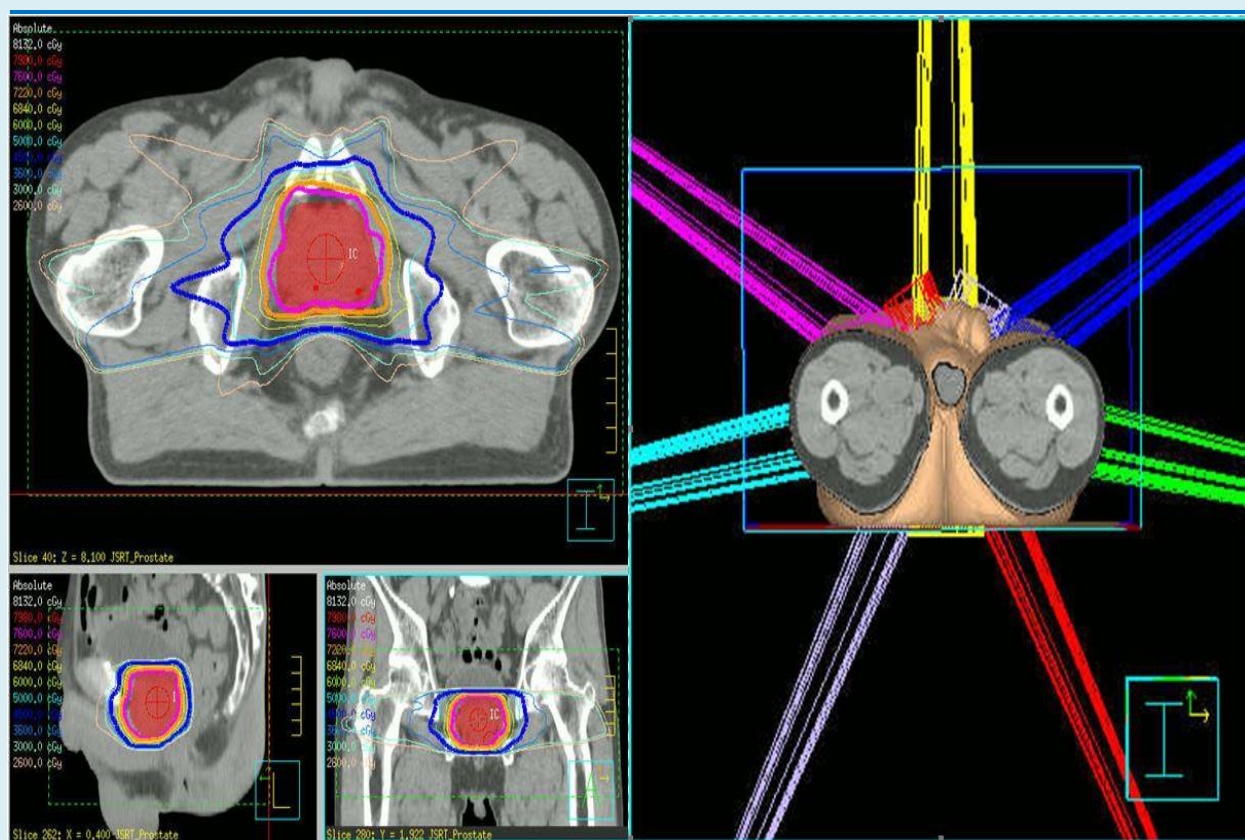




JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol. 30 No. 2 (通巻 51)



2016 年(平成 28 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. 30 No. 2 (通巻 51))

・巻頭言 多量情報の中での放射線治療の立ち位置 ～Radiomics から Radiation Oncologics へ～	林 直樹	1
・第 73 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 44 回日本放射線技術学会秋季学術大会)		4
・教育講演 [放射線治療部会] 予稿 「3D IGBT が及ぼす利益と課題」	熊崎 祐	6
・第 73 回放射線治療部会 (発表予稿) 「新しい放射線治療技術のもたらす利益と課題」 座長「本シンポジウムの概要」	鈴木 幸司 羽生 裕二	7
1. IMRT がもたらす利益と課題	松本 賢治	8
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	9
3. 呼吸性移動対策が及ぼす利益と課題	椎木 健裕	10
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	12
・第 72 回放射線治療部会 (発表後抄録) 「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」 座長集約	有路 貴樹 羽生 裕二	13
1. 最適化アルゴリズムの解説	有路 貴樹	22
2. 九州大学病院における IMRT の現状	福永 淳一	24
3. 国立がん研究センター東病院における IMRT の現状	田中 史弥	30
4. 山形大学医学部附属病院における IMRT の現状	鈴木 幸司	38
5. 愛知県がんセンター中央病院における IMRT の現状	清水 秀年	46

・第 72 回総会学術大会（横浜市）座長集約	56
・第 43 回放射線治療セミナー 報告	鈴木 幸司 75
参加レポート	女鹿 宣昭 76
・ #28 地域・職域研究会紹介（山形放射線治療研究会の紹介）	高橋 哲也 77
・世界の論文紹介	
「Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy」	
A. Fogliata R. Garcia T. Knöös G. Nicolini, A. Clivio E. Vanetti C. Khamphan L. Cozzi	
Medical Physics.2012;39(10):6455-6464	佐藤 智春 79

多量情報の中での放射線治療の立ち位置 ～Radiomics から Radiation Oncolomics へ～

藤田保健衛生大学 林 直樹

2016 年 6 月 23 日、世界経済にとって印象的な日となった。英国の European Union (EU) 離脱の是非を問う国民投票が実施され、僅差で離脱派が上回ったのである(以下、この流れを Brexit とする)。Brexit により、世界の為替市場、株式市場は大混乱となり、日本株式市場も 1 日で 1200 円以上の株価下落を招き、1 日の変動としてはリーマンショック時以上の下落幅であった。この日、全世界の株式市場から 215 兆円が失われ、まさにブラックフライデーであった。本邦でも現政権の経済政策(通称アベノミクス)の潮流に乗って預貯金よりも NISA(少額投資非課税制度)口座での株式投資に重きを置いて資産管理している人は、大打撃の 1 日となったことであろう。NISA 口座は特定口座と異なり無税である一方、損失時の所得税減税措置もないため、この日に損切り確定で株式を売却した人にとってはまさに痛恨の一撃である。余談だが、日経平均(NIKKEI225)はその後さらに低下したものの、Brexit の経済への懸念も一段落し、この記事を書いている 7 月 16 日現在で Brexit 前の水準に戻っている。

今回このような事態を招いた理由の 1 つとして、Brexit に関わる大量の情報が交錯したために機関投資家、個人投資家を混乱させたことが挙げられる。現在は情報化社会であり、報道機関のみならず個人に至るまでインターネット上に情報を展開できる。今回の Brexit の件もインターネットによる事前調査では離脱優勢だったものが直前で残留優勢となり、投資家心理は安堵に包まれていた。その中で今回の選挙をリアルタイムに伝える間、たまたま日本株式市場は開いていたためその打撃を大きく受けた。また、日本市場はすでに海外の投資家による投機マネーがウェイトを占めているということも大きかったとされている。以上のことから言えることは、リスクヘッジのためには多量情報から妥当なものを抽出する能力と、多数派に流されない対策が必要であるということだと考える。

さて、皆さんは Radiomics という言葉をご存知でしょうか。これは、放射線医学を意味する Radiology に多量の情報を扱う科学を意味する接尾語の-omics を合わせた造語である。三次元から四次元、形態画像から機能画像へと発展を遂げる近年では、放射線医学における情報量は膨大であり、それから派生する学問や情報も多い。このような中で、医用画像とその関連データは機械学習(人工知能)や多元数処理といった学問と融合し、病気の推定や未来予測へと発展させるための学問・研究分野を Radiomics と定義している。海外の学会ではこの分野の演題数が増加しており、今年の AAPM(American Association of

Physicists in Medicine)においても Radiomics というセッションが複数設けられている。発表演題を見る限り、放射線治療の分野でも多量の情報を効率よく処理し、人工知能による自動化によって手技が完結する時代が来る可能性は十分にある。例えば、輪郭抽出からビームアレンジメント、線量計画、線量分布評価、線量指標評価、照射ドライランで排出されるログを用いて検証作業の完結に至るまでそのほとんどを人工知能が担い、人間はその結果の承認作業をするだけという事態である。

最近の海外学会での機器展示を見ていると、機械学習機能を取り入れた放射線治療計画装置の登場はそれほど遠くない未来かもしれない。人工知能からのアウトプットをより精確(精密で正確)かつ判断に妥当なものにするかはそれまでの学習が重要である。ただ闇雲にデータ数を増やしてもバリエーションが大きければ、それは機械が判断を下すまでの雑音となる。いかに多角的な視点からの判断事例を作るかが重要ということである。

最新の機器やそれがもたらす技術が正当な方向へ発展するためにも領域をまたいだ横断的研究・開発は今後ますます重要であり、放射線治療を軸に置いた多領域融合(Radiation Oncologics)という分野が台頭することが重要である。それは本邦の学会でも例外でなく、少なくとも国際化の進む JRC ではそうあるべきかもしれない。

いまこそ領域間、学会間、職種間の垣根を超えた Radiomics 的研究の発展が望まれており、学会はその環境を提供すべきであると考えている。私も微力ながらそのために今後も精進していきたい。そしてそれは全ての事象に言えることで、現行の職域や職掌、学会等団体の立ち位置にこだわるあまり、発展的一步が踏み出せていない状況があるかもしれない。現状を把握することはもちろん重要であるが、多角的な視点から将来を見据えた判断ができるよう、努めていきたいものである。

第73回放射線治療部会開催案内

10月15日(土) 8:50～11:50 (第一会場 メインホール)

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
座長 名古屋大学大学院 小口 宏

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 東京女子医科大学病院 羽生 裕二
山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司

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

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

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

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

放射線治療関連のプログラム

第44回日本放射線技術学会秋季学術大会(さいたま市)

入門編 5 放射線治療関連機器 (放射線治療)

10月13日(木) 15:30~16:20 第8会場(第3+第4展示場)

放射線治療における部門システム

公益財団法人がん研究会有明病院 木村 雅春
座長 国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

専門編 5 放射線治療関連機器 (放射線治療)

10月14日(金) 13:00~13:50 第4会場(401+402)

治療計画 CT 概論 基礎と臨床

埼玉県立がんセンター 小島 徹
座長 藤田保健衛生大学 林 直樹

基本シリーズ 1 治療 2

10月13日(木) 13:00~13:30 第6会場(602)

放射線治療計画装置の臨床導入の手引き

栃木県立がんセンター 伊藤 憲一

基本シリーズ 9 治療 1

10月14日(金) 10:40~11:10 第7会場(603)

高エネルギー光子の MU 計算

長野赤十字病院 小山登美夫

学術委員会企画

10月14日（金） 16：00～18：00 第2会場（小ホール）

『放射線技術科学として考える“読影の補助”その2 患者情報のフィードバック』

座長 熊本大学大学院 白石 順二

核医学における患者情報のフィードバック

倉敷中央病院 長木 昭男

放射線治療関係

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

撮影（一般撮影）

川崎市立川崎病院 三宅 博之

撮影（CT）

国立病院機構相模原病院 石原 敏裕

撮影（超音波）

霧島市立医師会医療センター 平賀 真雄

医療情報

みやぎ県南中核病院 坂野 隆明

予稿

「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

近年、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))が開発された。2016 年 4 月の診療報酬改定により、子宮頸がんに対する IGBT 加算が算定可能となったこともあり、3D-IGBT が利用されるようになってきた。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 ICRU38 レポートのリファレンスポイントを処方線量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ため、正確な線量評価は困難であった。そこで 3D-IGBT では、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。

子宮頸がん 3D-IGBT の流れは、①患者の子宮腔内および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・リスク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、ヨーロッパ放射線腫瘍学会の婦人科グループ(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。

また物理面において、AAPM TG-43 での線量計算方法では、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かった。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。

本講演では、3D-IGBT の実例を示し、IGRT の利益と課題について臨床と物理の観点から述べる。

予稿 「新しい放射線治療技術がもたらす利益と課題」

0. 本シンポジウムの概要

山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司

東京女子医科大学病院 中央放射線部 放射線治療室 羽生 裕二

本邦の画像誘導放射線治療 (IGRT) の歴史は、強度変調放射線治療 (IMRT) が実施される以前までさかのぼる。リニアック室でのリニアックと CT を同室に配置したシステムである CT-LINAC、ガントリに kV X 線管とイメージャを搭載したシステムやリニアック室に透視システムを同室配置したシステムにより取得された画像を利用する体幹部定位放射線治療などがそれに相当する。

一方、本邦の IMRT は、前世紀終わりから今世紀初めにかけて、いくつかの施設で開始された。その後、健康保険の適用となり、現在では、強度変調回転治療 (VMAT) と合わせて普及してきている。IMRT・VMAT は線量変化の大きな線量分布を形成する技術であることから照射時の位置精度確保が重要であり、画像誘導の併用が不可欠である。

