)に抑える必要があると報告している²¹⁾。いずれの報告も MR 画像を利用した臨床結果であることには注意が必要である。

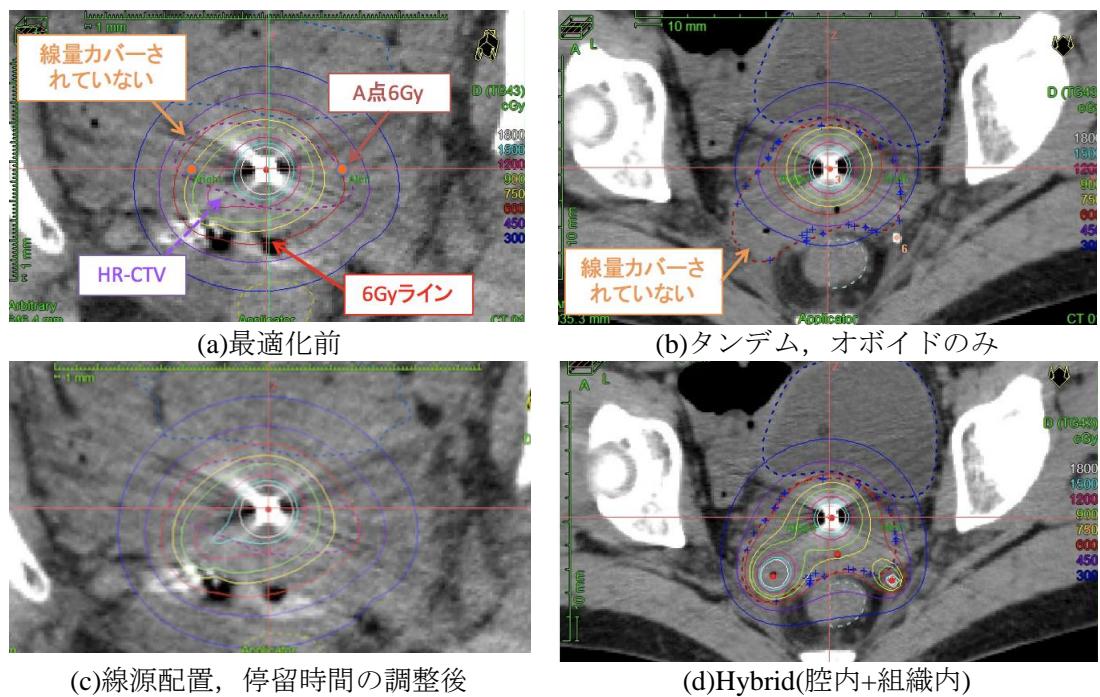


図 5 線量分布の最適化例

5. 3D-IGBT の課題

3D-IGBT により正確に標的やリスクを把握して照射が可能になったが課題もある。それは、従来法より 3D-IGBT は時間がかかるため、スタッフのトレーニングは必須である。また、内診所見やアプリケータ挿入を始めとする治療手技であるため人材育成も重要である。さらに、国内では IGBT の線量評価に関して臨床的に十分確立していない（コンセンサスデータなし）ため、国内の多施設共同研究などによる腫瘍制御に必要な線量指標と晚期有害事象に対する線量制約のデータ収集が必要であり、各施設がバラツキの少ない治療を行なっていくことが重要である。更には、現在は中央遮蔽の影響を完全に無視した評価をしているため、今後は Deformal Image Resistration(DIR)を用いて線量合算した新たな指標が必要かもしれない。また、物理面に関しては、不均質補正を考慮した線量計算への対応していく必要がある。これは、現在使用している AAPM TG-43²⁾での線量計算方法では、基準点($r_0=1\text{cm}$, $\theta=\pi/2$)に対する任意点の水の吸収線量率を算出している。しかし、患者体内

の媒質をすべて水とみなしているため、高/低密度領域や組織欠損領域での線量不確かさが大きい。そこで、より正確な線量評価での3D-IGBTを行うために、不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムが登場してきた。今後はこのような新しい線量計算アルゴリズムに対応していかなければならないが、現在までの小線源治療の臨床成績はTG-43に基づいた線量である。線量計算アルゴリズムを変更することは処方線量を変更することになり、線量処方に関する十分なコンセンサスデータはない。まずは、不均質補正有無での線量の違いを明らかにして、線量の整合性をとる必要があるが、患者モデル情報の取り扱い（物理密度の決定、アーチファクト）などの問題もある²²⁾。

6. おわりに

本稿ではIGRTの利益と課題について臨床と物理の観点から述べた。3D-IGBTは治療成績の向上とリスク臓器の有害事象の軽減が期待できる治療法である。しかし、国内のデータ蓄積、人材育成、不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムへの対応など課題は山積みである。

参考文献

1. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 38, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology, Bethesda, U.S.A. ICRU Publications, 1985.
2. Jürgen Richter, Kurt Baier, and Michael Flentje: Comparison of ⁶⁰Cobalt and ¹⁹²Iridium Sources in High Dose Rate Afterloading Brachytherapy, Strahlenther Onkol, 184(4):187-192, 2008.
3. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, et al: Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Med. Phys. 31(3):633-674, 2004.
4. Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK: Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of AAPM and ESTRO, Med Phys 39(5):2904-2929, 2012.
5. Nakano T. et al: MRI画像を用いた腔内照射の線量分布の最適化の検討, Jap J Radiology 47: 9, 1987.
6. Atsuro Terahara, Takashi Nakano, Atsuko Ishikawa, et al: Dose-volume histogram analysis of high dose rate intracavitary brachytherapy for uterine cervix cancer, 35(3):549-554, 1996.
7. Haie-Meder C, Pötter R, Limbergen, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group☆ (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV Radiother Oncol 74(3):235–245, 2005
8. Pötter R, et al. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy –3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology, Radiother Oncol 78(1):67–77, 2006
9. Dimopoulos J, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 75: 56-63, 2009.
10. Georg P, Kirisits C, Goldner G, et al: Correlation of dose-volume parameters, endoscopic and clinical rectal side effects in cervix cancer patients treated with definitive radiotherapy including MRI-based brachytherapy, Radiother Oncol 91(2):173-180, 2009.

11. Pötter R, Georg P, Johannes C.A, et al: Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer, *Radiother Oncol* 100(1):116-123, 2011.
12. Ohno T, Toita T, Tsujino K, et al: A questionnaire-based survey on 3D image-guided brachytherapy for cervical cancer in Japan: advances and obstacles. *J Radiat Res*, 56(6):897-903 2015.
13. 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会ワーキンググループ: 密封小線源治療・診療・物理 QA ガイドライン-, 2013
14. 日本婦人科腫瘍学会 2011 年版: 子宮頸癌治療ガイドライン, 金原出版株式会社, 2011
15. Tamaki T, Ohno T, Noda S, et al: Filling the gap in central shielding: three-dimensional analysis of the EQD2 dose in radiotherapy for cervical cancer with the central shielding technique, *J Radiat Res*, 56(5):804-810, 2015
16. Hellebust TP, Kirisits C, Berger D, et al: Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy, *Radiother Oncol*, 96(2):153-160, 2010.
17. Dimopoulos JCA, Petrow P, Tanderup K, et al: Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV):Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy, *Radiother Oncol* 103(1):113-122, 2012.
18. Kirisits C, Pötter R, Lang S, et al: Dose and volume parameters for MRI-based treatment planning in intracavitary brachytherapy for cervical cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 62(3):901-911, 2005
19. Wakatsuki M, Ohno T, Yoshida D, et a: Intracavitary Combined with CT-guided Interstitial Brachytherapy for Locally Advanced Uterine Cervical Cancer: Introduction of the Technique and a Case Presentation, *J Radiat Res*, 52(2):54-58, 2011
20. Dimopoulos JCA, Lang S, Kirisits C, et al: Dose-volume histogram parameters and local tumor control in magnetic resonance image-guided cervical cancer brachytherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 75(1):56-63, 2009.
21. Georg P, Kirisits C, Goldner G, et al: Correlation of dose–volume parameters, endoscopic and clinical rectal side effects in cervix cancer patients treated with definitive radiotherapy including MRI-based brachytherapy, *Radiother Oncol*, 91(2):173-180, 2009.
22. Beaulieu L, Tedgren ÅC, Carrier JF, et al: Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation, *Med Phys* 39(10):6208-6236, 2012.

第73回放射線治療部会（さいたま市）シンポジウム
「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」

座長集約

東京女子医科大学 羽生裕二
山形大学医学部がんセンター 鈴木幸司

新しい放射線治療技術のもたらす（及ぼす）利益と課題というテーマで、4人のシンポジストの先生方に外部照射について講演とディスカッションをいただいた。

(1) IMRT がもたらす利益と課題

IMRT がもたらした利益として、まず着目すべきは空間的な線量分布の改善である。例えば、耳下腺の線量低減が図られたことで、従来の頭頸部放射線治療では避けられなかつた治療後の唾液分泌減少による QOL の低下が、IMRT の照射技術によって確実に改善された。その一方で、空間的線量分布の改善のための強度変調技術は、従来法よりも患者の体形変化に脆弱なことから、IGRT や適応放射線治療との併用が不可欠となった。

ある施設では、最新リニアックに更新し、IMRT・VMAT が効率的に実施できたことで、IMRT 症例の比率が高まり、大きな診療保険点数の増加を経験したという。このことは、IMRT が前述のごとく患者さんにとって利益の大きな治療技術であると同時に、施設にとっても利益の大きな治療技術であることを示している。

患者さん、施設、双方への利益の大きな放射線治療技術である IMRT・VMAT が、今後より多くの施設で安全に実施できるように、さまざまな方面からのサポートの必要性について考えさせられた。

(2) IGRT が及ぼす利益と課題～位置精度、線量管理、適応治療～

IGRT が及ぼす利益は、照射位置精度を高精度に担保できることである。IGRT は CTV の線量担保はいうまでもなく（PTV マージンを設定することで保証されているため）、OAR の線量低減を実現するうえで重要な照射技術である。

IGRT で多く利用されているのは kV X 線管球とフラットパネルによるオンボードシステムである。IMRT・VMAT の位置精度の担保のために、これからますます、使用頻度が増えるであろう kV X 線に対する防護・被曝低減等の放射線管理について、その必要性を考えさせられた。

kV X 線に対する線量計測方法についての研究として、線量計測の不確かさが TG61 と比較して半分以下になるという興味深いデータの紹介もあった。

(3) 呼吸性移動対策が及ぼす利益と課題

4DCT により時間軸を考慮した CTV (ITV) が描出可能となった。それに、PTV を考慮することで治療中および治療期間を通して、腫瘍に十分な線量を投与できる。

しかし、動きのある生体に対して、高い腫瘍制御率のみならず正常組織への有効な線量低減を引き出すためには、照射領域を可能な限り小さくするための呼吸性移動対策や動態追尾照射を可能とするシステムが必要になる。特に最近の一動向ともなっている 1 回線量を増加した寡分割照射には呼吸性移動対策は不可欠である。

既に臨床使用されている同期照射システムでの研究データをもとに、装置の動態機能に関する

ログファイルを解析することで、4DQAを行うといったような QA システム開発、また CT の機能画像の応用研究等について興味深いデータの紹介があった。

4D 治療の QAQC に対して、ユーザがどこまで踏み込めるか、また、踏み込む必要性があるのかを考えさせられる良い機会となった。

(4) 陽子線治療 一二重散乱体とスキャンニング法の利益と課題一

陽子線治療装置について、スキャンニング照射および二重散乱体照射の特徴を、さらに陽子線治療を始めるうえでの物理的・照射技術的に何が必要なのかについて、よく理解できた。

治療計画用 CT に求められる精度は、X 線治療よりも高く、HU-阻止能変換テーブルにおいて 10 HU がおよそ 1% 線量差に関係するということであった。X 線の HU-相対電子濃度テーブルでは 30 HU がおよそ 1% であるから、求められる、その精度は陽子線のほうが高い。絶対線量計測、ビームデータ計測については、X 線とは異なる測定手順、例えば、プラッグピークチャンバの使用方法等について、新たな知識として新鮮さを感じた。

陽子線治療は、一部症例について保険収載された。陽子線治療の X 線と比較した空間線量分布の有意性は周知の事実である。小型装置の開発・コストパフォーマンスの向上等の課題の改善も進んでおり、今後、X 線治療にかわる放射線治療として、その普及が期待される治療技術である。



第73回放射線治療部会（さいたま市）シンポジウム 「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」

1. IMRTがもたらす利益と課題

近畿大学医学部附属病院 松本 賢治



第73回放射線治療部会シンポジウム「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」のなかで発表を行った「IMRTがもたらす利益と課題」の報告を行う。

【目的】

「IMRTがもたらす利益と課題」の演題においてシンポジストとして発表を行う目的は、強度変調放射線治療 (Intensity modulated radiation therapy :IMRT) がもたらす利益と課題を明らかにし、現状を理解すると共に将来の放射線治療の展望につなげることであると考える。まず、考えられるIMRTの利益と課題を以下に挙げる。

[利益]

- ✓ 高い空間的線量集中性がもたらすリスク臓器線量の低減
- ✓ 高い診療報酬算定額がもたらす経済的メリット
- ✓ 診療報酬算定のための施設基準（スタッフの充実）
- ✓ volumetric modulated arc therapy (VMAT) 利用における 3 D-CRTと変わらない照射時間の実現

[課題]

- ✓ IMRTの臨床利用を開始するまでに必要な準備
- ✓ IMRT治療計画立案に要する業務量の割り当て
- ✓ Patient QA業務の実施と業務量の増加
- ✓ 診療報酬算定のための施設基準（スタッフの不足）
- ✓ IGRTを用いたIMRTのセットアップにおける注意点
- ✓ 二次発がんリスク
- ✓ 現在、保険適応となっていない症例に対するIMRTの臨床利用

現在の日本におけるIMRTの臨床適応は2000年から始まっており、固定多門のIMRTがほとんどであったが、2007年ごろから VMATの臨床利用が広がりを見せている。IMRTの保険適応が認められたのが2008年からであり、脳腫瘍、頭頸部癌、前立腺癌に対してであった。2010年からは保険適応の範囲はさらに広がり、限局性の固形腫瘍に対して認められている。2011年のJASTRO構造調査に依れば、2007年度の全国のIMRT治療患者数は約3000人であったが、保険収載が可能となった2012年の時点で4倍の約12000人となっている！これは、IMRTの 3 DCRTに対する臨床的優位性が確立されている疾患があるためであり、今後もIMRT治療患者は伸びることが予想されている。

【IMRTの線量分布の空間的優位性について】

頭頸部がん（上咽頭がん）を例に挙げてIMRTの線量分布の優位性を考察する。頭頸部領域では、多くのリスク臓器が存在するため最もインテンシティの強い照射が求められる。特に耳下腺、下顎

骨、脊髄、口腔、小脳が含まれるaxial面ではPTVに十分な線量（66～70 Gy）を投与しつつリスク臓器の線量を低減する必要があるため、IMRT以外の照射方法で障害無く根治を得ることは不可能であるといえる。耳下腺の線量は、平均で26 Gy以下がガイドラインで推奨されており、3-DCRTで根治線量を投与した場合、耳下腺の線量増加は避けられないため口腔乾燥（xerostomia）は必発となる。一方で、Edmondらは、耳下腺刺激テスト（sps）の結果からIMRTの治療後1年で80%の患者の耳下腺機能は回復すると報告している²。

前立腺がんでは、従来行われていた4門照射では直腸を空間的にスペア出来ないため、66 Gyで直腸の耐容線量を超える直腸障害の発生が増加する。また、5年の局所制御率も60%以下となる。中リスク以上の前立腺がんは78 Gyの高線量が必要であると報告されており（図1、2），ターゲットに高い線量を投与しつつ直腸障害のリスクを低減するためにIMRTを用いた治療が必要となる^{3,4}。

頭頸部がん、前立腺がんともIMRTの有用性にはすでにエビデンスが有り、IMRTを用いることで根治線量を担保しつつリスク臓器の線量を低減できることが最大のメリットとなる。

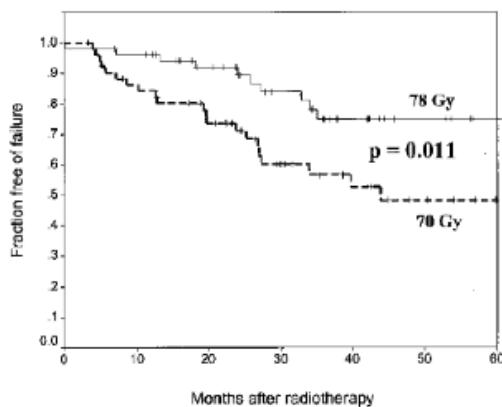


図1．前立腺がんにおける投与線量（70Gyと78Gy）のちがいによる局所制御率の比較

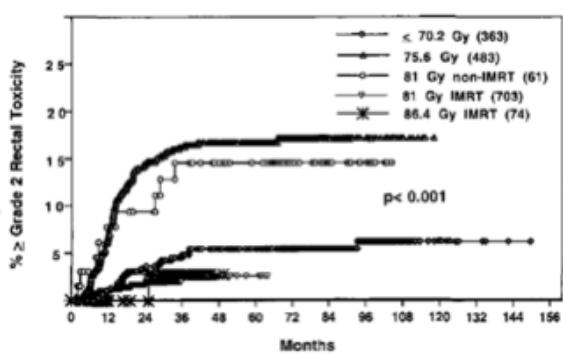


図2．前立腺がんにおける投与線量と照射方法の違いによるgrade 2の直腸障害発生率の比較

【全国のリニアックにおけるIMRTの実施状況】

2011年JASTRO構造調査より、全国のリニアックのうちIMRTを施行可能なリニアックの割合は約50%と報告されている¹。しかし、実際にIMRTを施行しているリニアックの割合は約25%となっている。2016年度の時点では、この割合は増加していると考えられるが、IMRT機能を有するリニアックにもかかわらず、IMRTを実施していない施設は思いのほか多いのが現状である。これらの背景には、IMRT実施に必要なスキルの不足、保険収載のための施設基準のクリア、治療計画および品質管理業務にかかる業務量（残業時間とそれを担当するスタッフの人工費）の問題等が考えられる。

【IMRT保険診療算定のための施設基準について】

現在、IMRTの施設基準をクリアするために必要なスタッフは以下の通りとなっている。

- ✓ 放射線治療を専ら担当する常勤医2名（うち1名は5年以上の放射線治療経験を有する）
- ✓ 放射線治療を専ら担当する診療放射線技師1名以上（5年以上の放射線治療経験を有する）
- ✓ 放射線治療における機器の精度管理等を専ら担当する者1名以上（疑義解釈として医学物理士や品質管理士）

上記の条件は、IMRTを安全に行う為に必要な最低限のスタッフ数であり、この人員を充足しなければIMRTの施設基準をクリアすることは出来ない。特に中小規模の施設においては、このスタッフ数の制限がIMRTを実施出来ない大きな要因となっている。しかし、正確な照射精度が求められる

IMRTにおいて治療計画並びに機器の精度管理を行う専門職は必須であり施設基準の緩和よりも専門を持つスタッフの充足が将来必要である。

【IMRTの診療報酬算定額】

現在のIMRTの診療報酬の算定額は3D-CRT等の他の照射方法に比べて高額に設定されており、施設において経済的な利益があるといえる。仮に、前立腺がんの4門照射とIMRTの治療を行った場合の合計の算定額はそれぞれ4門照射で約68,000点、IMRTで約139,000点となり二倍の差となる。高精度治療が可能なリニアックは様々なライセンスやオプション費用を含めると高額となり、また品質管理に要する人件費や測定器の購入費などが必要となるが、IMRTを実施する場合は、この高額な診療報酬算定額があるため病院経営に有益であるといえる。前述のスタッフの人件費の問題は、実はIMRTの診療報酬算定による增收を加味すればあまり大きな問題では無いと感じる。当院においても、リニアック更新時の収益予測の算定を行い、病院事務との折衝材料とした経緯があるが、IMRT（VMAT）の照射人数の増加に基づく収益増加が見込めるとの予測が認められた形でリニアックの更新が無事に決定した。

【IMRTの治療計画のhow toとQAにかかる業務量について】

IMRTの治療計画における最も重要なfactorはcontouringの精度である。治療計画装置に入力されたデータがしっかりとコミッショニングされていることが前提となるが、targetおよびrisk organが正確に（丁寧に）輪郭描出されていなければ、optimizationにいくら時間をかけても無意味となってしまう。また、planning risk volume (PRV)の利用もリスク臓器の線量を低減させる為に必要なcontouringの手法である。脊髄線量を十分低減するために1mmマージンを付けたPRV structureを作成し、最適化計算 (optimization) にはそのspine (PRV)に対する線量制約をかけることで、線量を担保した計算結果を得ることが可能となる(図3)。

ここで挙げた例は頭頸部におけるテクニックであるが、他にも前立腺がんにおける有用な最適化計算のテクニックや固定多門IMRTであれば適切なガントリー角度の設定などもあるため、治療計画に携わるスタッフの経験や知識などは治療計画の結果に大きく影響する。そのため、IMRTの治療計画精度の均一化は今後の課題であるといえる。

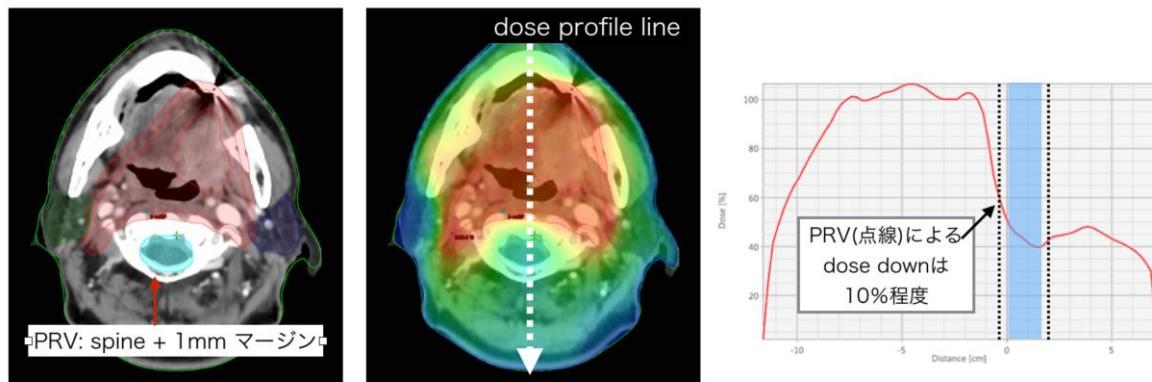


図3. 頭頸部がんのIMRT治療計画におけるPRVマージンの利用例

IMRTを実施する上で、patient specific QAの実施は非常に重要であり、多くのQA手法が存在するが、そのいずれかを用いて必ず実施しなければならない。IMRTの実績のある施設では、過去のQA結果から標準的なIMRT計画であればある程度の簡略化したQAを実施している場合もあるかもしれ

ない。しかし、IMRTを開始したばかりの施設や、固定多門からVMATへ照射方法を変更した場合は、詳細なQAの実施が求められる。当院では、IMRTのQAにかかる時間を短縮するために、三次元半導体検出器ArcCHECKにアクリルインサートを用いて電離箱とFilmをセットし、1度の照射で3種類の測定が可能な測定方法を構築し、短時間でのQAを行うことが出来るようになった。実際の運用では、昼休みを利用したIMRTのQAの実施を行っており、超過勤務の削減に貢献している。IMRTの測定器は様々な物が市販されているが、基本的に高価であるため、あらかじめ施設に合ったQA体系が構築できるように考えておく必要がある。そのため、QA機器やQA方法についての勉強や情報収集、スタッフ間のQA手法の統一をするための手順書の作成などが求められる。

【IGRTを用いたIMRTのセットアップにおける注意点】

現在、多くの施設でIGRT機器を用いた患者セットアップが行われている。IGRTのメリットは治療時のセットアップ精度の向上であり、IMRT等の高精度治療では、IGRTの利用は必須である。また、IMRTの治療時にはセットアップ精度のみならずCBCTによって得られる患者体内の情報が重要となる。例えば前立腺IMRTであれば、直腸ガスの有無によって直腸壁およびPTV線量が影響を受けることになる。仮に、直腸ガスが存在した場合に、PTV線量がどのように変化するのかをCBCT画像を用いてターゲット線量を再計算した結果では、PTV線量が平均3%高くなかった。直腸前壁の線量も高くなるため、治療現場におけるガス抜きの判断は重要である(図4)。同様に、頭頸部IMRTでは、体重の変化が特に頸部の線量分布に大きく影響を及ぼすため、CBCT撮影時の画像から得られる情報を現場でしっかりと把握する必要があり、担当医師への報告・情報共有をする判断能力等も現場の技師に求められるスキルである。

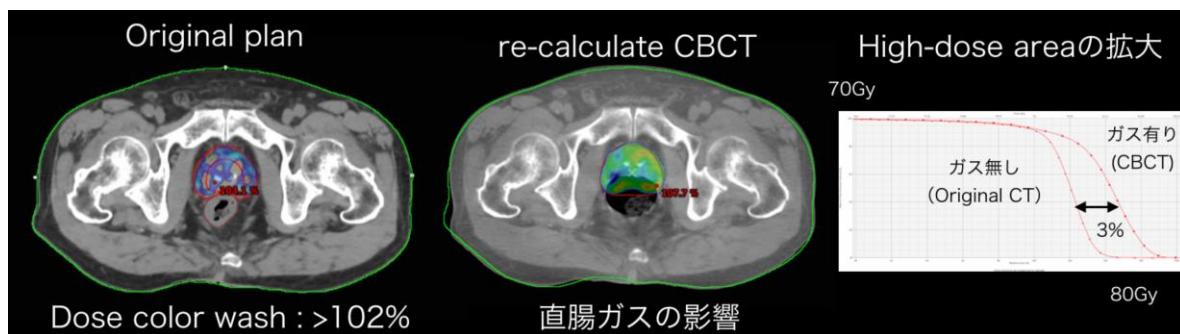


図4. 前立腺がんの治療において、治療時に腸管にガスが存在する場合のPTV線量への影響

【二次発がんリスク】

近年、放射線治療を受けた後、10年以上の長期生存がえられる症例も増えてきている。特に前立腺がんの治療はIMRTの登場によって、リスク臓器の線量を減少させつつ根治線量を担保することが出来るようになり、治療数は年々増加している。しかし、それと同時に、IMRTでは治療MUの増加に伴うMLC透過線量の増加があるため、長期生存症例における二次発がんリスクの増大が懸念されてきた。Hallらは、骨盤部の放射線治療を受けた場合の3D-CRTとIMRTで二次発がんリスクの評価を報告している⁵。長期生存が期待できる前立腺がんの放射線治療で二次発がんリスクが懸念される臓器は、ターゲット近傍の高線量域が照射される膀胱および直腸である。これらの臓器に対する二次発がんリスクはおよそ2%/Gyと評価されており、3D-CRTとIMRTの差は小さく(IMRTで0.5%のリスク増加)、IMRTの治療を受けた患者が3D-CRTの治療を受けた患者に比べて、2次発がんの発生が大幅に増大するとはいえないとしている。

【現在、保険適応となっていない症例に対するIMRTの臨床利用】

現在、IMRTの診療報酬の対象となっている症例は、限局性の固体腫瘍となっている。しかし、根治線量が照射された部位の再発症例や、骨転移でリスク臓器の線量が耐容線量まですでに当たっている症例などの場合に、現場で照射方法に非常に苦慮する場合がある。こういった症例は、多くの治療施設で経験することであり、IMRTの緩和治療への利用拡大は今後の課題と考える。VMATの普及によって、以前に比べ短時間でIMRTが施行できるようになっており、痛みを我慢して治療する必要がある治療患者にとっても大きなメリットが期待できる。

【まとめ】

IMRTの空間的線量分布の優位性は、多くのエビデンスが示されており、今後、多くの患者がその恩恵を受けられるよう、人体制の整備、品質管理、スタッフの個々のスキルアップが必要とされる。現在のところ、IMRTの診療報酬は3D-CRTに比べて非常に高く、必要な人件費をスペアできるほどに利益は大きい。IGRTの普及によって、治療現場で診療放射線技師の担う役割はより大きくなつた。IGRT技術・得られる情報を有効に利用して、精度の高いIMRTの施行を意識しなければならない。また、放射線治療認定放射線技師をアピールし存在感を高めていくことが必要である。

引用文献

1. 全国放射線治療施設の2011年定期構造調査報告 日本放射線腫瘍学会
2. Edmond H.N. et al., Xerostomia and quality of life after intensity modulated radiation therapy vs. conventional radiotherapy for early-stage nasopharyngeal carcinoma: Initial report on a randomized controlled clinical trial. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 66 pp.981-991, 2006
3. Pollack A. et al., Preliminary results of a randomized radiotherapy dose-escalation study comparing 70 Gy with 78 Gy for prostate cancer" Journal of Clinical Oncology, vol.18, No.23 pp.3904-3911, 2000
4. Michael J. et al., intensity modulated radiation therapy for prostate cancer. Seminars in radiation oncology vol.12, No.3, pp.229-237, 2002
5. ERIC J. HALL, et al., Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. Int. J. Radiat., Oncol., Biol. Phys., Vol.56, No.1, pp.83-88, 2003

2. IGRT が及ぼす利益と課題 ～位置精度、線量管理、適応治療～

熊本大学大学院 大野 剛



本演題では IGRT が及ぼす利益と課題と題し、IGRT の位置精度および線量管理、そして IGRT 画像を用いた適応放射線治療に焦点を当て、講演を行った。

まず位置精度では、前立腺 IMRT 患者 11 例において、LR, AP, SI = 2.5 mm, 4 mm, 4 mm の範囲内で変位させた場合の線量体積の変化を示した。CTV では変化が見られなかった一方、直腸の $V_{40\text{Gy}}$ で 8%増加、膀胱の $V_{40\text{Gy}}$ で 4%増加と、OAR において大きな影響が見られた。このため、IGRT の使用にあたっては、AAPM TG-142 や TG-154 等で示されている精度管理項目および許容値を参考に、管理を行う必要があることを示した。

次に、線量管理では kV-CBCT の線量管理を中心に述べた。熊本大学では水吸収線量校正定数を用いた新たな吸収線量計測法を開発し、TG-61 に比べ、不確定度を 3%程度低下させかつ、Farmer 形電離箱を用いて簡便に線量を測定することが可能となった。また図 1 に示すように、Varian OBI と Elekta XVI では 2 倍程度の線量差があることが明らかになった。実際の治療においては、治療回数を 38 回と仮定し、毎回撮影を行った場合、kV-CBCT による被ばく線量は 1 Gy 程度であり、治療計画によっては線量制約を超過する可能性があった。

最後に、適応放射線治療では Deformable Image Registration を用いた kV-CBCT における線量分布計算を行った過去の研究を紹介した。kV-CBCT では CT 値の日動変化が大きく、計画用 CT に比べて、線量が過小評価される傾向があった。そこで本研究では Deformable Image Registration を用いて、計画用 CT を kV-CBCT に合わせて変形することで、正確な線量分布計算を可能にした。Deformable Image Registration 後の画像を用いた線量分布計算では、形状や体積の変化の大きい直腸や膀胱において線量の変化が大きいことが明らかとなった。

IGRT は放射線治療の正確度向上に有効であるが、有用な利用には精度管理および線量管理が不可欠である。また IGRT で得られた画像は、現在、位置合わせのみに使用されているが、今後は線量分布計算への応用が期待される。

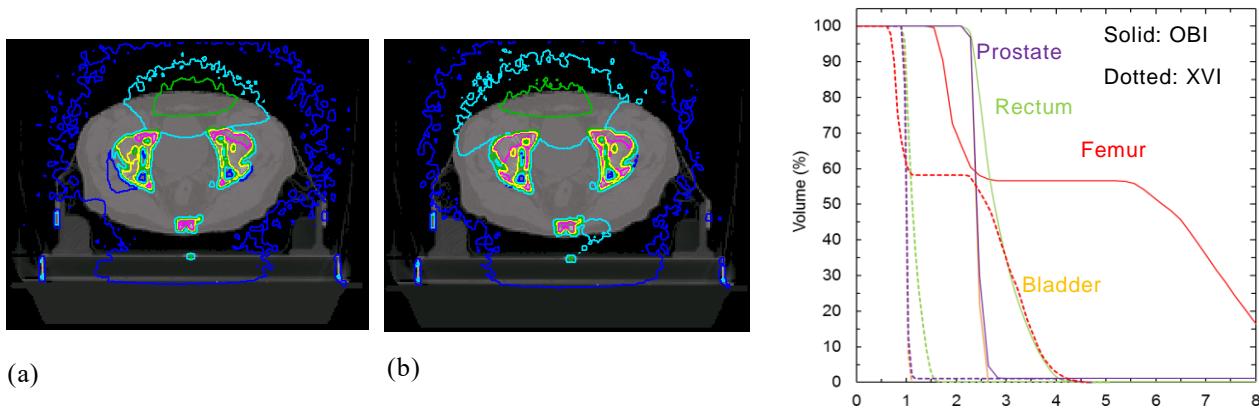


Fig. 1. Dose distributions and dose volume histograms calculated from patient CT images for pelvis from (a) Varian OBI and (b) Elekta XVI kV-CBCT systems.