今日のリニアックによる IMRT・VMAT では、IGRT としてオンボードの kV X 線管とイメージャを利用したコーンビーム CT の利用が主流になってきている。

放射線治療における 4 次元治療計画は、CT ディテクタの多列化が急速に進むなかで、普及してきた。定位放射線治療における時間軸を考慮した動体追跡、動体追尾技術が研究・開発され、正常組織に対する照射体積を縮小させ、かつ、腫瘍への適切な線量投与を可能とした。

さらに、今日では、IMRT、VMAT での動体追跡、動体追尾技術の研究・開発が行われ、新しい 4 次元放射線治療システムが臨床利用されてきている。

近年、その線量分布特性および生物学的効果から粒子線治療への期待が高まり、炭素イオン線治療施設や陽子線治療施設が全国に建設され、特に、陽子線治療は、現在 10 施設が稼働中で、今後も増加傾向にある。

施設や加速器の小型化、集中性の高い線量分布を実現するための照射装置・治療計画装置、照射・照合技術について、さまざまな研究・開発が行われている。

本シンポジウムでは、4 つの放射線治療技術、すなわち、強度変調、画像誘導、動体追跡、陽子線治療に焦点をおき、各専門分野に精通した 4 人のシンポジストの先生方から、4 つの治療技術がもたらす利益について、さらには、これからの課題について紹介していただく予定である。

予稿 「新しい放射線治療技術が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

現在、IMRT を照射する事が出来るリニアック（IMRT 実施が可能なリニアック）を有する施設は、全国の放射線治療施設の約 40%である。しかし、実際に IMRT を実施している施設は約 20%に留まり、残りの 80%の施設は 3D-CRT が主立っているのが現状である。IMRT は 2008 年から脳腫瘍、頭頸部がん、前立腺がんに対して、2010 年より限局性の固形腫瘍に対する保険適応が認められており、障害を低減しつつ根治的放射線治療が実現できる環境が構築されてきている。IMRT の臨床的優位性は、高い空間的線量集中性にあることは明白であるが、特に頭頸部がんや前立腺がんに対するエビデンスはすでに確立されている。従来の IMRT では固定多門による照射法であったため照射時間の延長による患者負担の増加、大きい Monitor unit (MU) 照射による正常組織の 2 次発がんのリスク等があったが、新たに臨床導入された VMAT では小 MU、少ない照射時間で治療が完遂できるため強度変調照射の有用性はより高まったといえる。

経済性の点では、1 患者あたりの前立腺 IMRT 治療で約 140 万円が診療報酬として算定されるが、入院の必要な手術療法に比べて金銭的、治療成績共にアドバンテージが示されており、また、国の医療費負担の観点からも有用な治療方法である。

前述のように、IMRT の普及率が 20%台と低い要因として、診療報酬算定のための施設基準のクリア、安全な治療実施の為に患者セットアップ等の高い照射スキル、治療計画の立案、コミッショニング・線量検証の実施などが挙げられる。照射時の高い再現性を実現することは、我々、診療放射線技師の重要な職務であり IGRT 機器を駆使した高精度なセットアップが求められる。治療計画における処方せん量と線量分布の関係性は非常に複雑であり、正常組織におけるしきい線量とターゲット線量のトレードオフとなる。また D95 等の volume normalization の理解が必要となる。施設基準では、放射線治療を担当する常勤医 2 名、放射線治療を専ら担当する診療放射線技師 1 名以上、精度管理等を専ら担当する者（診療放射線技師その他の技術者等）となっており、安全な IMRT 実施に重要な施設基準ではあるが、小中規模の放射線治療施設においては難しい場合もあるのが現状である。

今回のシンポジウムでは、IMRT の利益と課題を明らかにし、他のシンポジストのテーマと照らし合わせて、今後の放射線治療の展開と課題を議論したいと考える。

予稿 「新しい放射線治療技術がもたらす利益と課題」

2. IGRT が及ぼす利益と課題

～位置精度, 線量管理, 適応治療～

熊本大学大学院生命科学研究部 大野 剛

近年, 放射線治療では強度変調放射線治療 (IMRT) や強度変調回転照射 (VMAT) に代表される高精度放射線治療が普及している. 高精度放射線治療では, 線量の変化が急峻な線量分布を形成することで, 標的に対する線量を高めつつ, 正常組織への被ばく線量を低減することが可能である. これにより従来の放射線治療に比べ, 良好な治療成績を残している. 一方で正確な患者の位置決めや標的の位置照合による照射位置精度の高精度化が不可欠となっている. そこで高精度放射線治療では, 照射直前に撮影した患者画像を用いて, 計画時と治療時の患者変位量を計測・修正する画像誘導放射線治療 (Image-guided radiation therapy, IGRT) が併用される.

IGRT においては, 従来, Electronic portal imaging device (EPID) を利用した 2 次元画像位置照合や MV-cone beam computed tomography (MV-CBCT) が主流であった. しかし, 近年では室内や直線加速器に付与された kV-X 線管を利用した 2 次元画像位置照合や kV-cone beam computed tomography (kV-CBCT) が主流となりつつある. とくに kV-CBCT では患者の 3 次元位置情報を取得することが可能であることに加え, MV-CBCT と比較してコントラストが高いため, 標的や周辺の軟部組織の構造に基づいた高精度な位置照合が可能である.

また, 放射線治療では治療期間が 1-2 ヶ月間に及ぶため, 治療期間中に患者の体形や腫瘍の大きさが治療計画時から変化する. その結果, 腫瘍への線量集中性の低下と正常組織への無用な被ばくを引き起こし, 治療成績の低下や正常組織の放射線障害を誘発する. こうした治療期間中の変化への対策として, IGRT で撮影した kV-CBCT 画像を利用した適応放射線治療も試みられている.

一方で, IGRT の多くでは直線加速器とは異なる管理を必要とするだけでなく, 直線加速器と位置情報を統一する必要がある. また, X 線画像を利用した IGRT の利用は, 二次発がんのリスク増加や治療計画でのリスク臓器の線量制約を超える可能性が懸念される. このように IGRT は必ずしも利益のみをもたらすものではなく, 十分な知識と経験に基づいた管理が必須となる.

本演題では, kV-CBCT を中心に IGRT が及ぼす利益と課題を位置精度, 線量管理, 適応放射線治療の観点から過去の文献や熊本大学で行っている研究の結果を交えながら, 議論していく.

予稿 「新しい放射線治療技術が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

山口大学大学院医学系研究科 椎木 健裕

現在の放射線治療は、CT 画像を用いて、人体の解剖学的情報を基に行う三次元放射線治療が主流となっている。しかし、呼吸運動や蠕動運動など時間経過により変化する体内変化に対応した放射線治療は臨床業務のルーチンとして組み込まれていないのが現状である。

呼吸性移動を伴う部位への放射線治療は、放射線を正常組織に照射する体積を増加させ、副作用を増加させてしまう問題がある。さらに、強度変調放射線治療を行うとマルチリーフコリメータと腫瘍の動きの相互作用により、予期せぬ領域に高線量領域または低線量領域を出現させ、治療成績を低減させてしまう問題が生じる。

近年、放射線治療の四次元化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。具体的には、腫瘍の動きをリアルタイムに追従しながら治療を行う動体追尾照射や腫瘍の動きをリアルタイムに確認しながら、ある呼吸位相の時のみ放射線を照射して治療を行う動体追跡照射などがある。これらの治療法の誕生により、正常臓器に対する照射体積を低減させることができ、腫瘍に対する線量増加を可能としている。

当院は、2015 年より新型動体追跡装置と Flattening filter free (FFF)モード搭載の医療用加速器を用いた画像誘導・動体追跡放射線治療を開始した。新型動体追跡装置は、従来のモノクロ I.I.(Image Intensifier)ではなく、カラーI.I.を搭載しており、ダイナミックレンジが広がり、腫瘍近傍に留置された金マーカの追跡精度向上や高感度による透視被ばく線量低減が実現されている。また、FFFモードによる治療により、治療時間は短縮され、さらに被ばく線量を低減することが可能になってきた。本治療は呼吸性移動対策には欠かせない治療法であるが、非常に複雑な治療法であり、確固たる品質管理法が確立していないのが現状である。本セミナーでは、臨床における当院の動体追跡照射と今後の課題について当科の取り組みについて紹介する。

参考文献

1. 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) 2016 (accepted)
2. 椎木 健裕, 澁谷景子. 画像誘導・動体追跡放射線治療 Current Therapy 34(5) 2016 75-80
3. Shiinoki T, Kawamura S, Koike, M *et al.* Dual modality verification for respiratory gating using new

real-time tumor-tracking radiotherapy system. Med.Phys. 43, 3649(2016)

4. Shiinoki T, Sawada A, Uehara T *et al.* Feasibility study of markerless tracking using dual energy fluoroscopic images for real-time tumor-tracking radiotherapy system. Med.Phys. 43, 3650(2016)
5. 檜部直人, 藤井文武, 澁谷景子, 椎木健裕, 他 放射線治療に向けた肺腫瘍の位置予測モデルの構築 Dynamics and Design Conference 2016 proceeding

予稿 「新しい放射線治療技術が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ン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

現在陽子線治療は 10 施設が日本国内で実施しており，国内外で多くの施設が建設中，または建設予定で施設数は増加し続けている．陽子線治療が各地で行われるようになった流れの中で本邦でも小児治療が保険適用とされたが，他の疾患についての明確なエビデンスの構築，費用対効果も含めた有用性の検証も陽子線治療全体としての課題とされている．技術・物理の面では，QA の指針を示すプロトコルの整備や他施設臨床試験のための照射線量の統一性の評価などの取り組みが進んでいる．

物理的な視点で見ると，陽子線には周知のとおり飛程があり，**Bragg Peak** を有する，ということが大きな特徴となる．陽子線治療の基本はこのような物理的特性を活かして線量集中性を高めることにあり，既存の X 線や電子線と異なる特性を有することが治療の選択肢を広げ，全体としてより良い治療を目指していく上で重要な要素の 1 つとなる．装置としては，陽子線治療の照射方法は **Passive 法** と **Scanning 法** の 2 つに大別され，筆者が務める名古屋陽子線治療センターでは二重散乱体を用いた **Passive 法** と **Spot Scanning 法** による陽子線治療を行っている．二重散乱体法では，陽子線を横方向と深さ方向へ散乱体により拡大し，**MLC** によって横方向，ボールスによって深さ方向に成形して患者腫瘍形状に合わせて照射する．**Spot Scanning 法** では，走査電磁石によりペンシル状の陽子線を任意の位置に偏向し，エネルギーを変えることで深さ方向のピーク的位置を変化させ，両者を組み合わせることで適切な位置に適切な量を照射し，ターゲット全体を塗りつぶすように照射を行う．**Scanning 法** を用いることでより複雑な形状に照射をすることが可能となり，近年の照射技術，治療計画装置の発展に伴って **Scanning 法** を応用した **Intensity Modulated Proton Therapy (IMPT)** も実現され，ボールスなどの付属のデバイスが不要といったメリットもあって新規の施設では **Scanning 法** を採用する施設が増加している．

本シンポジウムではこれら陽子線治療の現状について，技術・物理的な面を中心にその利益と今後の課題や展望について述べる．

第72回放射線治療部会（横浜） シンポジウム
「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」
～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

座長集約

国立がん研究センター東病院 有路貴樹
東京女子医科大学 羽生裕二

平成 28 年 4 月 17 日第 72 回放射線治療部会シンポジウムが行われた。直前の熊本地震の影響で座長を予定していた中口裕二先生から東京女子医科大、羽生裕二先生に交代した。

今回のシンポジウムは IMRT の最適化に焦点を置いた。放射線技師等が主催する IMRT セミナーや研究会は IMRT 装置 QA や IMRT 患者検証に焦点が置かれることが多い。しかし IMRT を実際に行うには多くの工程やその知識、テクニックが要求される。患者検証はその一つの工程にすぎない。IMRT を行う施設は増加している。また治療計画装置(RTP)台数も各施設で複数所有するようになっている。今後より IMRT の普及が進むと考えられるなかで放射線技師が活躍できる場面は多い、また期待されていると考える。

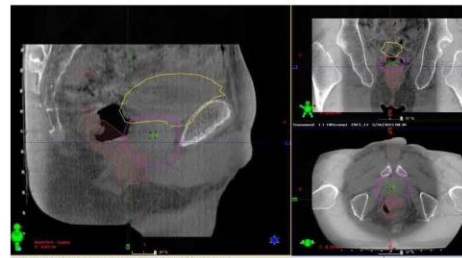
IMRT の工程を大きく 5 つに分かれる①適応、②輪郭、③最適化、④検証、⑤IGRT である。じつは放射線技師はすべてに関与できる。例えば適応については通常は医師が判断する。しかしその判断材料となる位置精度や装置限界、呼吸移動等のエビデンスは技師が関与する。輪郭についても CTV 以外は技師が関与できる。今回のテーマである最適化も技師が関与出来る。さらにこの最適化は IMRT 独特の工程であり知っておくべき知識やテクニックが存在する。最適化の技術は経験によりブラッシュアップされ、より良い線量分布が作成される。より多くの IMRT を受ける患者に利益となる様に代表的な施設における IMRT 最適化の実情を報告して頂いた。治療計画装置メーカーによる特徴や違いもあるため主要装置を代表して国立がん研究センター東病院(Pinnacle)、九州大学病院(Eclipse)、山形大学病院(Monaco)、愛がんセンター(トモセラピー)の各先生がたから注意点や工夫点等を実際臨床で使用している技術として発表して頂いた。