第73回放射線治療部会（さいたま市）シンポジウム
「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」

3. 呼吸性移動対策が及ぼす利益と課題

山口大学大学院 椎木 健裕

1. はじめに

X線画像を使用して治療計画を行っていた二次元放射線治療時代から、CT(Computed tomography), MRI(Magnetic resonance image), PET(Positron emission tomography)画像を使用し、人体解剖構造を三次元的に把握し、標的体積を正確に同定し、より高精度に、放射線を標的体積に照射することを可能とする三次元放射線治療の時代へと変遷し、現在では、医療現場においてルーチンとして用いられるまで技術は進歩してきた。

しかし、三次元放射線治療では、人体解剖構造把握による放射線治療は実現されてきたが、時間経過により変化する人体の体内変化（例えば、呼吸運動や蠕動運動など）に対応した放射線治療は実現されていない。近年、放射線治療の四次元化（三次元空間+時間）に向けた研究開発も進んできており、臨床への展開も期待されている。

秋季シンポジウムでは、当院で実施している四次元放射線治療のひとつである画像誘導・動体追跡放射線治療について、その利点と今後の課題について発表した。

2. 呼吸性移動の放射線治療における問題点

International Commission of Radiation Unit and Measurements report 62 に記述されている internal margin(IM: 体内移動)には、様々な要素(呼吸性移動、嚥下運動、腸管運動、腸管内容量、尿、出血、炎症、胸腹水、筋肉運動、腫瘍縮小・増大)があるが、胸部・腹部臓器において、IM の最大の要因となるのが呼吸性移動である[1]。

胸部や腹部など呼吸性移動を伴う腫瘍に対する放射線治療は、安全に放射線治療を実施するために、腫瘍が呼吸運動によって動く体積全てを含めて治療を行う。そのため、放射線を照射する体積が大きくなり、副作用が増大する可能性がある。さらに、治療中・治療期間中の腫瘍の呼吸性移動量・移動軌跡・呼吸位相の変化に対応しなければ、放射線を腫瘍に対して高精度に照射できない可能性がある[2]。

また、正常組織を避けながら腫瘍の形に沿って放射線を照射することが可能である強度変調放射線治療を呼吸性移動のある部位に施行すると、放射線の強度を変調させるために駆動するマルチリーフコリメータと腫瘍の動きとの相互作用により、予期しなかった高線量領域や低線量領域を発生させ、腫瘍の局所制御率を低下させ、正常組織の副作用を増加させる可能性もある[3]。

我が国において、2012年度から診療報酬上、呼吸性移動対策について条件が満たせば加算が算定できるようになった。診療報酬上の呼吸性移動対策は以下の要件を満たす方法と定義されている。1.呼吸性移動対策を行わない場合、呼吸による移動長が 10 mm を超える腫瘍を対象とする。2.呼吸性移動対策により、呼吸性移動を補償するために必要な照射範囲の拡大が 3 次元的な各方向においてそれぞれ 5 mm 以下に低減できることを治療計画時に確認・記録する。3.毎回の照射直前または照射中に、2 で設定された照射範囲内に腫瘍が含まれていることを確認・記録する[4]。

放射線治療において呼吸性移動などの動きを伴う部位に対する治療において、その対策が重要であることがわかる。

3. 当院における画像誘導・動体追跡放射線治療

3.1. 画像誘導・動体追跡放射線治療とは。

動体追跡装置は、1999年に、白土らによって開発された四次元放射線治療用の装置であり、4つ（第1世代）または2つ（第2世代）のX線管とイメージインテンシファイア（以下I.I.）のX線透視撮影装置から成る[5]。2方向のX線透視画像をパターン認識画像処理することで、肺腫瘍付近に留置された金属マーカの三次元位置座標を、リアルタイムに算出し、呼吸性移動によって動く金属マーカ（腫瘍）を追跡することが可能である。X線透視位置は、3ポジションから選択することができ、医療用加速器の照射角度（ガントリ、カウチ角度に依存せず）に制約を受けることなく、金属マーカの追跡をすることが可能である。旧型は、三菱電機製の動体追跡装置と医療用直線加速器の一体型であったが、新型は、島津製作所により再開発された動体追跡装置（SyncTraX）とバリアンメディカルシステムによる医療用加速器との組み合わせた画像誘導・動体追跡治療装置である（図1(a),(b)）。

旧型の動体追跡装置は、モノクロI.I.を使用しており、金属マーカの動きを追跡することに特化しており、金属マーカの認識率は高かったが、腫瘍や周囲の臓器を認識することは困難であった。また、金属マーカが、心臓や肝臓などに重なると、マーカの認識率が低下し、追跡が不可能になる状況もあった。しかし、新型動体追跡装置は、カラーI.I.を使用しており、R(Red)・G(Green)・B(Blue)成分の画像を使用することで、ダイナミックレンジが拡大されることから、金属マーカが心臓や肝臓などに重なる場合でも、高い認識率を担保することができ、また、透視画像を見ると、腫瘍の位置や骨構造、横隔膜などを確認することも可能となった[6]（図1(c)）。

さらに、30 msec間隔で取得されるカラーI.I.による透視画像のR・G・B成分を使用することで、高精度な追跡精度を得ることが可能となった。取得されたカラーI.I.画像の各R・G・B成分の画像に対して、パターン認識画像処理を用いて、探索領域内を設定したテンプレート画像との画像一致度を算出する。各R・G・B成分の画像に対して、算出された画像一致度の高い位置の中で、最も一致度の高い成分の位置をマーカの位置とする。そのため、マーカの誤認識を低減することが可能となった。

また、カラーI.I.は、モノクロI.I.と比較し、X線に対して、高感度であるため、旧型よりも被ばく線量を低減させることができある[6]。

上記の動体追跡装置を用いて取得された透視画像より、腫瘍近傍に留置された金属マーカの三次元位置座標を高精度に算出することが可能となり、その情報を基にした画像誘導に基づく患者セットアップと動体追跡照射が可能である。また、新型動体追跡装置と組み合わせた最新鋭の医療用加速器は、X線の平坦度を担保するフラットニングフィルタを取り外すことで、高線量率で放射線照射が可能となり、放射線治療の精度を担保しつつ、治療時間を大幅に低減することが可能となった。

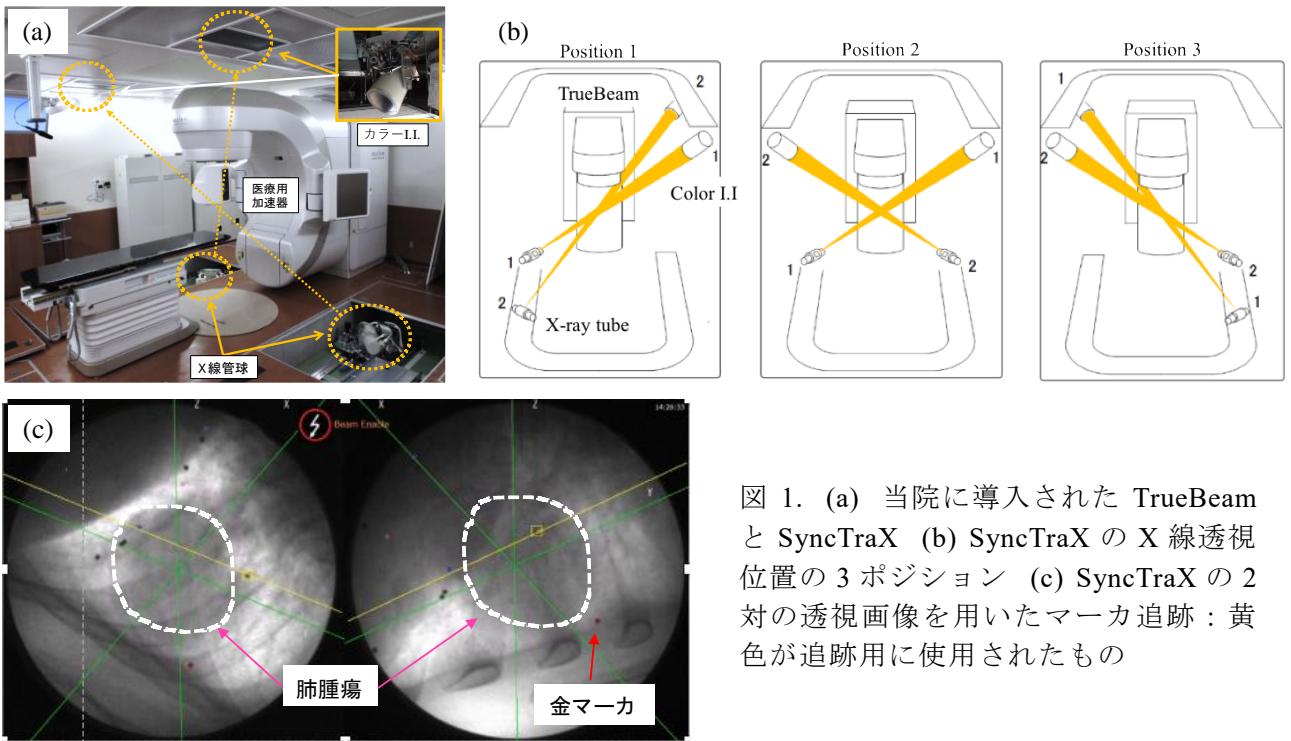


図 1. (a) 当院に導入された TrueBeam と SyncTraX (b) SyncTraX の X 線透視位置の 3 ポジション (c) SyncTraX の 2 対の透視画像を用いたマーカ追跡：黄色が追跡用に使用されたもの

3.2. 臨床導入前のアクセプタンス・コミッショニング[7]

本システムを臨床導入する前に, TrueBeam と SyncTraX の総合的なコミッショニングを行った検証項目としては, (a)動的時の線量分布の検証 (b)動体追跡照射時の機械的遅延時間の検証 (c)動体追跡装置の追跡精度検証 (d)動体追跡装置の被ばく線量測定を行った.これらの検証において, 臨床使用上問題ない精度で動体追跡照射が可能であることを確認した. 詳細に関しては, 論文を参考にしていただきたい.

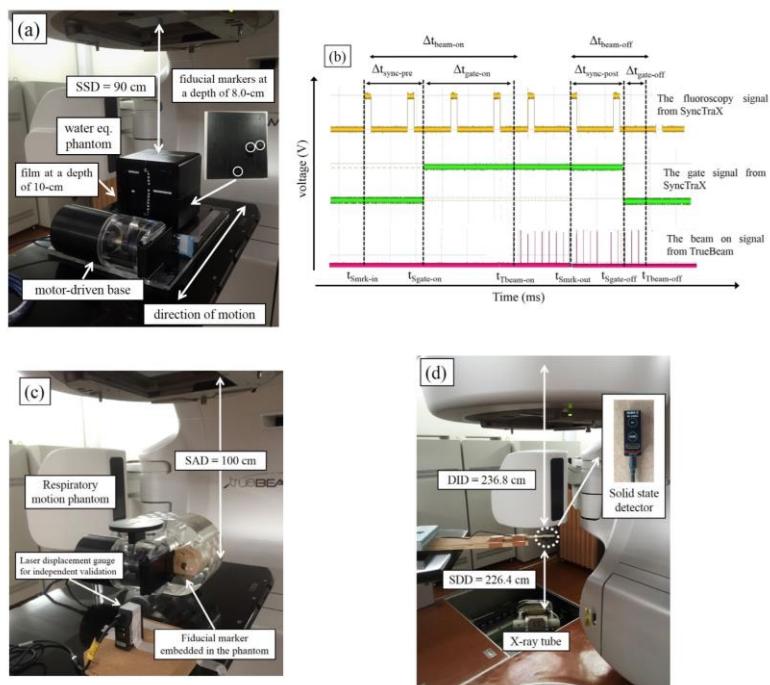


図 2. TrueBeam +SyncTraX のコミッショニング内容について

3.3. 当院での臨床ワークフロー

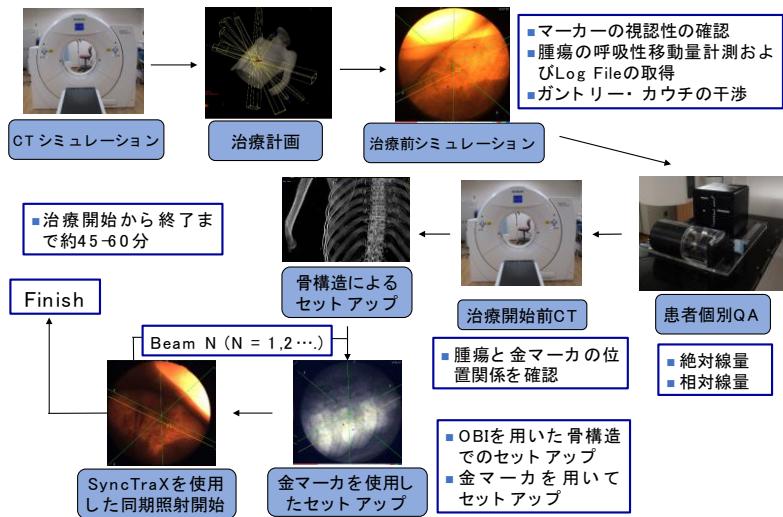


図 3. 当院での動体追跡治療のワークフロー

図 3 に画像誘導・動体追跡照射の当院のワークフローについて示す。CT シミュレーションにより、取得された CT 画像を基に治療計画を作成する。治療計画 CT は、呼吸性移動において、腫瘍の存在確率が高く、日間変動の小さい安静呼気時に撮影した画像を使用する[8]。安静呼気時の CT 画像をもとに、6-7 門の固定多門照射の治療計画を作成する。

治療計画が作成されると、治療開始する前に、SyncTrax を使用して、腫瘍周辺に留置された金マーカの視認性を確認し、その呼吸性移動量をログファイルとして記録する。この時、治療時のガントリー角度・カウチ角度に対して使用する透視位置を決定する。その後、開発したソフトウェアを用いて、取得したログファイルを用いて呼吸性移動量を解析する。各方向(左右、背腹、頭尾)の呼吸性移動量や最大呼吸性移動量、呼吸の再現性を定量化することが可能であり、さらに同期箱を変化させることによる照射効率をシミュレーション可能とする[9]。

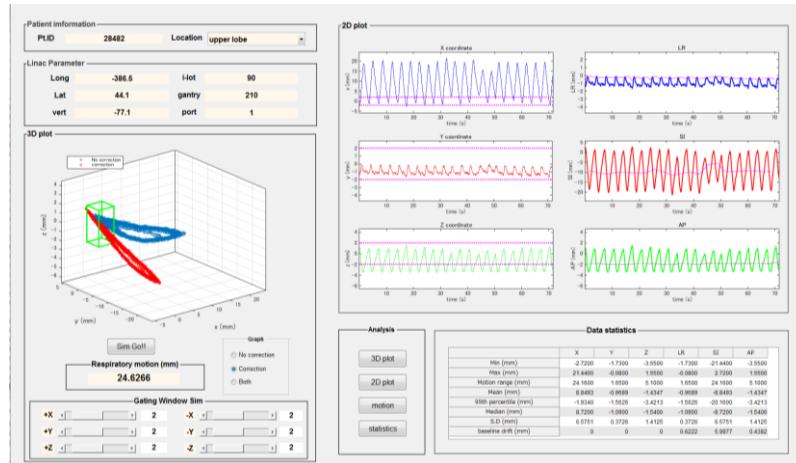


図 4. 開発した呼吸性移動解析ソフトウェア

次に、SyncTrax を用いて取得した呼吸性移動のログファイルを利用して患者個別 QA(Quality Assurance)を行う。呼吸性移動ログファイルを動体ファントム(QUASAR Programmable Respiratory Motion Platform; Modus Medical, London, ON, Canada)に読み込み、頭尾方向へファントムを駆動させる。駆動させた動体ファントムに対して、動体追跡治療を行い、電離箱による絶対線量測定お

よりフィルムによる相対線量測定を行い、治療計画装置の計算値と実測値を比較する。

表1に、当院にて動体追跡治療を行った患者個別QAの結果を示す。治療計画装置による計算値と実測による絶対線量の差は、平均値±標準偏差で $0.3 \pm 1.0\%$ ($-1.3\% - 1.4\%$)、相対線量分布によるガンマパス率(3%/3 mm)では、 $98.3 \pm 1.3\%$ ($96.6\% - 99.5\%$)となり、計算値と実測値は概ね一致しており、治療前患者個別QAとして問題ないことを確認した。

表1. 動体追跡治療の患者個別QAのまとめ[10]

Patient No.	Age	Sex	Tumor location	GTV (cm ³)	Energy	TPS dose (cGy)	Measured (cGy)	Difference in dose (%)	Gamma index (passing rate%)	
									3%/3 mm, TH 30%	
1	87	M	right upper lobe	3.21	6MV-FF	802.3	791.7	-1.3	98.7	
2	90	M	left lower lobe	5.25	6MV-FF	974.1	975.2	0.1	96.6	
3	73	F	left lower lobe	9.65	6MV-FFF	804.6	814.1	1.2	97.0	
4	80	M	right lower lobe	4.62	6MV-FF	810.7	822.3	1.4	99.5	
5	77	M	right lower lobe	0.56	6MV-FFF	813.0	811.5	-0.2	97.3	
6	85	F	left lower lobe	1.83	6MV-FFF	757.8	765.8	1.1	99.4	
7	65	M	right middle lobe	6.30	6MV-FFF	743.9	743.3	-0.1	99.5	

M: Male, F: Female, FFF: Flattening filter free, FF: Flatten filter

治療開始前に、CT撮影を行い、治療計画時と治療開始前の腫瘍と金マーカの位置関係を確認する。腫瘍のサロゲート信号として使用する金マーカが、治療直前に脱落していないことを確認する。金マーカを使用する放射線治療は、腫瘍と金属マーカの位置関係が、マージン設定等に関わってくるので、非常に重要となる。

CT撮影後、治療室にて、医療用加速器付属の画像誘導装置を用いて、骨構造による患者セットアップを行う。次に、動体追跡装置を用いて、金属マーカの三次元位置座標を算出し、治療計画時の金属マーカの三次元座標を基に、マーカを使用した腫瘍合わせによる患者セットアップを行う。その後、動体追跡装置を用いて、呼吸によって動く金属マーカの追跡を開始する。リアルタイムに算出される金属マーカの三次元位置が、治療計画時の金属マーカの三次元座標を基に設定された同期箱の中に入った時に、放射線が照射され、治療が行われる。また、透視画像により、リアルタイムに腫瘍の動きを観察しながら治療が実施されるため、腫瘍の移動軌跡の変化、腫瘍の呼吸性移動量の変化、呼吸位相の変化を即座に検出することができ、患者の再セットアップを行うことで、治療中の体内移動の変化に適応することができる[11]。

4. Cine EPID 画像および動体追跡ログを用いた画像誘導・動体追跡放射線治療の精度検証

治療前の治療計画の患者個別QAについては、3において説明した。しかし、現在の放射線治療において、治療実績の検証が行われていないのが現状である。当科では、動体追跡放射線治療の最中に、Cine EPID 画像を撮影しながら、腫瘍に対して放射線が照射されているかを目視にて確認している。しかし、あくまでも目視であるため、定量的評価ができていない。そこで、当科では、治療中に取得される Cine EPID 画像と SyncTraX により記録されるログを用いた動体追跡治療の実績検証を行うソフトウェアを開発した(図5)。Cine EPID 画像から治療中の金マーカの動きを算出する。さらに、DRR(digitally reconstructed radiograph)から、治療計画時の金マーカ位置を計算し、計画時と照射時の比較を行う。また、動体追跡装置にて内部信号として使用されている金マーカの3次元座標ログファイルを isocenter 平面へ座標変換して、治療計画時と比較する。医療用加速器および動体追跡装置の両モダリティを使用して、治療実績精度を検証することが可能となった。オンラインでの検証となるが、実際に実施された治療精度の検証を行っており、肺がん症例3例に対して、3 mm 以内の精度で動体追跡放射線治療は実施されていることを検証した[12]。

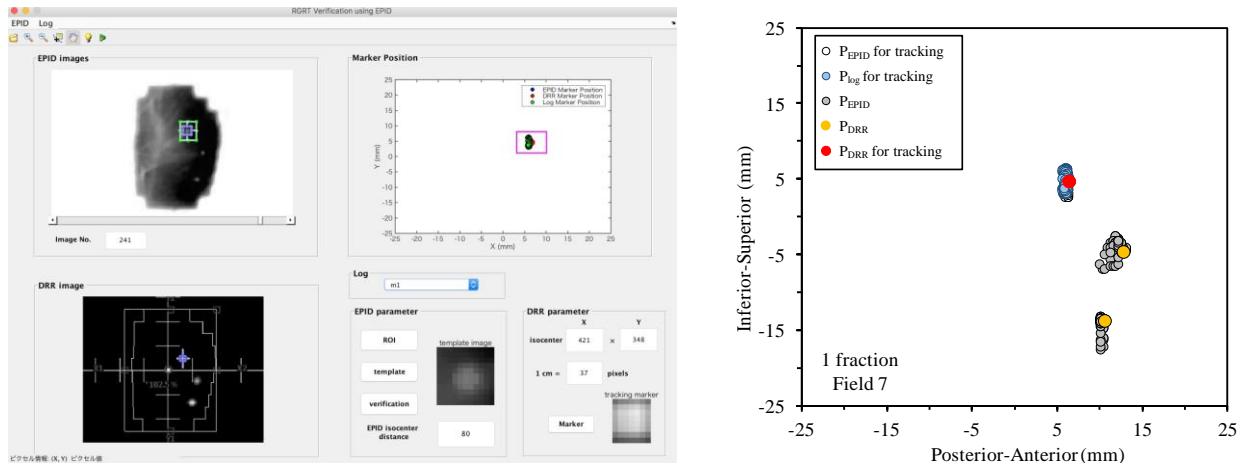


図 5. 開発したソフトウェアを使用した画像誘導・動体追跡治療の実績検証
(左) 開発したソフトウェア (右) 治療計画時と実際の治療時の金マーカの位置

5. まとめ

呼吸性移動を伴う腫瘍に対する新しい放射線治療技術は、臨床でのワークフローが非常に複雑である。また、品質管理・検証においても、まだまだ不完全なところもあり、研究段階のところがあるのも否定できない。しかし、上手に使いこなす事により、これまでよりも精度の高い治療を患者へ提供することが可能となる。放射線治療物理学の観点から、高精度に腫瘍に対して放射線を照射することが達成してきた。今後は、分子イメージング等の放射線生物学分野とこれらの技術の融合による、更なる高精度放射線治療の発展と臨床応用が期待される。

6. 謝辞

本講演内容は、JSPS 科研費(15K21194), がん研究振興財団研究助成(一般課題 A), 島津製作所共同研究による研究成果である。

参考文献

1. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Publications, Bethesda, USA., 1999.
2. Ge J, Santanam L, Noel C *et al* : Planning 4-dimensional computed tomography (4DCT) cannot adequately represent daily intrafractional motion of abdominal tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys 85(4) : 999-1005, 2013.
3. Bortfeld T, Jokivarsi K, Goitein M *et al* : Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. Phys Med Biol 47(13) : 2203-2220, 2002.
4. 呼吸性移動対策ガイドライン ワーキンググループ : 呼吸性移動を伴う放射線治療に関するガイドライン. 2012.
5. Shirato H, Shimizu S, Shimizu T *et al* : Real-time tumor-tracking radiotherapy. Lancet 353 : 1331-2, 1999.
6. Nitto K, Oyaizu E, Sakurai T *et al* : Extension of dynamic range in X-ray radiography using multi-color scintillation detector. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 501 : 615-622, 2003.
7. Shiinoki T, Kawamura S, Uehara T, *et al* : Evaluation of a combined respiratory-gating system comprising the TrueBeam linear accelerator and a new real-time tumor-tracking radiotherapy system: a preliminary study. J Appl Clin Med Phys 17(4) : 6114, 2016.
8. Shiinoki T, Shibuya K, Nakamura M, *et al* : Interfractional reproducibility in pancreatic position based

- on four-dimensional computed tomography. Int J Radiat Oncol Biol Phys 80(5) : 1567-72, 2011.
- 9. Shiinoki T, Kawamura S, Hanazawa H, *et al* .: Reproducibility of tumor motion probability distribution function in stereotactic body radiation therapy of lung using real-time tumor-tracking radiotherapy system. Med Phys 42(6) : 3307, 2015.
 - 10. 上原拓也, 椎木健裕, 世良竜大, 他 : 新型動体追跡装置を用いた肺腫瘍に対する画像誘導・動体追跡照射の患者個別 QA. 第 44 回放射線技術学会秋季学術大会
 - 11. Shirato H, Suzuki K, Sharp GC *et al* : Speed and amplitude of lung tumor motion precisely detected in four-dimensional setup and in real-time tumor-tracking radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 64(4) : 1229-36, 2006.
 - 12. Shiinoki T, Hanazawa H, Yuasa Y, *et al* : Verification of respiratory-gated radiotherapy with new real-time tumour-tracking radiotherapy system using cine EPID images and a log file. Phys Med Biol : (2017 Accepted) <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa587d>

第73回放射線治療部会（さいたま市）シンポジウム
「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」

4. 陽子線治療
二重散乱体法とスキャニング法の利益と課題
名古屋陽子線治療センター 安井 啓祐

背景

陽子線治療装置は近年小型化が進み、低コスト・省スペースでの建設も可能となってきたことから国内外で急速に普及しつつある。陽子線はこれまで広く用いられてきたX線、電子線とは異なる特性を有しており、深部でピークを形成すること、飛程を有し一定の深さで止まることが大きな特徴である。これらの線量特性を活かすことにより線量集中性を高めることができると考えられ、治療の適応拡大、副作用の低減、治療成績の向上が期待されている。米国などでは一部の疾患について標準治療として確立され始めており、本邦でも小児腫瘍に対しては保険適応となった。一方で、まだ明確な有効性、エビデンスが示されていない疾患も多く、今後の課題とされている。優れた線量分布特性を有している、という点は陽子線がもたらす利益であるが、物理的・技術的な視点でその線量分布特性を活かし、安全な治療を行うことが我々放射線技師・医学物理士の課題として挙げられる。シンポジウムでは陽子線治療の2つの照射法について、技術・物理的な課題について述べた。本稿ではそれらのまとめとして、治療計画における課題であるbeam-specific PTVとCT値・阻止能変換について、また精度管理における課題である線量に関するQAについて述べる。

beam-specific PTV

陽子線治療の治療計画では、飛程を考慮して線量分布を作成することが肝要である。X線における治療計画と異なるのはこの飛程を持つ、という点と、単門で均一な線量分布が形成できる、という点である。飛程があるために深さ方向にマージンが必要とされ、単門で均一な分布を形成するために門毎にマージンを考える必要が生じる。門毎に深さ方向のマージンを考えた場合、ビームの入射角度により各門で異なるマージンが必要となるため、CTVに対して周囲に一律にマージンを付与せず、ビームごとに異なるマージンを持ったPTV (beam-specific PTV : bs-PTV) を考慮することとなる[1]。bs-PTVを考える際の深さ方向のマージンの要素として、下記の要素が挙げられる。

1. 装置の持つ飛程の不確かさ

(エネルギーの変動、レンジシフタ・ボーラスの不確かさ、CT値変換テーブルの不確かさ)

2. ビームパス上の物質とターゲットの位置関係の変化による水等価厚の変動

これらの不確かさを考慮し、名古屋陽子線治療センター(NPTC)[2]では、奥行き方向(Distal)、手前方向(Proximal)にそれぞれ下記の式に示すマージンを付与している[3]。

$$DM = 0.035 \times (\text{distal CTV depth}) + 3 \text{ [mm]}$$

$$PM = 0.035 \times (\text{proximal CTV depth}) + 3 \text{ [mm]}$$

式中の0.035はCT値変換テーブルの不確かさであり、文献[3]からの値で3.5%を見込んでいる。3mmの不確かさについては、加速器からの出力による飛程の不確かさ、ボーラスや散乱体などビームを形成する構造物による飛程の不確かさが含まれている。また、2.で述べた位置関係の変化による変動は下記の式によりマージンを付与している。

$$\text{Smearing margin} = \sqrt{(\text{IM} + \text{SM})^2 + [0.03 \times (\text{CTV depth} + \text{compensator thickness})]^2}$$

このように陽子線の特徴を加味し、理論に基づいたマージンを考えることは必須であり、施設毎、照射法毎に必要とされるマージンを評価した上でプランを作成することが重要となる。

CT 値 - 阻止能変換

水等価長が 1 cm ずれた場合、X 線では 3% 程度の線量変化となるが、陽子線の場合飛程の終端では 90% 程度の線量変化となる。CT 上で陽子の停止位置をできる限り正確に計算する必要があり、陽子線の場合、陽子の停止位置は阻止能によって決定することができる。そのため、CT 値を阻止能へと変換する CT 値 - 阻止能変換テーブルの作成とその作成精度、そして CT 値の精度管理が X 線以上に重要となる。一般に阻止能を明確に保証した変換テーブル作成用ファントムは販売されていないため、論文等をベースに各施設で変換テーブルの作成を行っているのが現状である。bs-PTV の項で、NPTC では CT 値変換テーブルの不確かさとして 3.5% を見積もっていることを述べたが、我々は Stoichiometric Calibration を用いて変換テーブルを作成している[4]。この手法では、まず組成が既知の幾つかの物質を撮像し、CT 値を計算により求めるための係数を算出する。そしてこれらの係数と ICRU Report 44,46,49 [5-7] に記載された人体物質の組成を用いて CT 値と阻止能を計算により算出し、それらの関係を変換テーブルとしている。その他にも、国内では資料を作成し精度を落とさず簡便に Stoichiometric Calibration 行う手法[8]も考案されている。

このように変換テーブル作成手法も重要であるが、CT そのものの精度管理、CT 値の管理も重要である。NPTC では日々の QA として、CT 値、スライス位置、レーザー、座標の正確性の QA を行っている。その他 Monthly, Annual で複数物質の CT 値や変換テーブルの変化、寝台のたわみ、画質などを確認している。今回は例として、DailyQA の CT 値の変動を図 1 に示す。昨年 10 月に新規 CT 設置以降、CT 値の変動が続いているが、1 年が経過し値が落ち着いてきたことが伺える。原因は不明であったが、温度・湿度の測定値と相関がみられ、新規の CT 室は外壁に面していることから、外気が精度管理用ファントムか CT 装置に何らかの影響を与えていた可能性も考えられた。1% 近い変動であり、1% 飛程が変動すると 10cm で 1mm に相当する不確かさとなるため、変換テーブルの変更も検討する必要が生じる。陽子線では CT 値の変動が与える影響は大きいため、このように日々の変動を捉えていくことも重要であると考えられる。

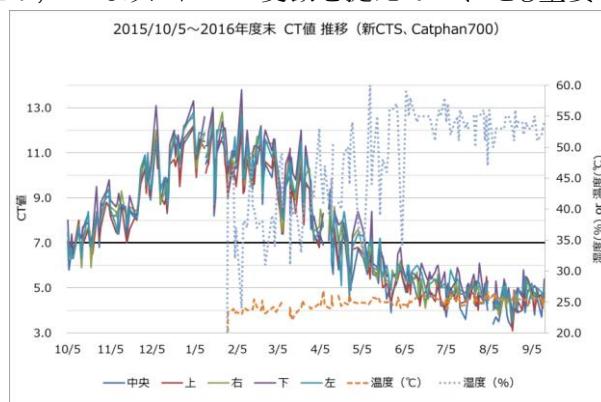


図 1 DailyQA の CT 値、湿度、温度の変動

精度管理

NPTC では散乱体によりビームを形成する二重散乱体法、エネルギーの変化とスポットの走査により照射領域を塗りつぶすように照射するスキャニング法の 2 つの照射法を使用しているため、それぞれの照射法の特徴に合わせて QA プロトコールを作成し実施している。陽子線治療の精度管理については、先日アップデートされた QA ガイドラインが発刊された[9]。しかし粒子線治療装置は施設毎に異なる特徴を有する場合が多く、現状はどの装置にも適応した精度管理プロトコールを作成するのは困難である。本稿では、当院での経験を基に陽子線治療で特徴的な QA の概要、結果などからその課題や注意すべき点について述べる。