さらに実際の頭頸部癌と前立腺癌の症例において CTV やリスク臓器を囲った状態で DICOM-RT として送付し、プランニングを行って頂いた。各 RTP において問題点や傾向を把握する事が目的であり優劣を付ける事が目的では無い。会場では時間が十分に取れなかった事から本抄録において全てのスライドを載せた。

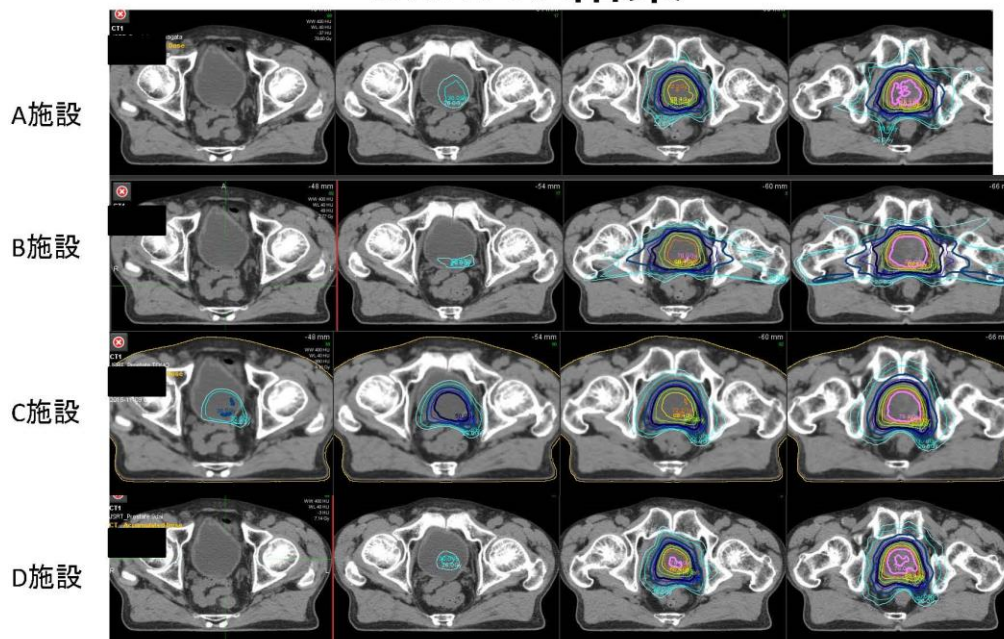
前立腺の症例では PTV の線量は担保され、直腸等のリスク臓器の線量は許容値以下であるか、そして小腸が直腸膀胱窩側へ落ち込んで来ている症例でどの様に対処したか。さらに 80 歳の年齢をどの様に加味したかがポイントであり、PTV の線量を下げる等の対応や、畜尿量を増加させたり、ベリーボード等を使用した腹臥位などでも小腸の位置が変わると考えられる。また日々の照射においても直腸にガスがある場合の対策等、種々の問題に対してディスカッションの時間が十分とれず、踏み込んだ所までは議論出来なかった。しかし全ての施設で小腸線量は 50Gy 以下であった。

前立腺IMRTの症例

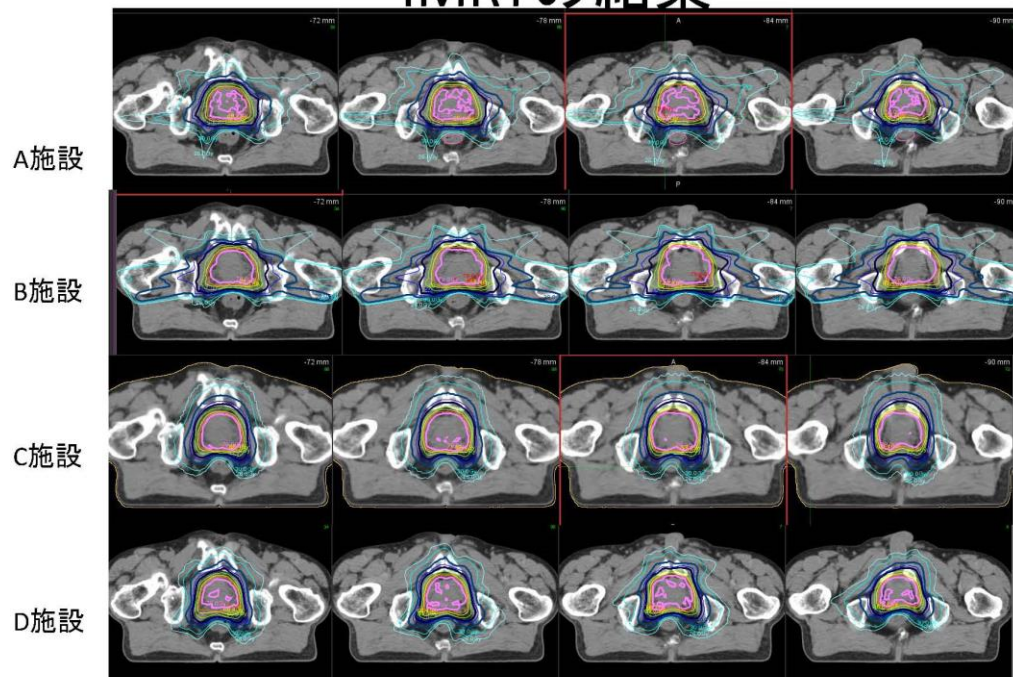
- 80 M
- iPSA7.16 (2013.9.26)
- GS3+3 cT1cN0 MRIでは指摘できず
- 高齢のため経過観察
- 2015.3.3 PSA18.36
- IMRTを希望
- 76Gy38Frで計画
- CT計画上小腸の落ち込みあり、再スキャン
- 照射期間中 rectoflexueに頻繁にガスあり
- 12Fr時点でガスコン錠40mg処方



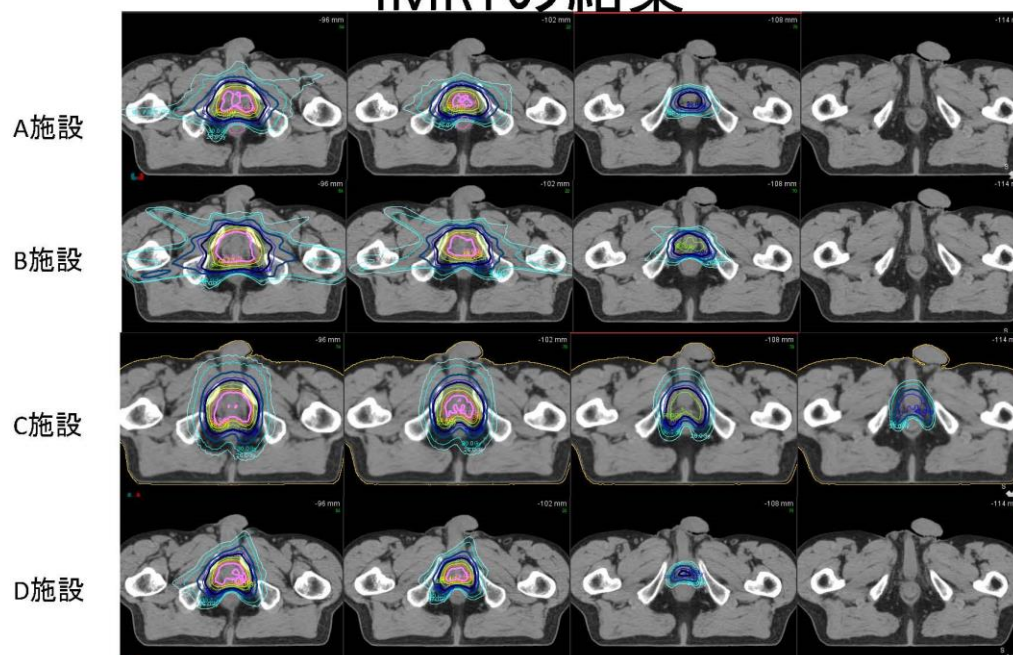
施設間における IMRTの結果

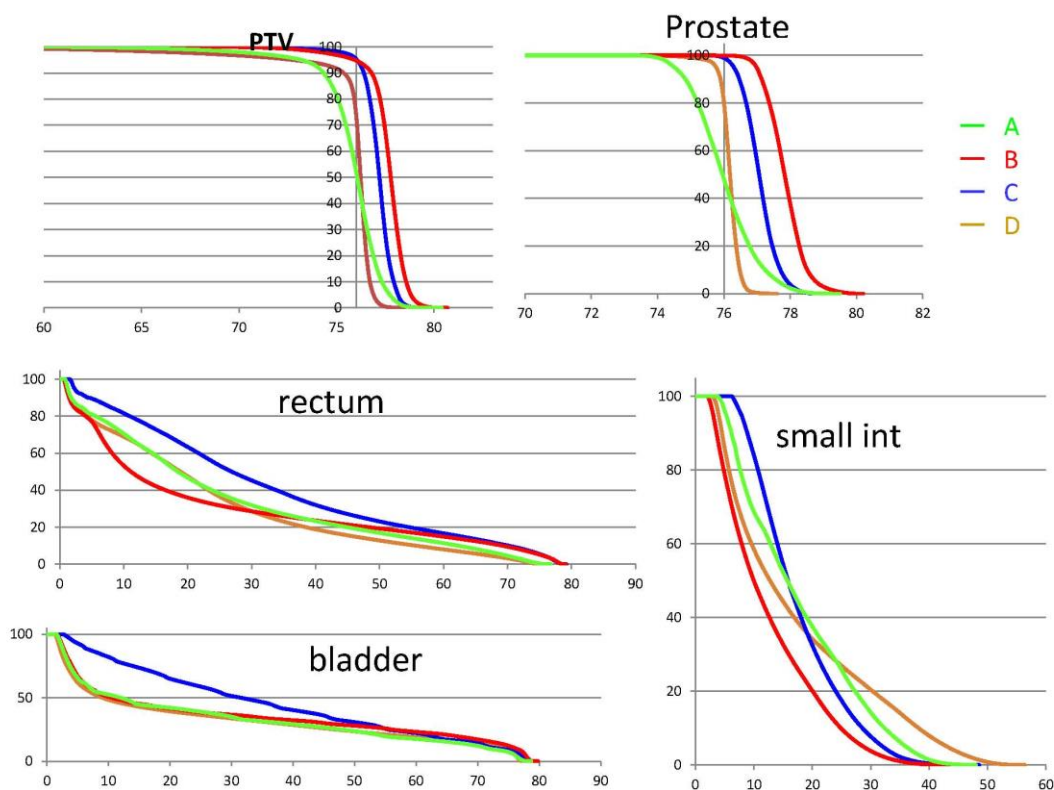


施設間における IMRTの結果



施設間における IMRTの結果





頭頸部の症例は上咽頭癌 T4N1 右視力脱失，右動眼神経麻痺

基本的に CTV に線量が担保されリスク臓器は許容線量以下であることは言うまでもないが，その他のポイントは ROI として囲えない部分としてメッケル腔などの処理をどの様にしたか，その結果として線量分布はどの様になったか．視神経の線量をどの様にしたかがポイントであった．患者に再発のリスクを説明した上で，起こり得る有害事象を納得し，CTV には十分な線量を入れる選択も出来る．全ての施設で CTV には十分な線量 V70=100%であった．

頭頸部IMRT



33 M

上咽頭がん T4N1

2013/07/25あたりから右眼の視力低下を
自覚 /08/02 右視力脱失

【所見】

右眼 視力脱失 光覚もわからないと左眼視力低下の自覚なし

眼球運動正常、三叉神経、顔面神経麻痺なし

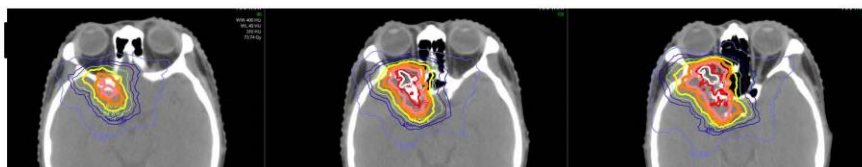
その他下位脳神経麻痺なし

治療前後から

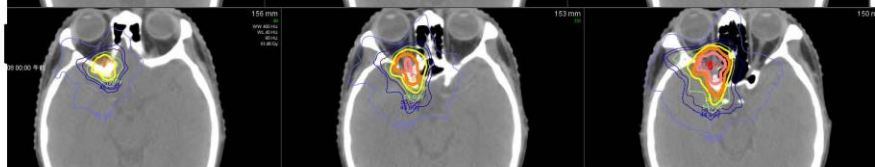
右動眼神経まひ発症

矢印赤はメッセル腔を示す

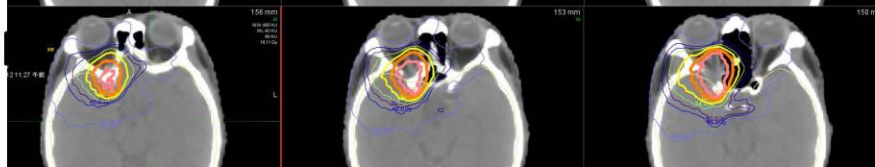
A施設



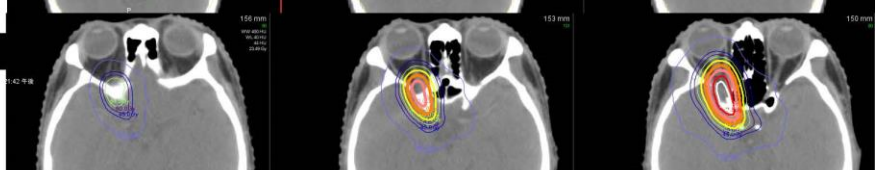
B施設

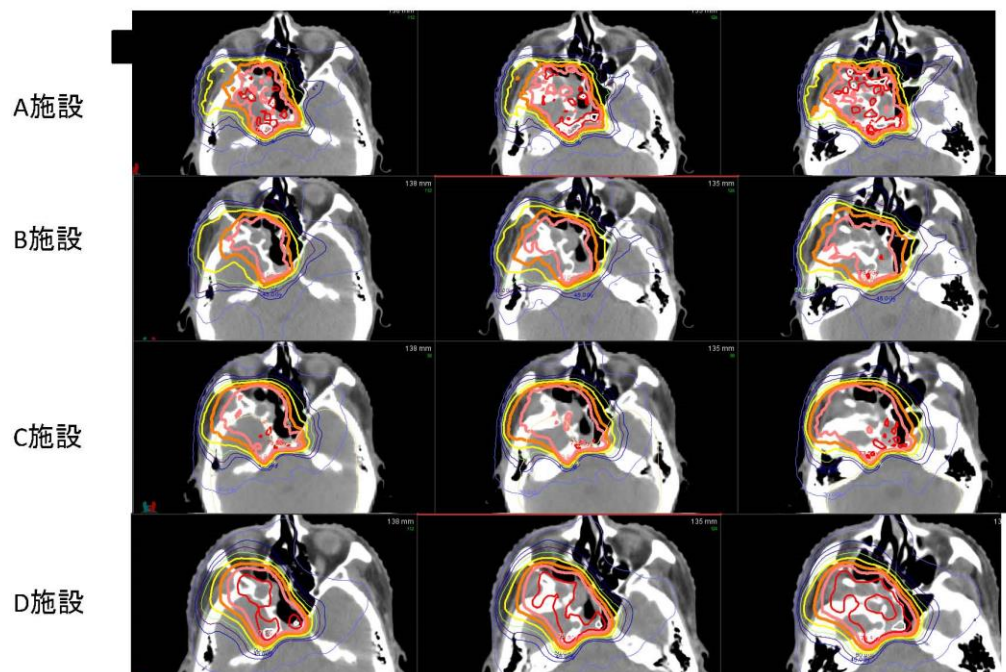
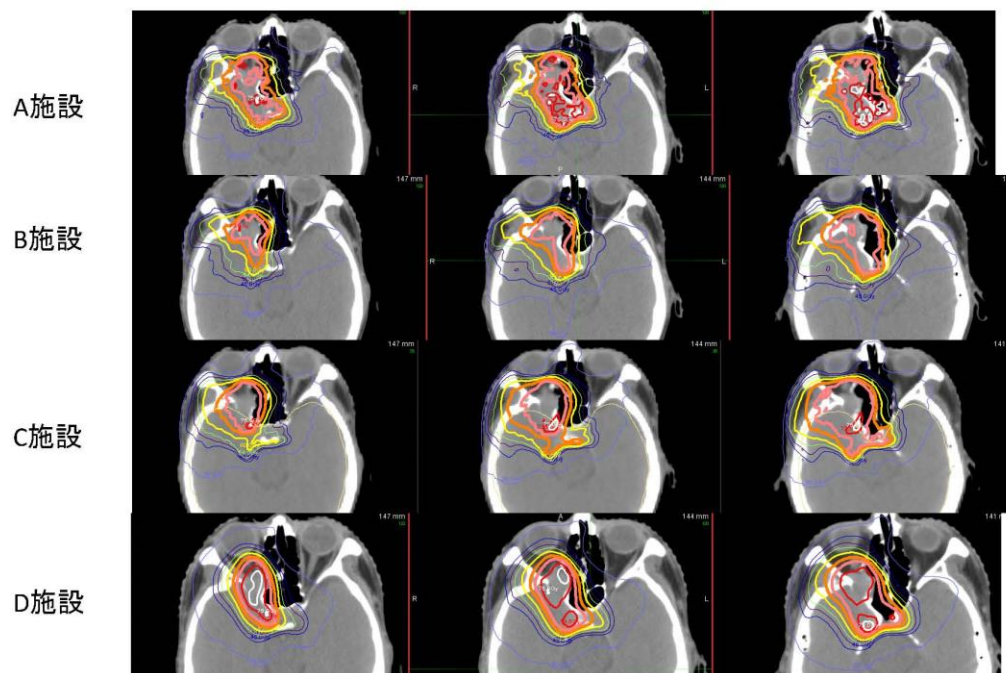


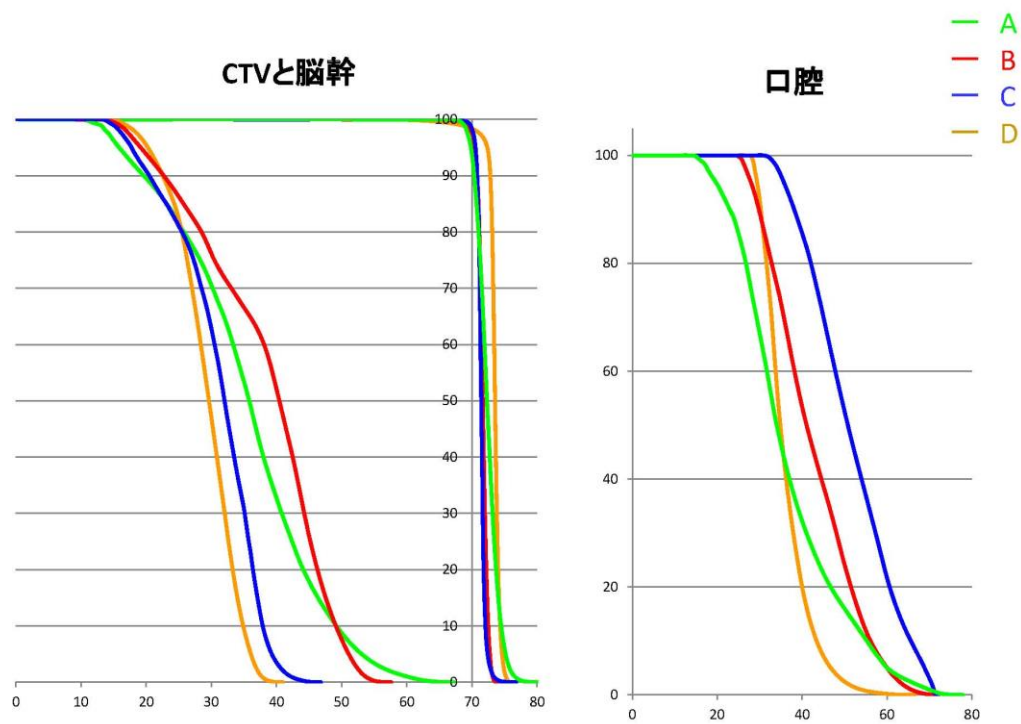
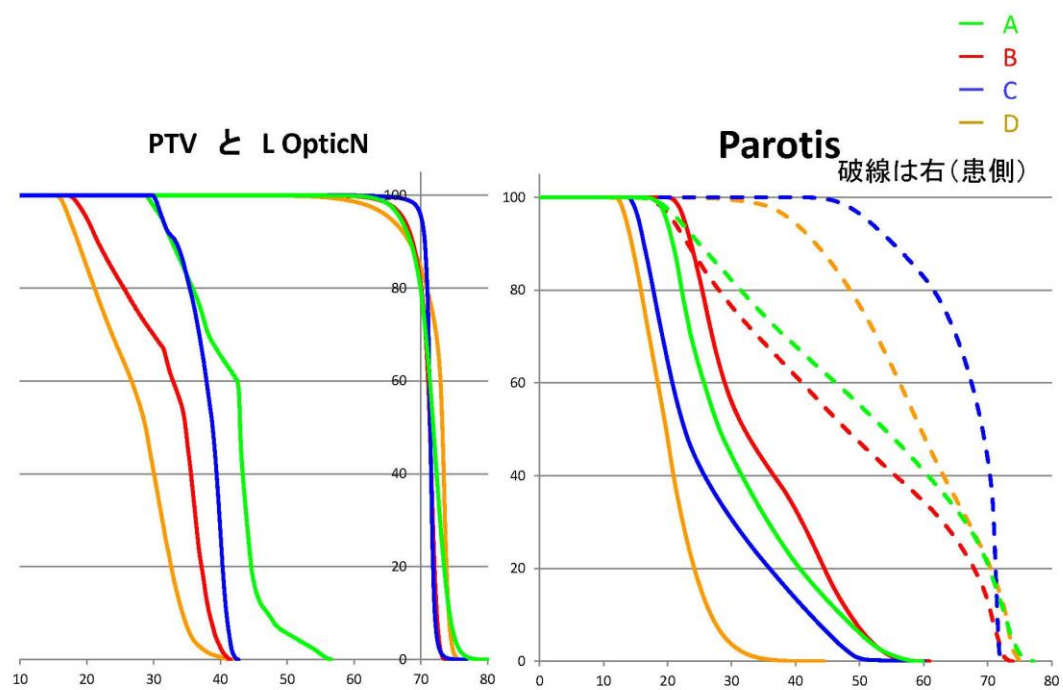
C施設



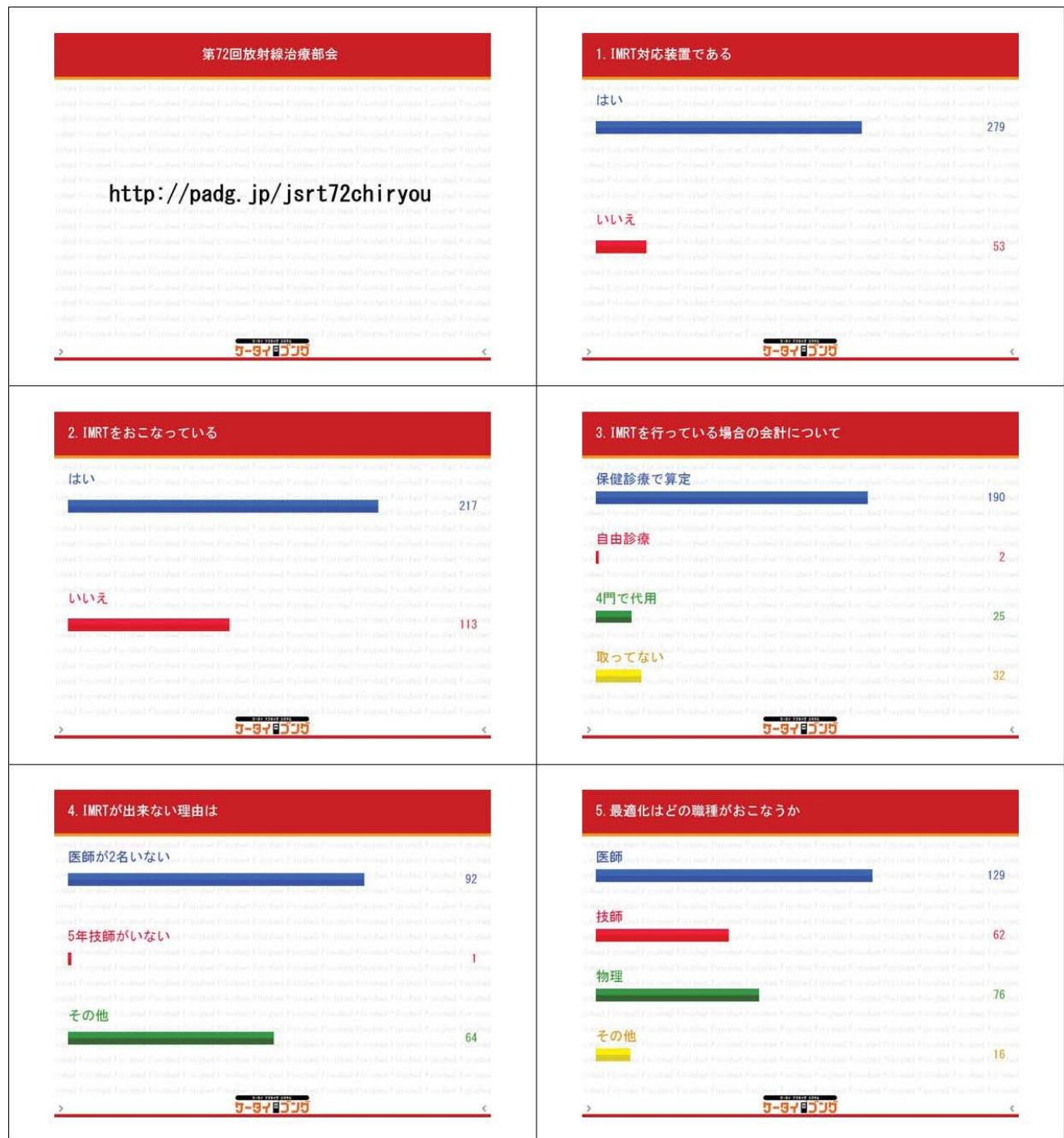
D施設







携帯やスマートフォンを用いてインターネットから設問に回答して頂くシステムを利用した、リアルタイムに質問を設定出来るシステムではなかったため、あらかじめ設問を用意したものに回答する形式であった。特に IMRT を実施出来ない理由として医師 2 名がいない事と前立腺 IMRT 実施時に直腸のガスをカテーテルで抜いている施設が多い事が印象に残った。