陽子線はこれまで述べてきたとおり、飛程を持つことが大きな特徴でありメリットでもあるが、飛程のずれは急激な線量低下を引き起こす可能性もあるため、飛程の管理が重要となる。二重散乱体法では、

DailyQA として SOBP 内の 3 点と飛程の終端の計 4 点の線量を取得しており、深さ方向の分布を日々確認している。これは NPTC では Range Modulation Wheel (RMW) を用いており、RMW は常に動的に動きながらビーム On/Off との同期により様々な大きさの SOBP を形成するため、DailyQA として SOBP の健全性を確認した方が良い、との判断によるものである。図 2 に DailyQA の結果を示す。図 2 からも分かる通り、どのエネルギーも同じように中心線量が変動しており、これは季節的な要因で加速器内のビーム軌道が変化していることによる影響と推察されている。Proximal, Distal の測定結果から SOBP 幅は概ね問題ないことが確認できるが、飛程の終端を測定した結果からは継時的な飛程の変化がみられ、これは飛程が短くなっていることを表している。中心線量同様に季節的な要因も含まれていることも分かるが、コミッショニング当初に比べビーム軌道も変化しており、現状では 0.2 - 0.4 mm 程度飛程が短くなっていると考えられる。この飛程の変化を修正する加速器パラメータの作成も行っているが、パラメータの変更により中心線量や SOBP 形状にも影響を及ぼすことが確認されており、現状 NPTC では経過観察を続けている。

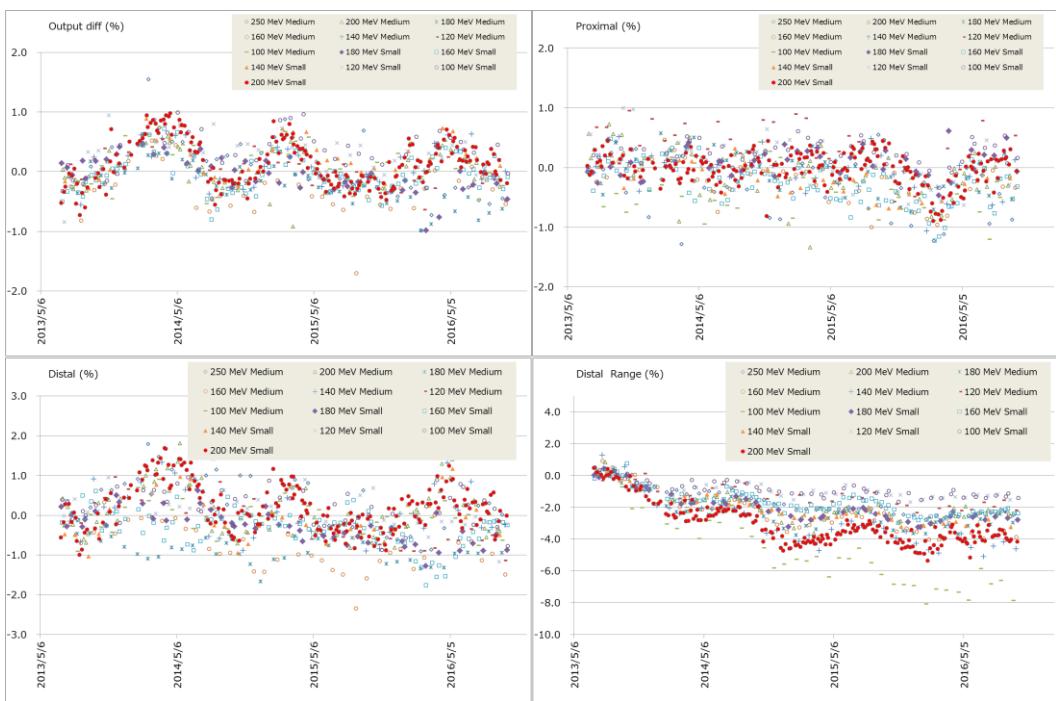


図 2 二重散乱体照射法の DailyQA 結果.

出力(左上), SOBP の Proximal(右上)と Distal(左下), 飛程の終端(右下).

スキャニング法では、飛程とスポット位置の管理が重要である。日々の QA としては、長期の安定性を考慮して Farmer 電離箱を用いた出力の測定と、二次元検出器を用いてスポット位置・飛程の管理を行っている。これらの結果を図 3 に示す。飛程の管理は毎日 3 つのエネルギーを用い、同じ厚みのタフウォーターを用いて測定することで単一エネルギー陽子線の Proximal, ピーク近傍, Distal の 3 深さの測定によって行っている。図 3 ではビーム出力は $\pm 1\%$ 以内の安定した結果を示している。スポット位置と飛程の QA では、どちらも線量が徐々に低下していく傾向があり、スポット位置、飛程、どちらかの変化だけでは説明できず当初は原因が不明であった。Annual QA の結果からスポット径の変動の要因であることが分かり、ベンダーとの協議の結果ノズル内のヘリウムチェンバーの濃度低下が原因と特定された。図 3 で急激な変化を見せている 2016/1/29 にヘリウムを充填し、現在は抜本的な対策を検討しつつ状態監視をしている。

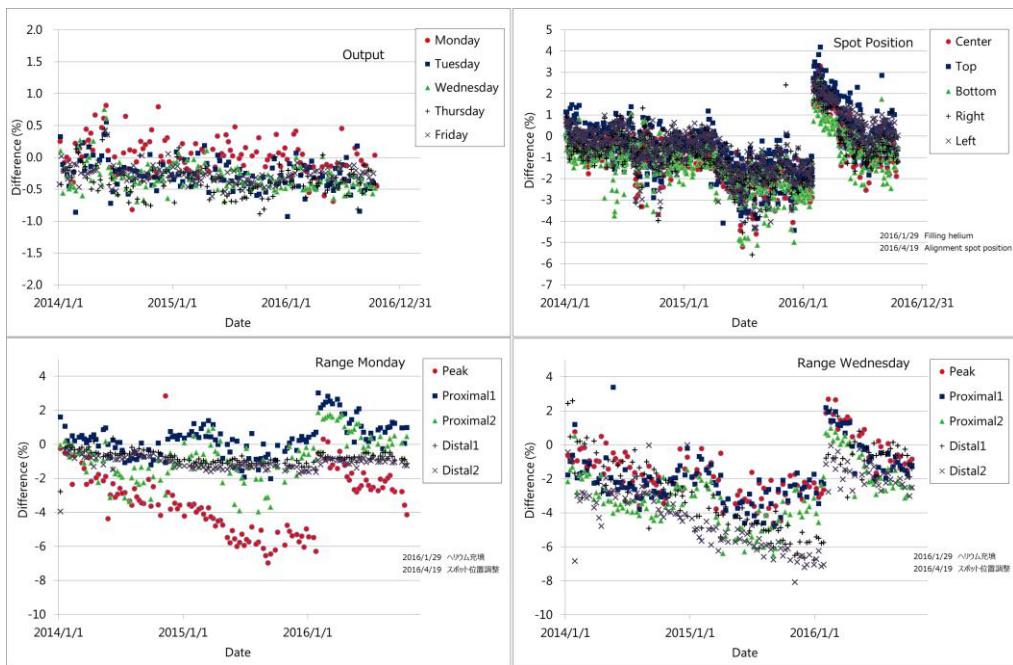


図3 スキャニング照射法のDailyQA結果。
出力(左上), スポット位置(右上), 飛程(下段左:月曜, 下段右:水曜).

このように精度管理の結果については、陽子線は施設数も少なく同型の装置の数は少ないため、どのような点でエラーが発生するのか予期するのが難しい。そのため、結果に対しても様々な要因を調査した上で対応を行わなくてはならない。また、長期の装置安定性や各種モニタの健全性についても装置として実績は乏しいため、経年的な変化を発見できるような精度管理プロトコールの作成と実施が肝要である。

まとめ

本稿では陽子線治療について、主に物理的・技術的な観点の課題についてまとめた。陽子線は優れた線量分布特性を有しているが、それ故に適切な治療計画、精度管理が必要である。今後も陽子線施設の増加が予想される中で、本稿がその立ち上げ、安定した稼働の一助になれば幸いである。

参考文献

- [1] C. Park et al., “A BEAM-SPECIFIC PLANNING TARGET VOLUME (PTV) DESIGN FOR PROTON Therapy to account for setup and range uncertainties,” Int J Radiat Oncol Biol Phys. 82 (2): 329-336, 2012
- [2] T. Toshito et al., “A proton therapy system in Nagoya Proton Therapy Center,” Australas Phys Eng Sci Med, 39 645-54, 2016
- [3] M. Moyers et al., “Methodologies and tools for proton beam design for lung tumors,” Int J Radiat Oncol Biol Phys. 49, 1429-38, 2001
- [4] B. Schaffner and E. Pedroni, “The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning,” Phys. Med. Biol. 41, 111-124, 1996
- [5] ICRU REPORT 44, “Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement,” 1989
- [6] ICRU REPORT 46, “Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues,” 1992
- [7] ICRU REPORT 49, “Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles,” 1993
- [8] N. Kanematsu et al., “A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning,” Phys. Med. Biol. 48 1053-1064, 2003
- [9] 日本放射線腫瘍学会,日本医学物理学会,日本放射線技術学会,“粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン,”2016

放射線治療 座長集約

放射線治療 QA/QC（演題 90—94）鶴岡伊知郎（放射線医学総合研究所）

90 画像解析フリーソフトウェアを用いた single setup における kV, MV 中心軸 QA の開発

画像解析フリーソフトを用いたリニアックでの kV/MV/CBCT 中心軸 QA に関する演題。高価な専用解析ソフトを使用せずタングステン球の残像効果なども考慮する必要のない QA 方法の提案。特筆すべき点はこれら 3 種類の中心軸解析を single setup で行える点と、ソフトで検出することにより作業者間での誤差が消滅することであろう。これにより各画像および照射のずれを検出するための不確定要素が減るため、安定的な運用が期待される。

91 陽子線治療システムにおける IGRT 用 X 線撮像装置のアライメント検証方法の検討
陽子線治療における IGRT システムのユーザー QA に向けた方法の確立に向けたテスト報告。カウチ、ガントリの位置精度が確認されたうえでの IGRT システムの X 線錐位置精度を確認する方法を考案・検証している。これにとどまらず、更なる QA システムのプラッシュアップに努めてほしい。

92 ヘリカル式強度変調放射線治療装置における 3 つのゴールドモデルから計算した線量分布の比較

トモセラピーの導入時期により装置の出力計算ビームモデル(ゴールドモデル)に 3 種類があること。これらの差異を検証した報告。3 種類の間で照射野幅、深部線量において許容誤差内に収まっており、多施設間における線量検証等の妨げにならないことが報告された。さらに、同一ゴールドモデル間での検証を深めてデータの厚みを増すことを期待する。

93 外装 micro Multi Leaf Collimator のコミッショニング経験

外装 MLC コミッショニング時にリモデリングの必要性が示唆されたが、リモデリング期限を過ぎていたためユーザーで治療計画装置の Sc を書き換えることで調整した報告。計画装置に組み込むデータを収集するにあたり適切なサイズの線量計を使用すること、確認の上で許容誤差を認識して使用する必要性が示唆される報告。コミッショニングに立ち会ったスタッフがいないときでも問題点を把握して計画を作り検証できるような体制を作ることが必要と考える。

94 子宮腔内照射中における X 線撮影を用いた in-vivo 本線源停止位置確認の初期経験

2015 年 9 月の医療法施行令改正により小線源照射中に X 線撮影が可能になったことを受けたの使用経験報告. 撮影系の主流がデジタルになったことでダイナミックレンジが大きくなり撮影が可能になった. 実際の照射時において本線源の位置を確認できるのは事故拡大防止の観点からも大いに有用であり, 今後の各施設での検証に期待される.

放射線治療 治療計画 (演題 95-100) 星野 佳彦 (群馬大学医学部附属病院)

95 「CT 値不变性試験における異なる走査法による CT 値の再現性」

品質管理項目の CT 値不变性試験において Gammex ファントムを複数回撮影した場合, ヘリカルスキャンではノンヘリカルスキャンに比べ CT 値にゆらぎが大きくなることを経験された. この原因を調査したところ, ヘリカルスキャンでは撮影毎に管球のスタート位置が変化することに依存し CT 画像に影響を及ぼすことが確認された. これによりヘリカルスキャンを使用する場合は許容値を考慮すべきであるといった内容の報告であった. 臨床上問題となるレベルではないと思われるが, 精度管理を行う上で, このような現象を把握しておくことが重要と思われる.

96 「CT 値・電子密度変換テーブルへの高密度物質登録が線量計算結果に与える影響」

近年, CT 分野でトピックスである金属アーチファクト低減処理した CT 画像を放射線治療計画に利用することを目的とした先行実験であった. 治療計画装置に高電子密度の CT 値を登録すると変換テーブルの分解能の低下に伴い計算精度も低下することが懸念されたが, 臨床上ほとんど影響がなかったとの報告であった. 今後, 金属アーチファクト低減処理した CT 画像を放射線治療に応用することは極めて有用であることが示唆されるが, 線量計算に使用するのは慎重な検討が必要であると思われる. 臨床応用に向けた更なる検討を行い, またの報告をお願いしたい.

97 「放射線治療計画における金属近傍での金属アーチファクト低減処理の有用性」

前演題でも話題に挙げられたが, 金属アーチファクト低減処理した CT 画像による輪郭描出の有用性について報告された. この機能を用いて輪郭描出を行った場合, 本機能を用いない場合に比べ明らかに輪郭描出精度が改善されることが示された. ただし, この機能を使用した場合でも体内金属と関心領域の距離が近い場合は, 十分な輪郭描出を行えないことも実験結果で示された. 照射部位近傍に体内金属が存在すると正確な輪郭描出が行えないという難点はあるものの, 金属アーチファクト低減処理された CT 画像により輪郭を描出することは非常に有用な手段と思われる. 今後更なる CT 画像処理技術の進展が期待されるところである.