6. 適応部位は

頭頸

192

前立腺

239

肺

77

食道

79

骨

85

9-97-0300

7. 頭頸部は2StepかSIB

2Step

103

SIB

82

9-97-0300

8. 前立腺IMRT処方線量は（ハイリスク）

74Gy

39

76Gy

67

78Gy

90

80Gy以上

17

9-97-0300

9. 前立腺IMRT処方線量は（低リスク）

70Gy

16

72Gy

27

74Gy

80

76Gy

47

78Gy以上

31

9-97-0300

10. 前立腺IMRTは骨盤内リンパ節も照射する

照射する

46

しない

168

9-97-0300

11. 直腸にガスがある場合の対応

トイレに行ってもらいやり直す

136

CBCTで前立腺に合わせる

26

再計画を検討する

1

緩下剤などを処方する

4

カテーテルでガスを抜く

83

9-97-0300

第72回放射線治療部会（横浜） シンポジウム
「IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際」
～IMRT プランニングがもたらす患者へのメリット～

1. 最適化アルゴリズムの解説

国立がん研究センター東病院 有路貴樹

1. はじめに

IMRT には最適化と言われる作業が存在する。医師や技師または医学物理士がこの作業を行う。最適化に用いられる計算アルゴリズムはメーカーにより違いはあるが、基本的な考えは同じである。一般的な最適化アルゴリズムについて説明する。臨床で最適化を行うときの助けになれば幸いである。

- 最適化アルゴリズムは最小二乗法が基本である。fig1 に示す式(1)を最小の値となる様に変数を決めればよい。ここで w_k は k 番目輪郭のウェイト、 $p_k(d(x))$ は式(2)である。式(2)における最初の Σ は一つの輪郭に制約が複数ある場合はこれを全て積算します。次の Σ は輪郭 k 番目に含まれる全てのボクセルを積算します。 H は階段関数(heaviside function)で条件を満たしている場合は 0 (ゼロ), それ以外は 1.0 の値を採る^{1,2)}。

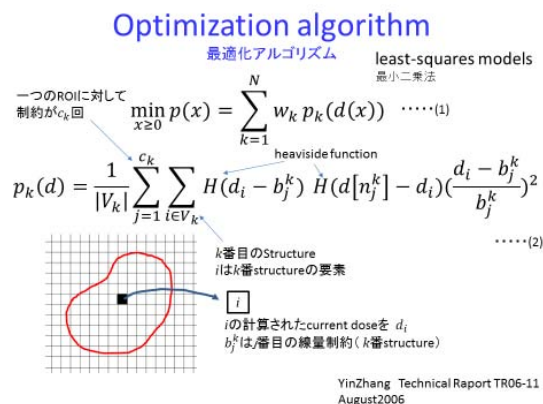


fig1

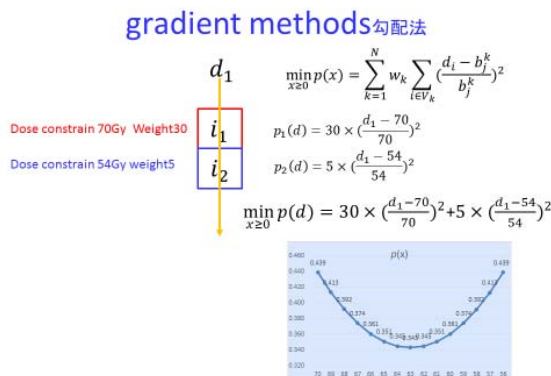
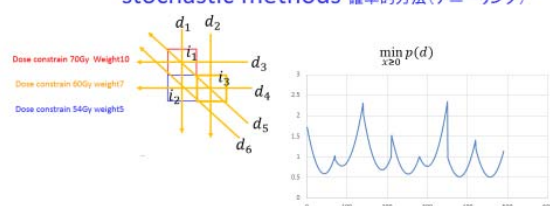


fig2

d_1 をビームレットとし、赤い輪郭と青い輪郭にそれぞれ線量とウェイトを入れて d_1 の値を少しづつ変化させて最小値をもとめる fig2. 多方向から放射線を入射する場合はより複雑となり部分的な最小値に収束してしまい(local minima), 全体的な最小値(Global minimum)にならないため、乱数など数学的に違う場所での最小値を計算する(Stochastic methods), 何度もこれを繰り返し計算させ(iteration)最も最適な解を求める³⁾. この計算を理解しやすい様に表計算ソフト(Excel;マイクロソフト)を用いて説明した. Excel のアドイン機能であるソルバーを用いて最適化を行った fig4.

stochastic methods 確率的方法(アニーリング)



$$p_{l_1}(d) = 10 \times ((d_1 + d_3 + d_5 - 70)/70)^2$$

$$p_{l_2}(d) = 7 \times ((d_2 + d_4 + d_5 - 60)/60)^2$$

$$p_{l_3}(d) = 5 \times ((d_1 + d_4 + d_6 - 54)/54)^2$$

$$\min_{x \geq 0} p(d) = \sum_{k=1}^N w_k \sum_{i \in V_k} \left(\frac{d_i - b_i^k}{b_i^k} \right)^2 = p_{l_1}(d) + p_{l_2}(d) + p_{l_3}(d)$$

fig3

The method of optimize by Excel

Excelで最適化を行う方法

find a solution using addin tool of Solver

ソルバーを用いて解を求める

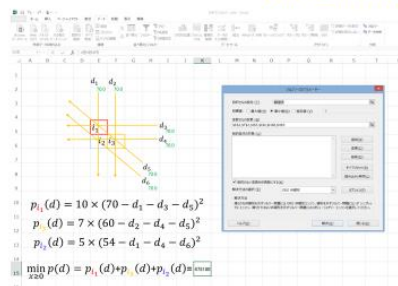


fig4

参考文献

- 1) Yin Zhang Michael Merritt, Dose-volume-based IMRT fluence optimization: A fast least-squares approach with differentiability, Linear Algebra and its Applications 428 (2008) 1365–1387
- 2) T Arij, T Ueda S Kitoh, Use Experience and problems in the Optimization of Intensity Modulated Radiation Therapy(IMRT) –Focus Head & Neck- , Jpn.Radiol.Technol, Vol.66No.8, pp879-884, 2010
- 3) INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY: CURRENT STATUS AND ISSUES OF INTEREST, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 51, No. 4, pp. 880–914, 2001

2. 九州大学病院における IMRT の現状

九州大学病院 福永淳一

1. はじめに

強度変調放射線治療（intensity modulated radiation therapy : IMRT）は、治療装置および治療計画装置の進歩とともに発展し、さまざまな装置で実施されている。2010 年 4 月から、全ての限局性の固形悪性腫瘍に対して保険適用となり、多くの施設で行われるようになった。今回のシンポジウムでは、九州大学病院における IMRT の現状と IMRT 治療計画作成にあたっての当院で使用している計画装置 Eclipse (Varian) の特徴的な機能について紹介した。また、前立腺と頭頸部における同一治療計画 CT 画像を用いて、他施設、異なる計画装置による線量分布と DVH の比較を行った。

2. 九州大学病院における放射線治療の現状

現在当院では、2012 年に On-Board Imager と Volumetric modulated arc therapy (VMAT) へバージョンアップした CLINAC 21EX (Varian) 1 台と 2014 年に CyberKnife II (Accuray) から更新した TrueBeam STx (Varian) with Novaris system (BrainLab) 1 台、CLINAC 21EX (Varian) から現在更新中の TrueBeam (Varian) 1 台、合計 3 台のリニアック装置にて治療を行なっている。計画装置としては、Eclipse ver.13 を 10 台、iPlan (BrainLab) を 1 台、Raystation (日立) を 1 台所有している。IMRT もしくは VMAT の治療計画は Eclipse にて行っており、当院では診療放射線技師による通常照射や VMAT の治療計画も積極的に行っている。

3. IMRT の現状

当院では、2004 年ごろより IMRT を開始し、当初は頭頸部領域への boost 照射に用いていた。その後、前立腺を主体とし、現在では頭頸部、頭部、脊椎等に対しても、VMAT を行っている。年間治療患者数は治療全体で 1100 人程度であり、リニアックによる治療患者は 1000 人程度である。現在の運用として、VMAT 新患枠は週に 4～5 人としている。Fig. 1 に一か月の症例内訳を示す。

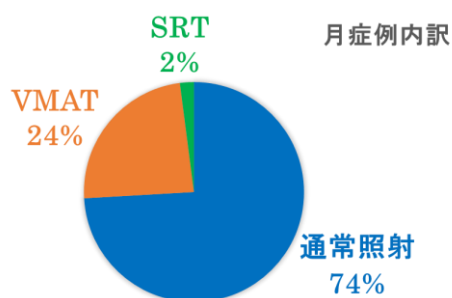


Fig. 1 月症例内訳

3-1. Dynamic-IMRT から VMAT への移行

IMRT 開始当初は Dynamic-IMRT にて治療を行っていたが、VMAT 対応へバージョンアップ後は、全て VMAT へ移行した。移行するにあたって、まず Dynamic-IMRT と VMAT による線量分布に大きな違いがないことを確認し、以下の理由にて全て移行することとなった。その理由として、照射時間の短縮が図れること検証作業時間の短縮が図れることが主な理由であった。照射時間の短縮については、前立腺に対して Gantry を固定した 7 門照射による Dynamic-IMRT の場合、照射のみにかかる時間は約 5 分で、1Arc の VMAT の場合約 1 分 15 秒であり、一人の患者にかかる照射時間の短縮が可能であった。これにより治療件数の増加にも対応可能となった。また前立腺においては蓄尿にて治療を行なっているため、治療後半になると尿意を感じてから長い時間蓄尿を我慢できなくなるケースや、頭頸部においてはマスクによる呼吸苦を訴えるケースもあり、照射時間の短縮は患者にとってもメリットが大きいと考えられた。さらに照射門数の減少により検証にかかる時間の短縮が行え、技師の業務負担軽減にもつながった。

3-2. 前立腺に対する VMAT

当院の前立腺に対する VMAT の現状として、排便と 1 時間の蓄尿にて治療計画 CT 撮影を行い、2 週間後に治療開始としている。治療計画 CT 撮影時に直腸ガスが多い場合には、ネラトンチューブによるガス抜きを行い、便が多く残っていた場合には浣腸後に撮影し、後日再度治療計画 CT 撮影を行う。後日再計画 CT 撮影を行う理由として、治療開始後の状態をある程度予想するためである。具体的には再計画 CT 撮影時にも 1 回目の計画 CT 撮影時と同様な状態であれば治療開始後もその状態が繰り返される可能性があるため、これらを考慮して治療計画を立てることができる。

当院の前立腺 VMAT におけるプランニングポリシーを Table 1 に示す。

Table 1 前立腺 VMAT におけるプランニングポリシー

ROI	説明	最適化目標	許容範囲
rectum	充実性のものとして	V70 < 5%	V70 < 10%
		V65 < 15%	V65 < 20%
		V60 < 20%	V60 < 25%
		V55 < 25%	V55 < 40%
Bladder	充実性のものとして	V65 < 10%	V65 < 15%
		V55 < 20%	V55 < 25%
		V50 < 25%	V50 < 35%
		V45 < 40%	V45 < 50%
CTV	Low risk : 前立腺のみ	D98% > 98%	D98% > 95%
	Intermediate risk : 前立腺 + 精嚢 1 cm	D2% < 105%	D2% < 107%
	High risk : 前立腺 + 精嚢 2 cm		
PTV	CTV に 8 mm、背側のみ 5 mm のマージン	D95% > 95%	D95% > 93%
		V90% > 98%	
		D2% < 105%	D2% < 107%
Overlap_PTV Rec	PTV と Rectum が重なる部分	あまり急峻に線量を落とさない。95% から 90% で囲まれるように	
small int	充実性のものとして	55Gy より多い照射体積 < 0.5cc	