98 「ヨード造影剤が陽子線治療計画における線量計算に及ぼす影響」

放射線治療計画を立てる上で、造影 CT 画像を利用し輪郭描出をするのは有用である。X 線の場合、造影 CT 画像をそのまま線量計算で使用しても臨床的にそれほど影響を及ぼさないとの報告もあるが、陽子線などの粒子線治療において造影 CT 画像を治療計画でそのまま使用すると飛程が変化するので深部に対し高線量が投与される危険性があるといった内容の報告であった。一般的な方法として、単純と造影の CT 画像をフュージョンさせ単純 CT 画像ベースで線量計算させる手法を用いるのが安全と思われるが、造影された部分を水や周囲組織の CT 値に置換する手法を用いる場合は、より慎重な検証が必要であると思われる。

99 「高精度放射線治療における PET-CT 画像の有用性と問題点」

腫瘍の浸潤範囲を把握するのに PET-CT 画像を参考にすることは放射線治療計画において輪郭描出の一助となる。臨床例を挙げられ、特に肝臓およびリンパ節で PET-CT 画像の使用が腫瘍の輪郭描出に有用であったと報告された。PET-CT 画像の使用は、放射線治療計画上で輪郭を描出するのに大変役立つと思われるが、FDG は炎症等にも集積されることが知られているため、腫瘍本体以外の集積による偽陽性との鑑別には注意が必要であると思われる。他のモダリティーの画像も併用しながらターゲットを絞り込むことが大切であると感じる。

100 「頭頸部放射線治療における CBCT 画像を利用した治療計画指標の遡及的解析」

特に頭頸部領域において治療期間中の体重減少や腫瘍縮小によるセットアップエラーがピットフォールとなっているが、本研究では、日々の治療時に撮影される CBCT 画像を利用した Adaptive Radiation Therapy (適応放射線治療) に向けた retrospective な解析であると印象を持った。CBCT 画像を使用するメリットは、照射時のセットアップの状態を維持したまま撮影が可能な点であるが、通常の CT に比べ画質は劣るため同精度で評価が可能なのか懸念されるところである。今回のデータはオランダの施設 (UMCG) のデータを使用し解析をしたとのことであるが、邦人における解析結果も示されれば更に関心が引かれると考える。可能であれば自施設でのデータについても解析し、引き続き検討していただきたい。

放射線治療動体治療精度 (演題 202-207) 根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

202 赤外線マーカにより呼吸同期信号を取得する方法では、照射野内にマーカが存在する場合は、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、このマーカ位置を変えた時の呼吸信号の変化を演者は検証されている。腹部中心とその周囲に合計 9 カ所の観測点を設定して X, Y, Z の 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。呼吸方法の違いよっても異なる事は予想されるが、呼

吸位相の取得は線量分布にも影響を及ぼすため重要な因子であるといえる。マーカ位置の選定時は位相の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。検討を続けて頂き、同期範囲の設定条件を決定する方法など、報告頂けることを期待したい。

203 新型動体追跡装置によるゲート信号の精度検証方法を検討した演題であった。この装置では腫瘍付近に留置した金属マーカの動きを追跡する事で同期照射を行うが、精度検証方法が確立されていない。演者は、動体追跡照射中の Cine-EPID の画家解析により金属マーカ位置を算出して DRR 画像と比較、また動体追跡のログファイルを解析する事で精度検証方法を確立しようとしている。特徴的な点は、画像情報から金マーカ座標を算出するプログラムである。古くはステレオ撮影などに見られるように、画像から幾何学的位置を算出する手法では、元画像の画質によって精度が左右される。本報告でも画像コントラストによる影響があったと報告されているが、そのアルゴリズムは高精度に検証が可能との結果であった。より簡便かつ高精度に利用できるよう研究を続けて頂くことを期待する。

204 非常に多くの症例について解析した報告である。体幹部定位症例を対象に照射前後で CBCT による画像誘導を行い、その結果から van-Herk の式より PTV margin を設定して、margin からの逸脱症例の特徴について調べている。特に Target が腹側にある場合背側へ、尾側にある場合は頭側への照合誤差が大きく、個々の治療時間にも影響を受けるとの結果であった。呼吸による Target の位置変異は直線では無いため、大線量を扱う定位照射では margin 設定には細心の注意が必要である。また従来は、時間軸を因子に加えて PTV margin を検討する事はなかったが、長時間照射における患者の不随意な運動は十分影響となりえる。今後は検討してゆくべき課題と思われた。引き続き研究を進めて頂き、照射時間の違いにより予測される margin 設定の指標などを報告して頂く事を期待したい。

205 演題番号 203 で報告された新型動体追跡装置を使用して、臨床データの患者個別 QA を行った結果について報告された演題である。単純波形と患者波形の両者について呼吸動体ファントムを駆動させながら、動体追尾システムによる Target の中心線量と線量分布を測定している。両条件ともに中心線量は 2%以内、 γ -Index は 98%と共に良好な結果を示し、同機は高精度な動体追尾照射が可能になる事が報告されている。動体追尾の照射精度は呼吸波形の取得に左右されるため、この様な照射システムが徐々に普及してゆくことが期待される。

206 近年の IGRT では CBCT による画像誘導は欠かせないものとなっている。呼吸性移動対策を行いつつ照射する場合は、IGRT による位置合わせにおいても呼吸状態を考慮した画像誘導が望ましいと言える。本報告では CBCT による呼吸同期画像上の模擬腫瘍中心とファントムの座標を比較することで、呼吸位相を考慮した 4DCBCT の基礎特性の評価を行

ったものであった。4DCBCT による模擬腫中心の再現は、全ての呼吸波形において 1mm 以内であり精度よく画像が取得できている事が報告されている。しかし 4DCBCT であっても画像上で認められる腫瘍体積は大きくなる傾向にあり、呼気と吸気の中間位相で最大 5mm の過大評価となっていた。4DCBCT には改善すべき点がまだ多く残されているが、より良い位置再現を求めるためにも、改良と普及を期待したい技術の一つであると言える。

被ばく / 線量検証（演題 208–213） 井上 年幸（聖マリアンナ医科大学病院）

208 治療計画時呼吸同期 MDCT での患者被ばく線量の低減に関する報告である。自由呼吸下での VMAT ではターゲットの呼吸性移動の把握は重要である。一方治療計画 CT で呼吸同期 CT を全肺で実施すると高い被ばく線量となる。（呼吸非同期と比べ）そこで動体情報の取得には呼吸同期部分スキャンの追加とすることで全肺呼吸同期スキャンと比較し、患者被ばく線量を 1/8 まで低減可能であった（ファントム画質評価）と結論付けている。患者被ばく線量と正確な動体ターゲット情報の取得についてのバランスを提示した報告であった。

209 日本における成人から小児までの治療計画 CT に対する撮影条件ガイドラインは存在しない。ImageGently2014 (AAPM 診断領域対象) を日本人体型に最適化したものは治療計画 CT の撮影条件（成人から小児まで）に利用可能であるとの報告である。均質（水）体幹部ファントムによる結果であり、臨床画像に近いコンツーリングのできる不均質ファントムでのベンダー間調査、GALAXY との関連など継続的な報告を期待する。

210 撮影部位（骨盤部）に特化したファントムを用いた、kV-CBCT の線量分布を半導体線量計による実測報告である。股関節部を骨等価物質に置換することで骨盤部に特化された線量分布が再現できた。臨床を想定した場合單一方向のみではホットスポットが発生している可能性があり、CW・CCW の交回転で均等化が図れると結ばれていた。追補とし同ファントムによるモンテカルロシミュレーションによる結果報告を期待します。

211 心疾患のある患者を想定した、乳房 Tilting 照射により受ける心臓への影響（想定）についての報告である。右心室拡大症例では心臓の平均線量では正常心臓より増加傾向が示され、物理ウェッジより Field in Field による治療計画作成が平均線量低下を実現できると結ばれていた。人体ファントムに平均的な心疾患を投影し RTPs にて算出された結果であったが基本的事項に立ち返る良い発表であったと思う。

212 FFF での高線量率 X 線が植込み型ペースメーカにオーバーセンシングを誘発しペーシング抑制が発生する可能性があるとの研究報告である。高線量率 FFF ビームでは照射野外 (1cm) でもペーシング抑制が起こる。空乏層に生じるキャリア増加が異常電流となり設

定感度以上の電流増加で機能障害が発生する。ペースメーカーの機能障害が積算線量よりも線量率に影響され発生する可能性を提示された意味深い報告であった。

213 食道 IMRT を実施するにあたり intra-fraction organ motion の移動量及び照射回数が線量分布に与える影響についての研究報告である。動体ファントム (MapCHECK2) の結果であるが、動きの振幅が 5mm ではパス率 95%が担保されるが、振幅 10mm では interplay 効果も線量誤差の平均化に繋がらずパス率 90%も担保されなかつた。臨床想定では振幅の正確な評価に 4 DCT が必要。10mm を超える振幅では IMRT は不向きである判断材料とする報告であった。後向き評価に使用したプラン数が 2 例と少なく症例を重ねて継続した報告に期待する。

放射線治療照射精度（演題 214—219）根本 幹央（自治医科大学附属病院）

214 前立腺 IMRT では膀胱・直腸の状態により Target 位置が変わり Inter-fraction error に関係すると言われている。本報告では前処置を出来るだけ厳密化する事で各臓器の DVH にどの様な影響をもたらすかを検討した内容であった。膀胱容量の再現は超音波で計測確認、直腸のガス・残渣についてはネラトンチューブの使用と排便により対応されている。計画 CT と CBCT 画像から計算した各臓器の位置変位と DVH を比較して、横方向に対する影響はないことを示されているが、症例ごとに各臓器の体積は異なるため相関がある事を示すに留まっている。厳密に前処置を行いつつも患者ごとに体内状況は異なるため、明確な数値による指標を確定しきれないのが、臨床の難しさと思われた。

215 前演題と同様のテーマであるが、膀胱容量が前立腺の位置変動に及ぼす影響について注目した報告であった。計画時の膀胱容量を基準に、超音波(BUS)と CBCT 画像を用いて計画時・毎回の治療前の計測値を解析、3 軸方向に対する位置照合精度との関連性を分析している。BUS による蓄尿量測定は簡便に前処置の安定性を評価するのに有効であると報告されている。また蓄尿量と前立腺の位置変異については 3 軸共に相関がなかったとの結果であったが、BUS 測定には計測ごとの個人差が現れることがあり、前処置の方法も施設ごとに異なる。より良い指標を示して頂けるよう継続的な評価を続けて頂くことを期待する。

216 膀胱容量・直腸内ガスにより照射時の前立腺位置精度に影響を及ぼす報告がある中、時間因子を加えて検討している点で、特徴的な報告となっている。治療時間の短い症例では位置誤差が少なく、長くなる症例では大きくなることが示された。多くの施設で臨床に携わる技師は経験されると思われるが、廃ガス処置をしても時間と共に再びガスで直腸が満たされる現象はよくみられる。膀胱容量の変化は比較的緩やかであるが、直腸内は残渣やガスが蠕動運動によって移動するので短時間での変化があり、治療直前の前処置だけで

は対応が困難な症例もある。いずれにせよ、患者の苦痛軽減を考慮すると短時間での治療は望ましく、random error を小さくするためにも短時間照射は望まれると事と考えられた。

217 患者セットアップから照射までの時間経過によって起きる intra-fraction error についての検証を行った報告である。炭素イオン線では照射タイミングの重複によりセットアップ後に待機を余儀なくされる場合があり、その時間が位置照合に影響を及ぼすかを検討されている。5~15分ほどの経過時間では骨盤骨のズレは問題ないという結果で、固定精度と患者の不随意な運動の関係性を示されている。演者は炭素イオン線に特有の照射制限から検証を行ったわけであるが、この検証は高エネルギーX線による治療に置いても意義があると思われた。炭素イオン線に限ったことではなく、治療手技によってはセットアップから照射まで、またその照射時間は異なるため、このような固定精度の確認は重要ではないかと考えられた。

218 骨盤部のIGRTにおいて Matching 处理を行う画像の関心領域サイズが自動照合に及ぼす影響について検討した報告である。既知の移動量を与えた CT と CBCT 画像間で自動 Matching 处理を行い、FOV に対する関心領域の大きさごとの照合結果を解析している。画像照合時の関心領域が FOV の 60% 程の領域まで小さくなると、照合の成功率が大きく低下するという結果であった。IGRT に使われる照合アプリケーションの多くは、Mutual Information algorithm (M.I.) を採用している。M.I. は発生する事象の確率から情報量を決定するため、相互比較される対象は同様の情報量 (≈画素数) を持つことが望ましいとされる。そのような M.I. の特徴からも骨情報量を指標に解析した本報告は参考になる情報と思われた。骨盤部以外の部位では FOV サイズや画像ノイズが含まれる割合も変わるため、是非、他の部位・撮影条件でも参考となる指標を求め、研究を継続して頂きたい。

219 セッション前半は膀胱容量に焦点を当てた報告であったが、この演題では直腸内 Air による線量分布への影響について検討した報告となっている。臨床例の画像に対してサイズを変えた模擬的な直腸輪郭を配置して線量計算を行い、解析を行っている。直腸内 Air の位置や大きさに関わらず CTV への線量変化はなく、PTV においては計画時よりも減少するという結果であった。直腸内 Air の管理が重要である事は理解できるが、臨床においては CTV の位置変異や変形も起きえる。また直腸と CTV の間隙が少ない症例では、限りなく直腸体積と PTV マージンが一致するパターンもある。治療計画装置上の計算による評価では、直腸内 Air の体積と線量分布や DVH との相関を言及するのは難しい方法と感じられた。あえて模擬輪郭を使わず、臨床例の同一症例群から直腸内 Air の変化による線量分布への影響を解析する事も視野に入れて、研究を継続頂ければより有用な情報になると思われた。

放射線治療 照射技術（演題 220–225） 小林 大輔（筑波大学附属病院）

220 内部発泡素材の径を小さくした新型吸引式固定具の開発を行い、位置再現性について従来型吸引式固定具と比較した報告である。本報告では、新型吸引式固定具が従来型吸引式固定具に比べ、照射期間内変動および患者間変動が小さく、有用性が高いことが示された。IGRT を用いた位置照合が可能になった現在でも、治療中の体動などの Intra fractional error の低減には、吸引式固定具の作成精度が大きく影響するため、非常に重要な取り組みと考える。

221 ダブルシェル DSPS の周辺構造物が治療時の吸収線量に及ぼす影響について評価した報告である。ダブルシェル DSPS 自体の構造物の吸収線量は 5.7%であるが、治療計画装置上で構造物の吸収補正を適正に行うことで計算精度への影響は 2%以下に収まるとの結果であった。ダブルシェル DSPS を導入することで従来に比べ更なる固定精度向上が期待できると結論付けた。今後は DSPS の使用感や再現性に関する報告も期待したい。

222 高精度放射線治療では、照射中の患者の動きを常に把握する必要があるが、IGRT を用いた場合は被ばくの問題が生じる。本報告は、圧力センサーによる患者動体感知システムを用いて体動誤差の検討した報告である。本システムを用いることにより、IGRT による被ばくを最小限にすることが可能になると結論付けた。

223 3D プリンタにより作成した患者個別ボーラスの有用性について評価した報告である。市販の平面形状のボーラスでは、air gap を生じるため意図した線量を処方することが困難な場合がある。患者個別ボーラスと市販のボーラスを用いて、治療計画装置および実測を用いて腫瘍への処方線量の比較を実施した。いずれも、患者個別ボーラスが有用であることが示された。今後は、治療期間中における腫瘍の形状変化への対策なども検討した研究を期待する。

224 インバースプランニングを用いた肺がんの SBRT の治療計画の有用性を評価した報告である。本報告では、インバースプランニングとフォワードプランニングで立案された肺がんの SBRT の治療計画において、計画作成の時間および DVH で比較を行った。結果は、インバースプランニングのほうがフォワードプランニングに比べ、計画作成時間が短く DVH が良好であり、有用であるとの結論に至った。肺がんの SBRT の治療計画には熟練を要するため、インバースプランニングを用いた治療計画の立案は重要な取り組みになると考える。

225 3DCG エンジンを用いた、仮想空間における患者セットアップ技術トレーニングシステムに関する報告であった。本システムでは 2 mm の精度を有しており、患者セットアップ未経験者の教育ツールに十分応用可能であると結論付けた。また、ログ解析を行うことで、

医療スタッフの患者セットアップの癖や傾向などの情報を取得できるため、未経験者のみならず、経験者の評価にも有効なシステムである。

放射線治療 線量計測（演題 317–321） 笠田将皇（岡山大学医学部保健学科）

317 カラギーナンを添加したポリマーゲル線量計の基礎特性についての報告である。報告では、ゲル化剤として用いられるゼラチンと安定化剤として用いられるカラギーナンの組み合わせによる特性の変化についての検討している。PAGAT タイプのポリマーゲル線量計に対して、カラギーナンの濃度を 0~1.5%まで変化させて添加した場合の、R2 値を評価した結果、0~10Gy の範囲では 1.5%の場合に特性曲線の直線性が最も良くなることが示された。本研究では、カラギーナンを添加することによってゲルの強度が上がるだけでなく、感度や直線性も上がることが示されたが、一方でカラギーナンの濃度が上がると透明性が低下することも示された。課題として、温度履歴が通常のポリマーゲル線量計と異なることが示唆されているが、均一性の定量評価なども含めて更なる検討を期待する。

318 自作プラスチックシンチレータ線量計を用いた線量分布測定に関する報告である。報告では IMRT や VMAT での患者 QA としての応用を目的に、板状のプラスチックシンチレータ (PS) と CMOS カメラを組み合わせ、2 次元発光分布の計測応用についての検討している。水槽中に 150mm×150mm×5mm の板状 PS を設置し、照射によるシンチレーション光を撮影し、カメラの露光時間の影響とともに PDD および OCR の評価がなされた。CMOS カメラにより取得した画像を解析し、発光量と線量の関係性を考察した結果、露光時間が短いほど実測値に近い良好な相関関係が得られたことが示された。課題として、水中での PS 光の吸収散乱補正、エネルギー依存性および方向依存性などが挙げられ、更なる検討を期待する。

319 小照射野のビームデータ測定における透過型電離箱線量計に関する報告である。報告では、コミッショニング・品質管理における 3 次元水ファントムを利用した小照射野ビームデータ取得時のリファレンス線量計による出力補正として、Stealth chamber (IBA 社) の有用性を検討している。6MV X 線ビームを利用した小照射野 (1cm×1cm~5cm×5cm) の PDD, OCR (1.5cm, 10cm 深) について、フィールド線量計は CC04 (IBA 社) を使用し、リファレンス線量計として Stealth chamber, CC04, なしの 3 パターンで、連続測定スキャン速度による違い (3mm/s, 10mm/s) の影響をそれぞれ比較した。結果として 3 パターンの各照射野平均の測定変動は、PDD, OCR ともにリファレンス線量計が Stealth Chamber, なし, CC04 の順に大きくなり。また Stealth chamber の線質への影響もほとんど見られず、高い有用性が示された。課題として、スキャン速度と測定変動の関係および FFF ビームでの評価なども含めて更なる検討を期待する。

320 透過型面積線量計を用いた品質管理の報告である。本研究では、Stealth chamber (IBA 社) がリニアックガントリヘッドに装着し、ビームデータ取得時のリファレンス線量計として利用されることを応用し、リニアック品質管理における線量モニタツールとしての基礎特性について検討している。Stealth chamber を電位計 RAMTEC Duo (東洋メディック社) に接続し、True BEAM STx (4MV-FF, 6MV-FF および FFF, 10MV-FF および FFF) の線量率依存性、ガントリ角度依存性について比較検討した。このとき、照射野 10cm×10cm とし、電位計のサンプリング間隔を 0.1s～1.0s まで変化したときの影響も考察した。結果として、エネルギー依存性やモニタ線量率は安定していたが、ガントリ角 180 度の測定値は 0 度に比べて 5% 低下することが示された。また電位計のサンプリング間隔を 1.0s とした場合、ビームの立ち上がり特性を評価することが困難であった。課題として、ガントリ角 180 度の測定値の変動原因追求が必要とされ、日常 QA 項目としての応用に向けて更なる検討を期待する。

321 水ファントムの温度変化に伴う電離箱の温度補正と線量応答特性に関する報告である。本研究では、ファーマ形電離箱内の温度変化に着目し、出力線量計測に関わる温度特性について検討している。ファーマ形電離箱 (PTW TN300013, PTW 社) の形状を持つ温度計を作成し、攪拌機および投げ込みヒーターを設置した水ファントム内で水温を計測した。また、水温を 20°C から 30°C の範囲で変化させ、温度変化に伴う電離箱電荷量の変化を計測した。結果として、水温のばらつきは約 0.1% 以下であり、水ファントム内の温度均一性が確認された。また、温度変化に伴う電荷量の変動が見られ、測定中の温度変化が著しいほど温度気圧補正係数の不確かさが増大することが示された。課題として、室温と水ファントムの熱平衡を考慮した温度変化への影響や電離箱空洞内の正確な温度計測評価法などが挙げられ、更なる検討を期待する。

放射線治療線量計算・QA/QC (演題 322-327) 佐々木浩二 (群馬県立県民健康科学大学)

322 医療用直線加速器の構造を、BEAMnrc モンテカルロシミュレーションコードを用いて構築し、治療位置に到達する散乱線の割合を比較した報告である。これまでに種々の加速器モデルが計算され、フラットニングフィルタをはじめとした加速器ヘッド内構造が 2 次線源となることは判っているが、個別の加速器をシミュレーションすることによって散乱線源の割合を光子エネルギーフルエンスとして求める試みは興味深い。ここでは下段が MLC の装置についての解析結果が示された。収集ボクセルの分解能を高めるなどの計算精度向上を期待したい。

323 前演題と同じグループからの報告であり、上段が MLC である加速器のモンテカルロシミュレーションを行い散乱光子のエネルギーフルエンスを求めた報告である。加速器構造および照射野が異なると散乱光子の発生源も異なることが数値で示された。散乱光子の割合がシミュレーションで求められることには意義がある。可能であれば計算精度を高めて2次線源の構造物のどの部分からの散乱成分がどのように分布しているかも同定されることが期待される。

324 モンテカルロシミュレーションコード PHITS は放射線治療学分野でも利用されることが多くなってきている。定期的に講習等が行われており、利用環境が整ってきたことによりますます研究に応用されるものと考えられる。この研究では、陽子線治療施設の輸送体系計算モデルを構築し、基礎的な計算精度を調査している。ここでは計算モデルと実測との比較を行いある程度の精度が得られたとした。この研究を臨床応用に結びつけられるように、計算モデルのさらなる精度向上を期待したい。

325 光子線による全身照射法にはいろいろな方法があり、施設によって最適と考えられる方法が選択されている。この研究では、比較的まれな移動寝台法による全身照射において、精度管理方法の最適化を行いより簡便な試験方法を提案し評価している。線量率と寝台移動速度の間に一定の関係性があることを利用して、通常必要とされるファントム中の吸収線量測定を行うことを回避し、毎回の品質管理を照射総 MU 数計測に置き換えるという発想が興味深い。今後、この評価方法を用いた結果を蓄積し、定期的な品質管理における許容範囲基準等の検討を期待したい。

326 IMRT の検証においては、一般にファントムを用いた治療プランを用いて実測検証が行われるが、部分的な線量分布確認となる。この研究では、2D 検出器を用いて3次元的線量分布を構築するアイデアを用いた機器の評価を行っている。このような2D フルエンス分布データから3次元的線量分布を構築する機器はいくつか開発されているがここでは MatriXX を用いた基礎データが示された。基礎的な均質ファントムでの一致は確認されたが、不均質を含むファントムにおける比較において高密度部分で良い結果が得られていない。比較対象として用いた治療計画装置の計算アルゴリズムと今回用いた検出器ソフトの計算アルゴリズムの違いと考察されていた。データ比較の方法およびソフトウェアの整合性を確認しさらに詳細な検討が望まれる。

327 CyberKnife はロボットマニピュレータと小型加速器を用いた放射線治療装置であり、腫瘍に対して多方向からのビームを使用できる自由度の高い装置である。この研究では、治療寝台をビームが通過した場合の影響について調査している。治療計画装置において寝台を通過するビームを用いたプランを作成し、実際の線量との比較を行ったが寝台の高密

度部分において誤差が大きくなつたと報告された。他の治療計画装置でも仮想寝台を用いた補正が行われているが、寝台構造の詳細な再現ができないことが多く、誤差の多い部分を通過するビームを用いない等の対応が行われている。CyberKnifeにおいても同様の対応が考えられるが、最適な治療計画法についてさらなる検討を期待する。

第 44 回放射線治療セミナー報告

広島大学病院診療支援部放射線治療部門 中島 健雄（セミナーセンター司会人）

平成 28 年 10 月 1 日（土），広島県医師会館において，第 44 回放射線治療セミナーを開催いたしました。放射線治療部会座学セミナーは，今年度から地方支部との共催という形での開催となり，6 月の岩手県（JSRT 東北支部）に引き続き，JSRT 中国四国支部共催で広島県での開催となりました。開催にあたり尽力いただきました中国四国支部のスタッフはじめ，中国四国支部放射線治療研究会世話人の皆様にこの場をお借りしまして御礼申し上げます。

今回のセミナーは高精度治療，IGRT が地方でも広く行われるようになりはじめたことを受け，「高精度放射線治療の基礎と応用」をテーマに，高精度放射線治療，IGRT，放射線生物学の講義を企画致しました。新幹線駅の近くということもあって中国四国を中心に九州や関西圏からも受講希望があり，当日は 79 名の方が参加されました。

【第 44 回放射線治療セミナープログラムの概要】

- | | | |
|--------------------|-----------------|-------|
| 1. IMRT・VMAT の治療計画 | 広島大学病院 | 中島 健雄 |
| 2. IMRT・VMAT の精度管理 | 都島放射線科クリニック | 辰己 大作 |
| 3. 定位照射の治療計画と精度管理 | 岡山大学医学部・歯学部附属病院 | 青山 英樹 |
| 4. 放射線生物学 | 岡山大学大学院 | 笈田 将皇 |
| 5. IGRT の精度管理 | 徳島大学病院 | 佐々木幹治 |
| 6. IGRT の実際 | 熊本大学医学部附属病院 | 中口 裕二 |



第 44 回放射線治療セミナー参加レポート

徳島県立中央病院 杉本 渉

2016 年 10 月 1 日に広島県広島市において、第 44 回放射線治療セミナーが開催されました。全国の部会セミナーが地方で開催されるということで、地方からも出席しやすく大変有難く感じております。

今回のセミナーのテーマは高精度放射線治療の基礎と応用であり、IMRT・VMAT および定位放射線治療の治療計画と精度管理、放射線生物学、IGRT の精度管理と実臨床についての講義内容となっておりました。

IMRT・VMAT および定位放射線治療の講義では、各々の治療を実施するのに必要な理論、装置の管理方法など実際の臨床において押さえておかなければならぬ内容をお話し頂きました。放射線生物学の講義では、普段馴染みのない放射線生物学・分子生物学および放射線生物物理学における基礎的な理論や今後の放射線治療における生物学的な展望を交えて講義して頂きました。IGRT の講義では、IGRT を実施する上で必要不可欠な精度管理項目および実臨床における IGRT の考え方などについて学ぶことができました。

各講義はどれも分かりやすく、基礎知識の再確認や新たな知識の習得の場として、本セミナーは大変有意義であったと感じます。

近年、高精度放射線治療を実施するために必要な技術がさも当然であるかのように装置に組み込まれております。高度な技術を使用するにあたり、ユーザーである私たちが十分な理解を深めておくことが重要であると本セミナーを受講することで再認識することができたと思います。

最後に、今回のセミナーの講師の方々をはじめ、運営に携わられた皆様に改めて感謝を申し上げます。



第45回放射線治療セミナー（実機コース）を終えて

放射線治療部会委員 羽生裕二（東京女子医大病院中央放射線部放射線治療室）

第45回放射線治療セミナーを下記の日程、プログラムにて実施しました。本45回セミナーからは、東京支部との共催が実現しました。

共催にともないFFFビーム特性、ビームデータ測定の意義に関する講義など、その内容の一部を更新し、比較的新しい内容についても触れることができました。また、従来からの講義内容、例えば、PDDからTMRへの変換の解説、PDD、OCRの変化を確認するために、等についても、講師を交替する等の工夫することで、受講者の皆様は、新たな側面から受講することができたと考えています。

3次元水ファントム測定、フィールド線量計の相互校正の実習については、前年度セミナーと大きな相違はありませんでした。

TG106のビームデータコミッショニングに準じて、3D水ファントムの設置手順および効率的なビームデータ測定手順について講習を行いました。

フィールド線量計の相互校正の実習については、X線・電子線の相互校正の方法と注意点の講義と連動して相互校正の基本について講習しました。さらに、リニアックの出力モニタ線量計の利用の有無・利用する場合の設置位置（空中、水中）による相互校正精度の差異についても検証しました。

本セミナーは、年々受講者数が少しずつ減少してきています。放射線治療関連の類似したセミナーが多く開催され、受講者にとっては受講機会が増加し、良い傾向にあると思います。

我々開催する側は、受講者の興味を少しでも惹けるように、来年度からのセミナーについて、その内容を検討していく予定です。受講者の皆様からのアンケートを参考に来年度のセミナー（2017/11/3・4の予定）に向けて準備をすすめてゆきます。

開催者および共催者一同、来年度も皆様のご参加をお待ちしております。

日 時：平成28年11月5日（土）9:00～11月6日（日）16:30

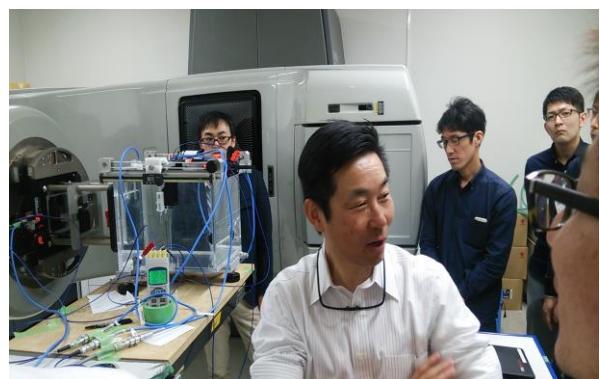
会 場：首都大学東京 荒川キャンパス 〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10

内 容：実機講習内容

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

座学講習内容

- ① AAPM TG106に準じた3次元水ファントムおよびビームデータの取扱い
- ② PDDからTMRへの変換の解説
- ③ ビームデータ測定の意義
- ④ 平坦度・対称性の評価とビームアライメント評価
- ⑤ PDD、OCRの変化を確認するために - dose difference, DTA, Gammaについて -
- ⑥ X線・電子線の相互校正の方法と注意点
- ⑦ FFFビーム特性
- ⑧ AAPM TG-51 Addendumの解説と実習の総括



—地域・職域研究会紹介—

神奈川県放射線治療技術研究会 の紹介

相模原協同病院 松本好正

神奈川県放射線治療技術研究会は平成 26 年に 100 回の開催を行い 30 年以上の歴史があります。研究会の始まりは線量計校正と聞いています。当時、神奈川県内の治療施設のリファレンス線量計の校正は神奈川県立がんセンターのコバルト照射装置を使用して行っていました。そして県内の治療担当者が一同に集まり校正をしながら技術や治療上の問題を話し合った“場”が研究会の初めとなりました。現在は神奈川県放射線技師会の後援を得て 44 の施設が参加して運営しています。

研究会は県内の多くの施設が参加することを目的としています。年間に行われる定例会は施設見学を含めて 3~4 回開催しています。内容は治療関係の講演、報告、機器メーカーによる情報提供を 2 回、施設見学を 1 回と考えて行っています。定例会のもう一つの目的は会員相互の情報交換の機会を設けることです。この数年県内にも治療装置の更新、または新規に開始する施設も増えて来ています。最近の治療方法、定位放射線治療、強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療などが求められて来ています。それに伴い治療装置、測定器、周辺機器の選択、検証も含めた実施方法の確立など多くのことが求められています。そのため各施設との交流と情報交換を気軽に行うことができる機会を設けることも研究会を主催する目的と思っています。そして 26 年度からは“施設紹介”を順次行い積極的に機会を作りました。

平成 28 年度の定例会を紹介します。5 月は川崎市立川崎病院にて講演を中心に行いました。10 月には東京放射線治療技術研究会、県内の地区技師会と合同に神奈川県立がんセンターの重粒子線施設（i-Rock）を含めた見学会を行いました。29 年 2 月は川崎幸病院にて行います。

研究会を主催して気づいたことがあります。関東地域は東京を中心に沢山の研究会があります。季節によっては毎週のように開催されています。そのため定例会の実施日時や内容

が重複しないように考えています。しかし選定には世話人一同苦労していますが今後も新しい内容を含めて行って行きたいと考えています。その一つとして、来年度からは治療経験5年未満の人たちを対象にした初心者講習会も若手を中心に行って行く予定です。

【神奈川県立がんセンター見学会】



元代表世話人 北里大学病院上前峰子先生の退官講演会記念撮影（北里大学病院にて）



世界の論文シリーズ

Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: dependence on the magnetic field strength

(MR 誘導放射線治療システムにおける磁場に誘発される線量効果：磁場強度による影響)

A J E Raaijmakers, B W Raaymakers and J J W Lagendijk

Phys. Med. Biol. 53 (2008) 909-923

Introduction

MR イメージングは軟部組織の優れたコントラストにより、優れた腫瘍視認性を提供することができる。そのため、いくつかの施設ではオンライン MR ガイドを用いた治療システムの開発に取り組んでいる。磁場中においては、均一な組織中においてカーネルは非対称となりビルドアップ距離と線量分布のシフトに影響を与える。また、組織と空気の境界では、空気層に放出された電子が組織に戻ってくる electron return effect(ERE)と呼ばれる現象による線量増加が観測される。本論文において、ERE 線量増加が磁場強度によりどのような影響を及ぼすかについて評価した。ビームの遠位側における ERE、側方 ERE、円筒形の空気空洞における ERE、肺における ERE の 4 つのシチュエーションについてシミュレーションを行った。磁場強度 B は、0.2, 0.75, 1.5, 3 T で比較検討した。

Methods and Materials

シミュレーションにはモンテカルロコード GEANT4 v8.2 を用いた。全てのシミュレーションにおいて 6MV リニアックエネルギースペクトルの光子を 1 方向から入力した。このスペクトルはリニアックヘッド (511keV の再結合ピークを含む) のフルモンテカルロシミュレーションから得た。