治療計画 CT にて S 状結腸や小腸の落ち込みがある場合には 54 Gy 後、CTV を縮小したプランを作成している。

実際の治療においては、毎回 CBCT 撮影を行い、尿量と直腸の状態を確認し、前立腺合わせにて治療を行なっている。尿量の溜りが悪い場合が続くようであれば、治療室入室前にエコーにて尿

量を確認し、直腸ガスが頻回にある場合は、CBCT 撮影前に毎回ガス抜きを実施している。それでも尿量や直腸・S 状結腸の状態が治療計画 CT 時と大きく異なる場合が続く時は、医師と相談し、リプランを行っている。また、患者固定具としては、以前はバキュームロック (Fig. 2) を用いていたが、治療件数の増加に伴い、バキュームロックの保管場所の問題等で、現在では下肢固定システム ESF-42 (エンジニアリングシステム株式会社) (Fig. 3) を使用している。前立腺患者を続けて治療する場合、この ESF-42 を用いることにより患者毎の治療準備の効率化が図れている。



Fig. 2 バキュームロック



Fig. 3 ESF-42

3-3. 頭頸部に対する VMAT

頭頸部に対する VMAT の現状として、治療計画 CT 撮影から 1 週間後に治療開始を基本としている。線量制約については JCOG 1015 に準じて、2 Step 法 (17Fr 程度で boost 用 CT 撮影) にて 2~3 Arc の VMAT にて治療計画を行っている。

実際の治療においては、毎回 CBCT 撮影を行い、骨合わせを基本としている。患者固定具としては、Type-S (CIVCO) (Fig. 4) を用いており、Type-S の上に薄いマットを敷いている。このマットの位置を調整することで、体重変化等による頸椎の反りを補正している (Fig. 5)。

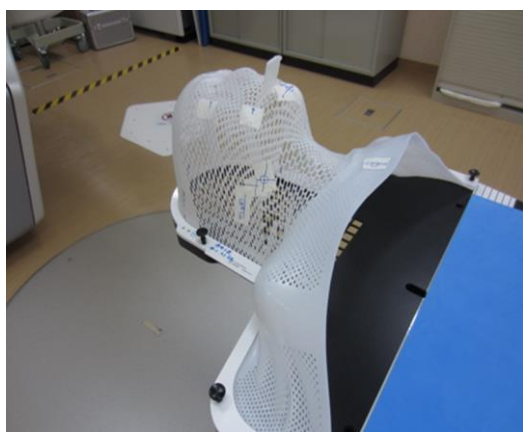


Fig. 4 Type-S



Fig. 5 マット位置による補正

4. 治療計画装置 Eclipse の VMAT 最適化における特徴

IMRT もしくは VMAT の治療計画作成において最適化という工程を行う必要がある。最適化を行う上で計画装置の特徴や機能をうまく使うことで最適化がスムーズに行え、最適化回数も減らすことが可能となる。当院で使用している計画装置 Eclipse の VMAT 最適化においてよく使用する機能をいくつか示す。

4-1. Normal Tissue Objective(NTO)

IMRT もしくは VMAT の治療計画作成において、線量を投与したいターゲットと線量を投与したくないターゲットを明確にする必要がある。線量を投与したいターゲット(PTV)の周りに線量を投与したくない輪郭(Virtual Ring ROI)を作成し線量制約をかけることで、不必要な領域への線量を抑えることができ、また線量均一性も向上できる。通常この Virtual Ring ROI は計画者により作成する必要があるが、Normal Tissue Objective(NTO)の機能を用いることで、新たに輪郭を作成する必要がなくなる。NTO はターゲットからの距離の関数として線量の減衰形式で定義される。NTO の設定画面を Fig. 6 に示し、各設定項目について説明する。

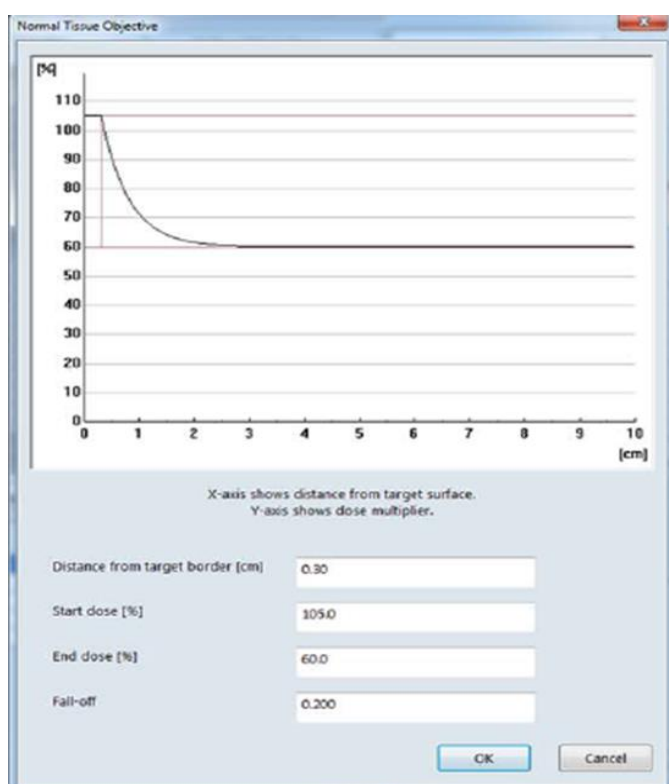


Fig. 6 NTO 設定画面

Distance from Target border にて Target からの Virtual Ring ROI の作成開始位置を設定する。

NTO における Target とは最適化において Lower objective を設定した輪郭構造を Target と見なす。Start dose には Virtual Ring ROI の最大線量，End dose には Virtual Ring ROI の最小線量を設定し，Fall-off には Virtual Ring ROI の厚み，傾きを調整する。

これらの設定を上手く行うことで、ターゲット構造外の Hot Spot を防止し、ターゲット周囲の線量勾配を調整できる。ただし、場合によっては NTO 以外にも手動で Virtual Ring ROI を作成する必要がある。

4-2. Convert Isodose Level to Structure

この機能は、一度線量計算した後に、任意の等線量曲線を輪郭に変換する機能である。具体的には、Hot Spot 等の下げたい線量領域がある場合に、この線量領域を Convert Isodose Level to

Structure 機能にて輪郭化し，作成された輪郭に対して線量制約をかけることで線量分布の改善が図れる．

4-3. High Density Artifacts tool

Eclipse による VMAT の線量計算において，線量計算アルゴリズムに Acuros XB を用いることは線量計算時間が短くなるため，計画者にとってメリットとなる．また Acuros XB は高密度物質を含む治療計画において Monte Carlo simulation と同等の計算精度であるとの報告^{1,2)}もある．Acuros XB による線量計算には，材質と物理密度の情報が必要であり，CT 値と物理密度の変換テーブルを用いて，物理密度 8.0 g/cm³ まで計算可能である．しかし，密度の自動割り当ては 3.0 g/cm³ までであり，3.0 g/cm³ を超える密度領域については手動にて物質の割り当てを行う必要がある．そこで High Density Artifacts tool 機能を使用すると，3.0 g/cm³ を超える高密度領域を自動でダミー輪郭を作成でき，頭頸部領域における義歯やメタルアーチファクトの高 CT 値への対応が簡便に出来る．

4-4. Avoidance Sectors

前立腺の治療を行う時に，しばしば人工股関節等の体内金属が存在する場合がある．治療計画 CT 画像で生じるメタルアーチファクトは，正確な CT 値が得られず線量計算精度の低下につながる³⁾．線量計算精度への影響を最小限とするための対処法としては，メタルアーチファクトが存在する領域を通過して標的やリスク臓器に入射する照射方向の設定を行わないことである^{4,5)}．Avoidance Sectors はこのように VMAT 等の回転照射中に任意に照射しない角度を設定する機能であり，計画する時には Avoidance Sectors を設定した 1 Arc で計画後，目標値を満たさなければ，同様に Avoidance Sectors を設定した 2 Arc 目を追加している．経験上 Avoidance Sectors を設定していても 2 Arc で十分な線量分布が作成可能である．

4-4. その他

Eclipse 特有という分けではないだろうが VMAT 計画において意識していることとしては，出来るだけ滑らかな Structure 形状となるようにしている．スムージング機能を利用し，滑らかな形状の方が線量制約を満たしやすい．また，通常照射においても同様であるが，Isocenter 位置を Gantry・Couch・Patient への接触が起きないような位置，かつ CT センターからの移動距離が計算しやすい値となるように設定している．場合によっては線量検証を行い易い位置も考慮する．このように実際に照射する立場で治療計画を行えることが，診療放射線技師が治療計画を行う上での大きなメリットと考える．さらに治療計画を行うことでセットアップや IGRT における位置照合の注意点等がより理解できると考える．

5. 最後に

VMAT 計画において施設内でのプランニングポリシーを明確にすることは重要であり，時には患者毎に対応していく必要がある．例えば，PTV と OAR のオーバーラップ領域をどうするのか，どちらを優先するのか等，医師との十分な協議が必要であり，それには普段からのコミュニケーションが大事である．また，可能な限り施設内でのばらつきの少ないプランニングを行うことも必要である．最も重要なことは，プランと治療成績の整合性が取れているかだと考える．あくまでの治療計画はシミュレーションであり，思い通りに行かないこともあるが，この乖離を少なくするためにも治療後の経過を把握することは重要である．

今回のシンポジウムでは，他施設での IMRT・VMAT の現状を知ることができ，施設毎にいろいろと工夫されており，参考になる事が多かった．今回のシンポジウムが今後 IMRT・VMAT を始める施設にとって少しでも参考なれば幸いと考える．

参考文献

- 1) S. A. M. Lloyd, W. Ansbacher. Evaluation of an analytic linear Boltzmann transport equation solver for high-density inhomogeneities. Med Phys 2013 ; 40(1) : 0117071-0117075.
- 2) 福永淳一, 有村秀孝, 梅津芳幸, 他. 前立腺がん IMRT の治療計画における金属 331 マーカの線量分布および線量評価指標への影響. 日放技学誌 2014 ; 70 (12) : 1429-1438
- 3) 中江保夫, 井上裕之, 源貴裕, 他. 放射線治療計画における義歯アーチファクト 300 の影響と改善策 -ガントリの傾斜撮影から再構成した CT 水平断像の利用-. 日放技 301 学誌 2007 ; 63 (3) : 326-334. 302
- 4) 遠山尚紀, 幡野和男. 治療計画. 詳説 強度変調放射線治療 物理・技術的ガイ 303 ドラインの詳細. 中外医学社, 東京, 2010 年 : 135. 304
- 5) Reft C, Alecu R, Das B, et al. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses 305 undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 306 63. Med Phys 2003; 30 (6): 1162-1182.

2. 国立がん研究センター東病院における IMRT の現状

国立がん研究センター東病院 田中史弥

1. 当院における IMRT の現状

当院での強度変調放射線治療（IMRT）は2005年の6月より頭頸部が始まり，前立腺は2011年11月より始まった．現在（2016年1月）まで頭頸部が約950例，前立腺が約300例のIMRTを行ってきた．

治療計画装置はPinnacle3 (Fig. 1) と Eclipse (Fig. 2) を使用しており，治療装置は VARIAN 社製の TrueBeam (Fig. 3) と Clinac iX (Fig. 4) を使用している．IMRT での照射は装置2台合わせて一日に約45名，IMRT の治療計画は1週間に5～7件行っている．治療計画装置の負担，業務効率・分配を考慮し高リスク前立腺は Eclipse で VMAT，その他の症例は Pinnacle3 で STEP&SHOOT 法で行っている．頭頸部は基本的に SIB 法を用いている．



Fig. 1

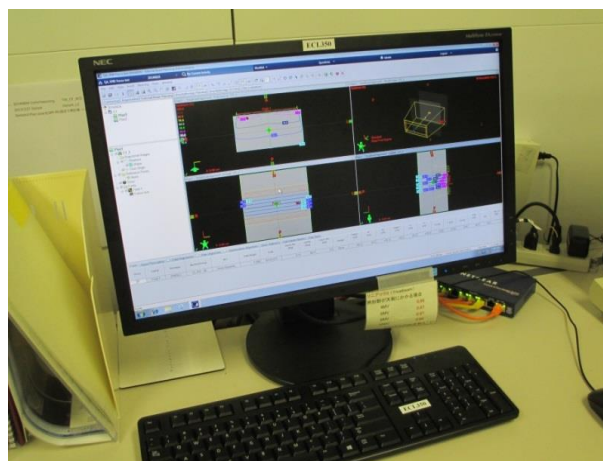


Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4

年間 IMRT 患者は前立腺で約 100 名，頭頸部で約 150 名を実施している（2014 年度）。治療計画に携わる技師，物理士も複数いるため，“効率良く”“計画者毎に差が出ない様に”日々 ROI の作成や最適化において様々な工夫を行っている。また頭頸部において著しい体重減少や体輪郭の変化による再計画を要する場合には治療計画 CT 撮影から照射まで“最短 1 日”で治療を行っている。