Distal side of treatment beam

磁場強度の変化による遠位側の線量分布は、照射野サイズも重要となってくる。磁場強度が低い場合、電子軌道半径が大きくなり、照射野サイズが小さい場合に returning electron はターゲット領域外に再突入する。照射野サイズが十分大きい場合にのみ、電子は一次ビームの領域に線量を蓄積し、ファントム遠位側に高線量領域を発生する。遠位側における線量増加を評価するため、 $20 \times 20 \times 8 \text{ cm}^3$ の水ファントムにペンシルビームを照射し、

等方性 0.5 mm グリッドで線量分布を取得した。 100×10^6 個の粒子を計測し、磁場強度ごとに取得した線量分布を畳み込み、 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ と $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の平行ビームにおける線量分布を得た。

Lateral ERE

横方向への ERE の効果を磁場強度ごとに評価した。 $6 \times 6 \times 8 \text{ cm}^3$ の水ファントムに、 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ のビームの照射し、各磁場強度に対する線量分布をシミュレーションした。

Air cavities

空気空洞の大きさが ERE 線量効果に主要な役割を果たす。空洞における電子軌道の半径は、磁場強度に依存する。したがって、磁場強度による影響とともに、空洞の大きさによる影響も評価した。半径 r の円筒形の空洞を含む $10 \times 10 \times 8 \text{ cm}^3$ の水ファントムに $5 \times 5 \text{ cm}^2$ のビームを照射し、各磁場強度に対する線量分布をシミュレーションした。また、空洞の半径 r を $30, 20, 10, 5, 2, 1 \text{ mm}$ で比較検討した。

Lung tissue

磁場の存在下での肺組織における線量分布は明らかになっていない。2次電子は、多数の肺胞と細気管支の1つを横断するたびに偏向される。しかし、肺胞は約 $60 \mu\text{m}$ であり、細気管支の断面はさらに小さい。空気空洞におけるシミュレーションから、これらの大きさの空洞が線量分布に大きな影響は与えないと考える。したがって、肺組織は、均一で低密度の媒質とみなすことができる。GEANT4 シミュレーションでは、肺における電子輸送距離はかなり大きくなり、磁場の存在下でその軌跡は湾曲する。グリッド内でのエネルギー一堆積ミスを防止するために、最大ステップサイズは1ボクセルとした。 $10 \times 10 \times 16 \text{ cm}^3$ の水-肺-水ファントムをシミュレーションで作成した。肺組織は厚さ 8 cm で密度 0.25 g cm^{-3} とし、 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ の 6MV 光子ビームの各磁場強度に対する線量分布をシミュレーションした。

Result and discussion

水中における二次電子のカーネルは磁場強度に依存する。カーネル形状は磁場強度が増加するほどより非対称となり、カーネルの伸びが小さくなることから、カーネルの全体的な大きさも小さくなる。深さ方向への伸びは、 $B=0 \text{ T}$ の 16 mm から、 $B=3 \text{ T}$ にて 7 mm へ減少する。左横方向へのカーネルの伸びは、 $B=0 \text{ T}$ の 6.5 mm から $B=1.5 \text{ T}$ の 11 mm に増加する。しかし、 $B=3 \text{ T}$ では再び 9 mm に減少する。また、二次電子のエネルギーフルエンススペクトルを確認すると、エネルギー付与に最も寄与しているのが 0.5 MeV の電子によるものであった。

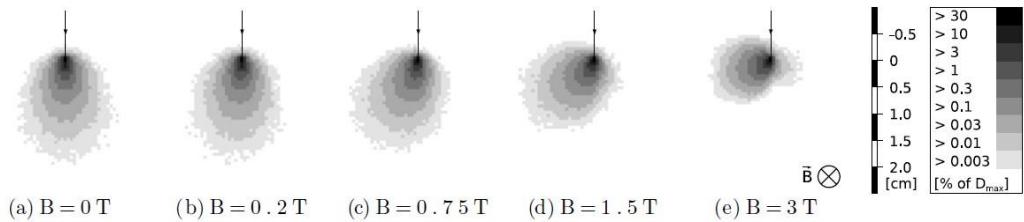


Figure 2. Monte Carlo calculated pointspread kernels for secondary electrons, depending on the magnetic field strength B . Logarithmic grey value scaling is used. Primary photons are simulated with a realistic 6 MV linear accelerator energy spectrum.

Distal side of treatment beam

$5 \times 5 \text{ cm}^2$ と $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の磁場中における中心軸の深部線量比(PDD)から, $B=0, 0.2, 0.75, 1.5, 3 \text{ T}$ において, ビルドアップの深さは 17, 17, 15, 12.7 mm であった. また, ファントム遠位側において ERE による線量増加が確認された. また, 横方向の ERE 線量増加領域のシフトがあり, これは磁場強度および照射野の大きさに依存する. ここで, ERE シフト量は, $B=0 \text{ T}$ における最大線量の辺縁部 20%位置からの距離として定義した. $5 \times 5 \text{ cm}^2$ の照射野では, $B=0.2, 0.75, 1.5, 3 \text{ T}$ の ERE シフト量は 33, 15.5, 8, 4 mm であった. また, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野では, $B=0.75, 1.5, 3$ の ERE シフト量は 17.5, 9.5, 4 mm であった. $B=0.2 \text{ T}$ の場合, 線量は一次光子ビームから 5 cm の距離で 0 T における出口線量の 20%以下に低下していなかった. これは, 一次光子ビームの領域から, かなりはなれた距離に相当量の線量域が存在することを意味している. 0.2 T では, 電子軌道半径が非常に大きいので, 大部分が一次光子ビームの外側のファントム内に戻る. また, 一次光子ビームの境界内に戻る電子は, 右横側から左横側に向かって線量が徐々に増加する ERE 線量増加を引き起こす. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野では, ビーム幅が広く, 電子が多く寄与するため, 線量の増加は大きくなる. 一般的に, ERE 線量増加は, 照射野サイズが最大電子軌道直径とペナンブラの幅の和よりも大きくなるまで($B=0.2 \text{ T}$ の場合, 約 12 cm となる), 照射野サイズが大きくなるほど増加する.

$5 \times 5 \text{ cm}^2$ ビームの場合, $B=0.2, 0.75, 1.5, 3 \text{ T}$ のファントム遠位側最大 ERE 線量増加は $B=0 \text{ T}$ の最大線量に対して, それぞれ 20, 50, 40, 20%である. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ のビームの場合, 40, 52, 42, 25%であった. 驚くべきことに, ERE 線量の増加は, $B=0.75 \text{ T}$ で最も高く, それより高い磁場強度では減少する. 3 T の場合, カーネルは, 横方向への伸びが優位となり, ファントム中のカーネルの方向は水平に左を向いている. さらに, 磁場による低エネルギー一二二次電子の偏向がより強くなる (より小さい軌道半径). 低エネルギー電子は, ローレンツ力によって光子相互作用点周辺に閉じ込められるため, 組織の遠位まで到達することはできない. 結果としてファントムから放出される電子, ERE に関する電子は磁場強度の増加とともに硬質化し, ファントム遠位側の直後にわずかな線量増加を示す.

Lateral ERE

ファントムの底部近くの左側の側面において、横方向の ERE 線量の増加は、角を中心には曲する遠位側の ERE 電子によって捕獲され、ファントムの左側面に再突入する。2 cm の深さの線量プロファイルは、ファントム遠位側を離れる電子からの寄与が無い位置の側方 ERE を示している。 $B=0.2$ T の場合、側方 ERE は対側のファントム辺縁の線量と比較して、わずかな線量増加を引き起こし、線量は中心軸線量レベルを超えない。0.75 T では、ERE によって側方方向に 13% の線量増加がみられた。1.5 T では、中心軸線量値の 150% に上昇し、3 T では 170% に達した。この線量増加は、ファントムの側面を通るフルエンスの増加によって引き起こされ、ファントムを通って散乱する二次電子の散乱方向の変化による結果である。

Air cavities

空洞の大きさを変化させた円筒形空気空洞周辺の線量分布について結果を示す。線量低下を示した領域は、ローレンツ力により電子が押し戻され、空洞を横切ることができないために引き起こされる。 $B=0.2$ T、直径 30 mm の場合、線量低下を示した領域は空洞の底面に位置する。 $B=0.75$ T の場合、線量低下領域は空洞の底面に位置するが、わずかに時計回りに回転している。 $B=1.5$ T、3 T の場合、線量低下領域はさらに回転する。この線量低下領域の回転は、二次電子の平均散乱方向の変化によって引き起こされる。線量増加領域は、磁場強度とともに強い回転を示す。これは、空気中の電子軌道半径、及び水中の二次電子の平均散乱方向の変化という 2 つの効果によるものである。0.2 T では、電子の平均散乱方向は変化せず通常の分布を示す。エネルギー付与に最も寄与する電子のエネルギーは約 0.5 MeV であり、0.2 T でその軌道半径は 15 mm である。これは、円筒型空気空洞の半径と同一である。これらのこと考慮すると、空洞の横方向の左側で線量が増加する。0.75 T では、この電子半径が約 4 mm であり、電子の平均散乱方向はほとんど変化しない。これにより、空洞の上側で線量が増加する。同時に、より高い磁場が returning electron をより小さく閉じ込めるので、この領域における線量は増加する。1.5 T では、電子軌道半径がより小さくなり、線量がさらに増加する。また、ファントム内の偏向された電子の平均散乱方向の変化によって引き起こされる線量増加領域もさらに回転する。3 T では、電子の平均散乱方向はほぼ水平であり、その結果、空洞の横方向の右側の線量が増加する領域が生じる。 $B=0.2, 0.75, 1.5, 3$ T ($B=0$ T における最大線量の比) の場合、30 mm の直径を有する円筒形空洞の回りの最大局所線量増加は、それぞれ 38, 53, 62, 76% であった。

空洞直径を小さくした場合、空洞直径は空気中の電子軌道半径に近づくにつれて空洞周辺の線量パターンが変化する。空洞直径は空気中の電子軌道半径に対して小さい場合、電子は準直線で空洞を横切ることができる。この場合、線量分布は空洞が無い場合と同じである。このパターンは全ての磁場強度で観測されるが、高い磁場強度では、線量分布が均一になる空洞直径はとても小さい。線量分布上、均一に見えてもわずかに不均一性を有す

る可能性があることに注意が必要である。例えば、 1.5 T における空洞直径 1 mm の線量分布は均一であるように見えるが、空洞上の線量増加は最大で 10% 増加する。実際に均一な線量分布を作成する場合、より小さい空洞直径の場合、または複数のビーム方向を使用することが求められる。

Lung tissue

得られた水-肺-水ファントムの線量分布から中心軸線量プロファイルをプロットする。予想通り、水と肺の境界面において、EREにより最大 40% の強い線量増加を引き起こしている。肺と水の境界面の近位側では強い線量低下はそれほど現れない。また、この線量の変化は $B=0.2\text{ T}$ では重要な問題となる。水から肺まで横断する二次電子は、急激に低い密度の層に突入する。それらは依然として散乱するが、その平均自由行程は、真空内のらせん軌道半径と比較して大きくなる。そして、それらは、円弧状の軌道となり、水の層に戻ることができる。これらの電子は、円弧状の軌道が不規則な形で肺で散乱するか、水-肺の境界面の遠位側で線量を増加させる。この領域の肺への広がりは、電子軌道半径に依存し、磁場強度に依存する。 $B=0.75\text{ T}$ の場合、その範囲が最大であり、続いて $1.5\text{ T}, 3\text{ T}$ と続く。これら磁場強度のERE線量増加は、 $40, 49, 27\%$ である。

中心軸上では、EREによる線量の増加は $B=0.2\text{ T}$ ではほとんどみられない。明らかに肺組織を通る円弧状の電子軌道は非常に大きく、ほとんどのERE誘導電子は散乱している。これは、深さが 6.3 cm になるまで($B=0\text{ T}$ と比較して)増加した線量の拡張領域を肺組織層にもたらす原因となる。肺組織では $B=0.2, 0.75\text{ T}$ の $5\times 5\text{ cm}^2$ のビームの場合、側方電子平衡は存在せず、側方プロファイルは非常に非対称である。したがって、中心軸深度線量プロファイルは、 $B=0\text{ T}$ (深さ 6.3 cm を超える)よりも低い。 $B=1.5, 3\text{ T}$ の場合、低密度及び小さな電子軌道半径のために、カーネルは非常に限定される。その結果、中心軸上に横方向の平衡が存在し、線量レベルは $B=0\text{ T}$ の場合と同じになる。

肺-水境界(第2の境界)では、 $B=0.75, 1.5, 3\text{ T}$ でそれぞれ $25, 36, 31\%$ と顕著な線量低下が観測された。各点での蓄積線量は、この点付近で発生した多くの二次電子によって蓄積される。磁場の存在下では、この領域は非対称である。密度が低く、二次電子が円弧状の軌道を走行することができる場合、ある点における線量への寄与は、これらの円弧状の軌道上で伝搬される。これは、高密度物質との境界がこれらの軌道を横切り、この時点で線量が減少することを意味する。ある点からこの効果が生じる境界までの距離は、二次電子の円弧状の軌道半径によって決定される。したがって、肺組織層への線量の減少領域の範囲は、磁場強度が増加するにつれて減少する。

肺-水境界の反対側では、電子平衡が再確立されなければならない。このビルドアップ領域の挙動は、一次ビルドアップと同じであり、磁場強度が増加するにつれビルドアップ距離の減少を示す。第1境界付近の線量増加のパターンは、第2境界付近の線量減少のパターンと同様である。対向のビームを設定し、これら2つの領域が互いに補完し合うかど

うかを得られた線量分布から確認すると、線量増加はそれぞれ $B=0.2, 0.75, 1.5, 3$ T について、92-100%, 92-108%, 94-105%, 88-102% であった。

Conclusion

これらの結果から、ERE はより低い磁場強度で減少することを示しており、小さな空気空洞や組織-肺境界面の結果から明白である。しかし、大きな照射野サイズの場合では、線量増加は高磁場下の場合と同様のレベルに達する。磁場線量効果は、対向または複数の等間隔のビームを使用することにより減少することができる。また、1.5T-MRI で得られる高画質 MRI 画像を使用できることは、高磁場で生じる線量変形という欠点よりも勝る。

コメント

本論文は、MR ガイド放射線治療時に、線量分布が MR 磁場により electron return effect(ERE) という影響を受けることから、その影響について調査を行ったものである。磁場強度の大きさにより ERE の程度は異なり、線量分布も変化する。MRI-Linac の研究はいくつかの施設で行われているが、選択される磁場強度やコンセプトについても様々である。まだ発展途上の技術であることからも、今後のさらなる発展が期待される。

東北大学病院 佐藤清和

放射線治療部会役員氏名

部会長
小口 宏 (名古屋大学大学院)
委員
有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)
鈴木 幸司 (山形大学医学部がんセンター)
辰己 大作 (都島放射線科クリニック)
中口 裕二 (熊本大学医学部附属病院)
中島 健雄 (広島大学病院)
羽生 裕二 (東京女子医科大学病院)
林 直樹 (藤田保健衛生大学)
八重樫祐司 (北海道科学大学)

編集後記

放射治療部会誌の編集を 4 年間担当させていただきましたが、この号をもって交代することとなりました。4 年の間には、紙媒体から電子版に変わるという編集担当にとってはドラスティックな変更がありました。部会誌のカラー登載が可能となり、線量分布などわかりやすくなつたと思います。半面、アナログ時代を長く過ごしてきた小生には、画面で部会誌を観ることが今でもしつこいです。調べたいときにパット手に取れないのは、もどかしいものです。さて、今まで 4 年間部会誌を編集してまいりましたが、大きなトラブルもなく発行できたのもひとえに部会委員の皆さまはじめ、技術学会事務局、部会誌に投稿していただいた方々、部会員の皆さまのお力添えの賜物と感謝申し上げる次第です。

部会誌が今後ますます発展し続けることを願いまして後記とさせていただきます。

〒006-8585 北海道札幌市手稲区前田 7 条 15 丁目 4-1
北海道科学大学保健医療学部 診療放射線学科 八重樫祐司
TEL:011-681-2161 E-mail: yaegashi-y@hus.ac.jp

平成 29 年 4 月
公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線治療部会 会長 小口 宏

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町 167
tel (075)354-8989 fax (075)352-2556

放射線治療部会 URL:

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