本シンポジウムでは当院における IMRT の現状と Pinnacle3 での最適化の工夫，テクニックを紹介した。

2. Pinnacle3 特有の機能

① Direct Machine Parameter Optimization (DMP0)

② Equivalent Uniform Dose (EUD)

③ MLC Manual Changing

この 3 つの特有の機能について紹介しました。

① Direct Machine Parameter Optimization (DMP0)

通常の Inverse planning は理想の DVH から ideal map を作成する最適化を行い，そのマップをもとに MLC 照射野を作成する。DMP0 は理想の DVH から直接 MLC 照射野を作成し，その MLC 照射野をもとにフルエンスマップを作成。



Fig.5 DMP0 概要

DMP0 は理想の DVH から直接照射野を作成 MLC の Offset 値と tongue & groove を考慮し更に施設ごとに設定した再現性のとれた最少照射野，最少 MU も考慮することができるため理想に近い線量分布を最適化の時点で確認することができる。

② Equivalent Uniform Dose (EUD)

Max DVH や Max Dose は一点での線量制約を行うのに対して，Max EUD は多数のポイントで制限をかけている。

$$EUD = \left(\sum_{i=1} v_i D_i^a \right)^{1/a} \dots\dots\dots ①$$

計算式①により制限を行い， a の値を変化させ制約のウェイトを変化させる

	Effect	Suitable organ
$a < 1$	Lower dose are given higher weight so that cold spots influence the EUD to a large extent	Target
$a = 1$	This corresponds to the mean dose. Cold and hot spots are given equal weight	Parallel Organs
$a > 1$	Larger dose are given higher weight so that hot spots influence the EUD to a large extent.	Serial Organs

③MLC Manual Changing

Pinnacle3 の Step & Shoot 法は最適化後 MLC を手動で調整することができる。

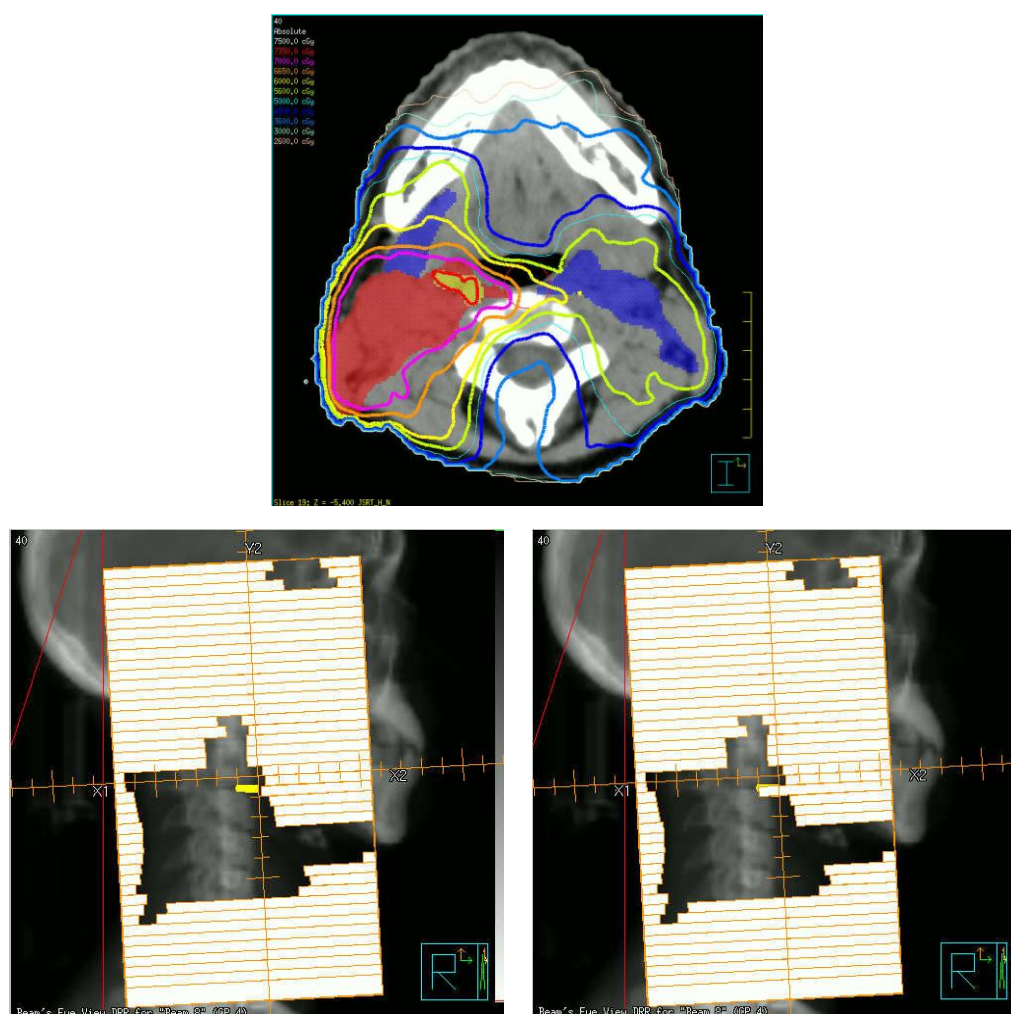


Fig.6 MLC Manual Changing

分布に影響の出にくいセグメントの MLC の一部を手動で閉じ，最適化せずに再度ビームを計算す

るだけで高線量領域を消すことができる

3. 頭頸部 IMRT

3-1 当院の IMRT

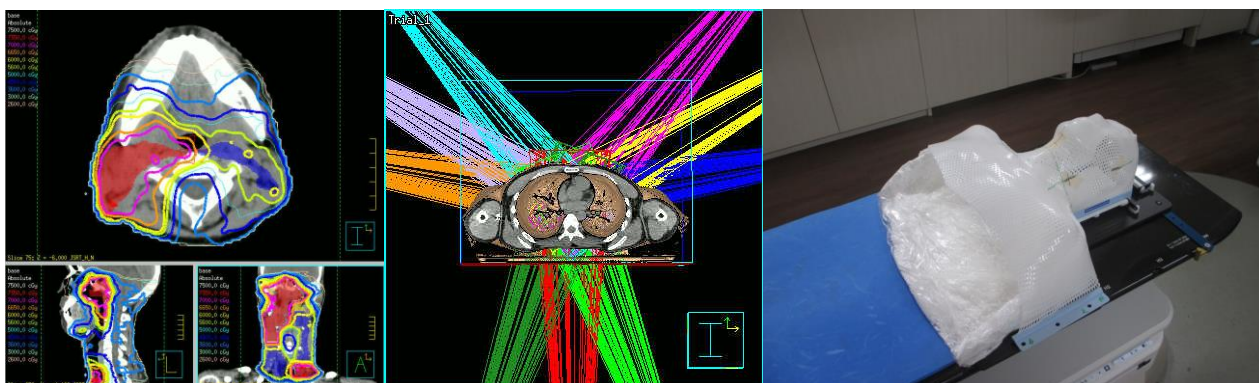


Fig.7 頭頸部 IMRT

ほとんど SIB 法を用いており 9 方向の STEP&Shoot 法を用いている. 均等 9 方向を行っていないのは寝台の干渉を考慮している. 固定方法について枕は背中までしっかりと固定し肩まで固定できるシェルを使用している.

3-2 IGRT

頭頸部は毎日 IGRT を行っておらず, 治療開始前日に患者の練習も含め, CBCT 撮影と LG 撮影を行い, 5 回目まで患者の慣れ, 術者のセットアップ確認のため連続で撮影
その後, 5 回に 1 回 IGRT を行い, 10 回に 1 回体重測定を行い, さらに Intra 撮影も行い, 治療前後での移動量の確認

解析部位は斜台, 頤, 後頭隆起, 第 5 頸椎, 第 2 胸椎



Fig.8 IGRT

3-3 体重減少により第 5 頸椎と第 2 胸椎が下がってきた時の当院の補正法

当院でスペーサーと呼んでいる紙を 50 枚重ねたもの (5mm) を枕の下に貼り付け物理的に補正している.



Fig.9 スペーサー補正

True Beam は 6 軸で補正することができるが 6 軸で補正する場合 CBCT を撮影した後補正しなければならないので毎回の CBCT 撮影が必須となる。当院は毎回 CBCT 撮影を行っていないため、True Beam で照射を行うときもスペーサーによる補正を行っている。もし補正できなかった場合再計画を行っている。当院は治療計画時より体重が-10%減った場合または体表面が治療計画時より-1cm 痩せた場合を基準にしている。

3-4 再計画

当院は再計画の場合、治療計画 CT から最適化、検証、解析まで 1 日で行い、次の日には新しいプランで治療スタートを行っている。

従来時間を費やしていた輪郭入力において輪郭入力は治療計画支援ソフトを利用して行う。前の治療計画 CT から新しい治療計画 CT へ 1Click で輪郭の自動修正を行い乗せ換えている。

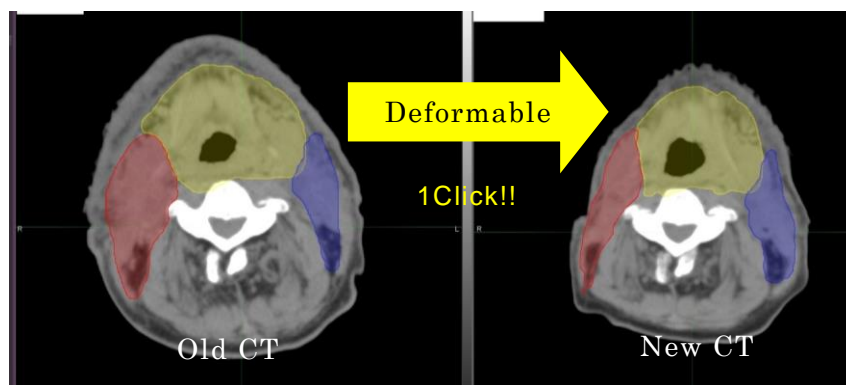


Fig.10 治療計画支援ソフトによる Deformable

3-5 横方向からの照射

横方向からの照射は肩や腕の動きを考慮しターゲットはあるが肩から下の照射野をカットしたビームを用いる。よって肩から下は 7 方向で最適化を行う。

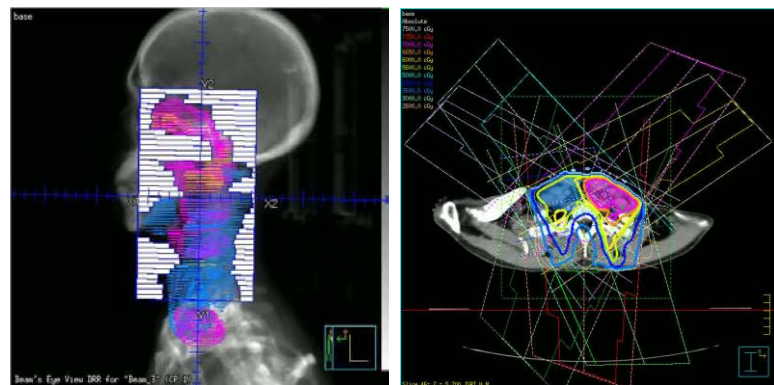


Fig.11 Lateral Beam

3-6 皮膚面の処理

IMRT ガイドラインでも推奨されている皮膚面 3mm カットをする。

当院では更にターゲット部分の皮膚面+2mm（水色の輪郭）に電子密度 0.7 の輪郭を作成し堅牢性を高めている。



Fig12. 皮膚面+2mm の輪郭

4. 前立腺 IMRT

4-1 当院の前立腺 IMRT

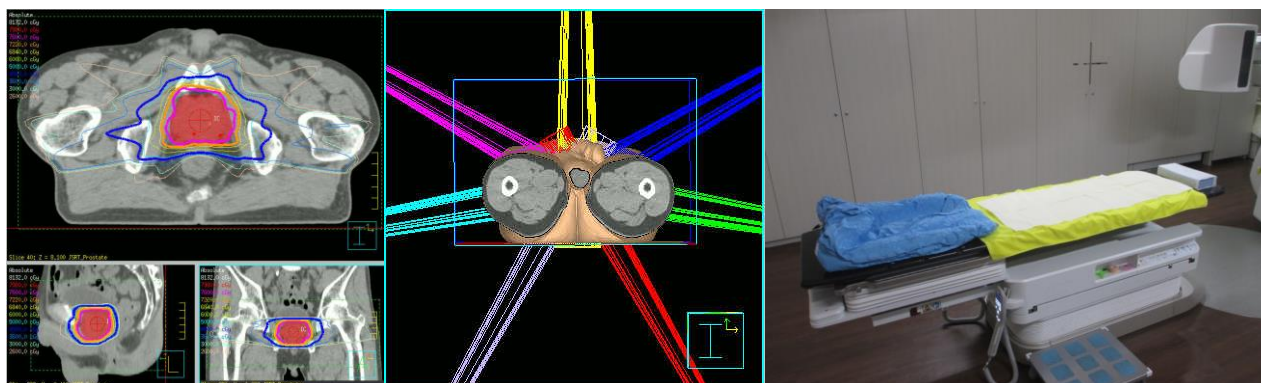


Fig.13 前立腺 IMRT

76Gy38Fr 7 方向からの照射で Step & Shoot 法で照射. 固定具は腫だけ固定する吸引固定具を使用する.

前立腺照射の流れは

排尿排便→飲水約 300ml→30 分蓄尿→CBCT 撮影→治療

4-2 当院における線量制約を達成させるための ROI の工夫

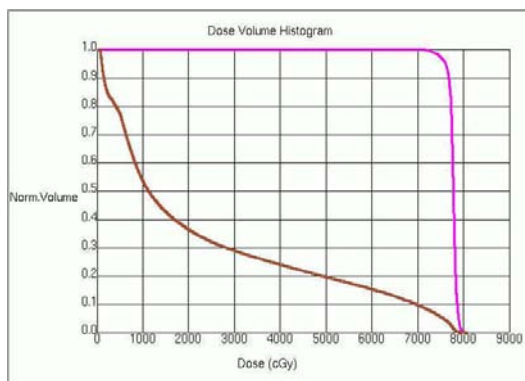


Fig.14 当院における前立腺 IMRT の DVH

PTV は $D_{95\%}=76\text{Gy}$

直腸は $V_{20\text{Gy}}$ が 40%以下

$V_{70\text{Gy}}$ が 10%以下

ROI の工夫を行うことにより目標の DVH を達成するよう努めている.

PTV において

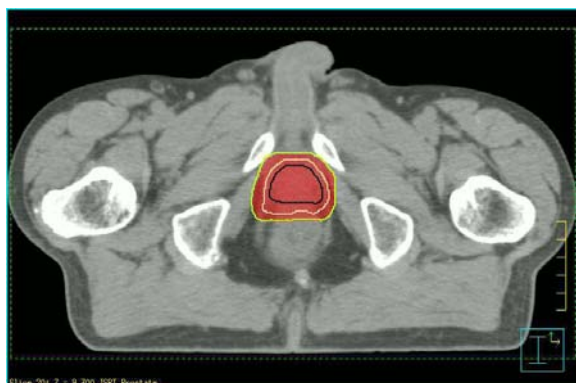


Fig.15 PTV のダミーROI

PTV の他に【PTV-5mm(黒い輪郭)】と【PTV-2mm(肌色の輪郭)】と段階的に線量制約し PTV に線量を集中しかしこの 2 つの輪郭だけでは PTV の辺縁に線量が入りにくい. PTV の辺縁の線量を上げるため【PTV を直腸側には広げずに+1mm した輪郭(黄緑の輪郭)】を作成し制約 $D_{95\%}=76\text{Gy}$ を達成する

直腸において

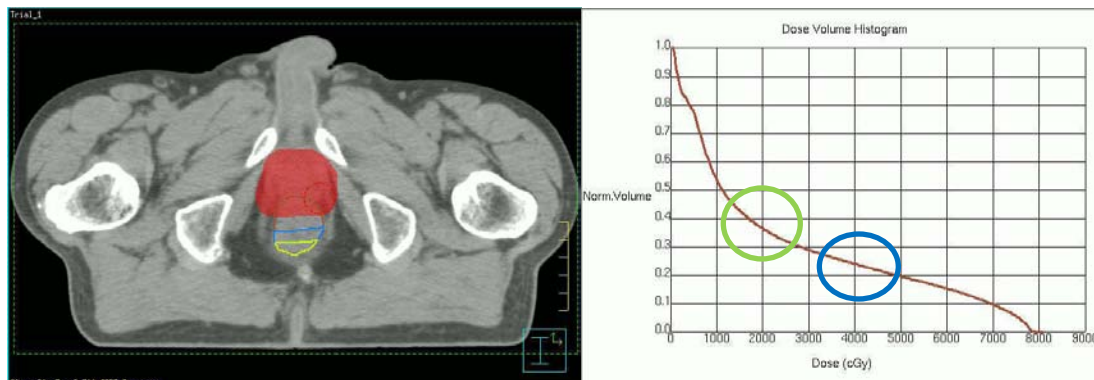


Fig. 16 直腸におけるダミーROI

PTV に線量を入れつつ直腸の線量を下げるには直腸の制約を Max DVH や Max EUD 等で制限するだけではなかなか難しい

40Gy 付近の DVH を下げるために PTV から 5mm 空けた直腸の輪郭

20Gy 付近の DVH を下げるために PTV から 10mm 空けた直腸の輪郭を作成し、段階的に制限をかけます。そうすることで線量勾配が急な分布を作成することが可能

4-3 小腸がターゲットに近い場合の対処法

当院では蓄尿する時間や飲水の量を増やして、膀胱を膨らませることによって小腸を押し上げターゲットから遠ざける。

蓄尿 30 分

蓄尿 60 分

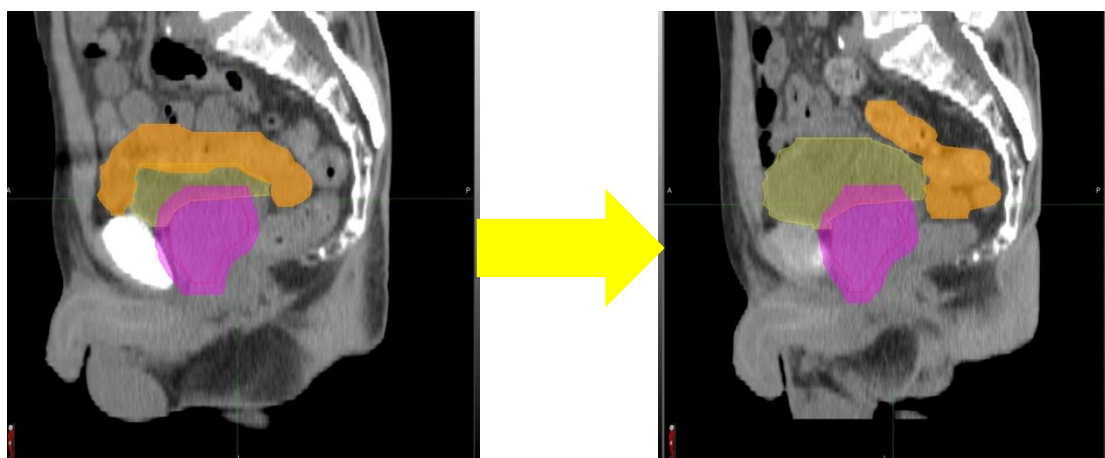


Fig. 17 蓄尿時間の違いによる膀胱容量



Fig. 18 前立腺 IMRT の IGRT

日々の IGRT で直腸やターゲットの他に膀胱のふくらみや小腸の位置も意識して照合落ち込みすぎている場合は PTV の D95% を下げたり小腸線量を下げる工夫を行う

4-4 Hot Script 利用による計画時間短縮

Hot Script とはマウスの動きを記憶するツール

通常 Pinnacle3 の IMRT 計画の流れは

輪郭作成→IC 設定→ビームの設定→グリッドサイズ→ビームのウェイトの設定→Dose Line の設定→IMRT parameter と Object の設定

これらの工程が約 1 時間要する.

この工程の Hot Script を作成することで 1 クリック 2~3 分で行える. Hot Script を使用することで前立腺のプランは最適化も含めて約 30 分で行うことが可能となる.

5. 検証

前立腺においては Delta4 だけ頭頸部は Delta4 の解析範囲が 22cm であるため Field が 22x22cm 未満のものはチェンバーと Delta4 それ以上はチェンバーとフィルムで解析している.

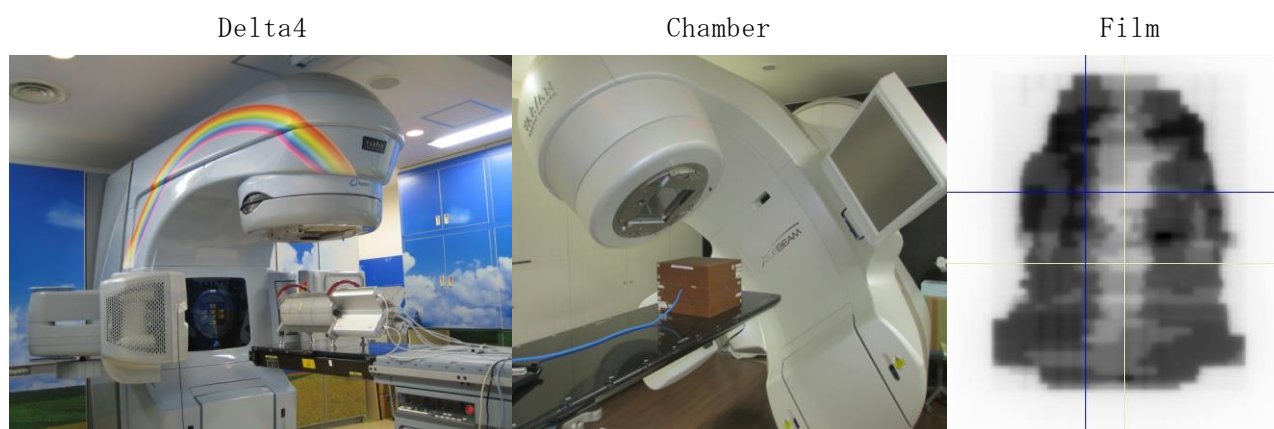


Fig. 19 IMRT 検証

6. まとめ

Max EUD, MLC Manual Changing, ROI の工夫, スクリプトなどの機能を使用することにより治療計画時間が短縮され, 堅牢性を加味したプラン, Density の処理, 日々の CBCT によりさまざまなリスクを回避することができる.

治療計画装置や治療装置の様々な機能を駆使することにより効率的で安全な治療を行う事が心がけるべきである.

参考文献

1. PHILIPS Pinnacle³® White Paper, P3IMRT®, Biological optimization and EUD
2. PHILIPS Pinnacle³® White Paper, P3IMRT®, Direct machine parameter optimization

4. 山形大学医学部附属病院における IMRT の現状

山形大学医学部 鈴木幸司

1. 山形大学医学部附属病院の現状

山形大学医学部附属病院の放射線治療部門は 2010 年までに建物の増築とリニアックを 2 台とも更新し、高精度放射線治療が行えるようになった。Novalis Tx (BrainLAB) と ELEKTA Synergy (ELEKTA) というタイプの違う 2 台のリニアックとアフターローディングシステム microSelectoronHDR (Nucletron) 1 台で、定位放射線治療から全身照射まで 1 日 60 件程度の治療を行っている。

リニアック 2 台の運用は、Novalis Tx は主に脳および体幹部定位放射線治療や強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) などの高精度放射線治療が中心である。一方 ELEKTA Synergy は定位放射線治療以外すべての部位への対応や強度変調回転照射 (volumetric modulated arc therapy: VMAT) と全身照射などにも対応している。

治療計画装置は Eclipse (VARIAN), iPLAN (BrainLAB), XiO (ELEKTA), Monaco (ELEKTA) があるが、導入当初におけるそれぞれの MLC への未対応な状況もあり現在も Novalis Tx は Eclipse と iPLAN で ELEKTA Synergy は XiO と Monaco でプランニングし運用している。

IMRT については、2011 年より前立腺に対し Novalis Tx にて開始し、約 1 年後には VMAT を ELEKTA Synergy で開始した。現在は前立腺を中心に頭頸部や全骨盤などの IMRT (VMAT) を両リニアックにおいて実施しており、前立腺は原則全例 VMAT に移行している。

スタッフの構成は、放射線治療医 5 名、看護師 1 名 (必要に応じて増員あり)、診療放射線技師は 4 月より 2 名増員になり 6 名 (うち放射線治療専門放射線技師 1 名)、医学物理士 2 名 (技師免許あり、うち放射線治療品質管理士 1 名)、受付 1 名である。当初はマンパワー不足から徐々に症例数を増やし現在に至る。これまでの IMRT の推移を Fig.1 に、実績を Table.1 に示す。

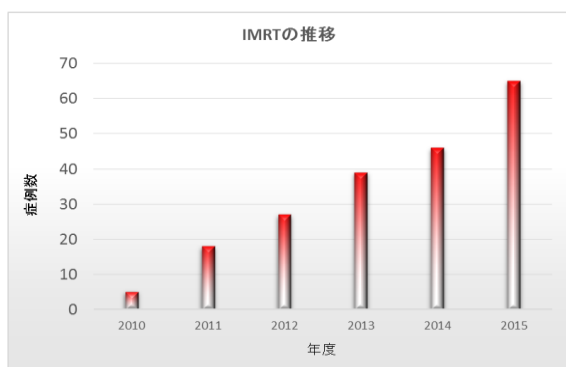


Fig.1 IMRT の推移

Table.1 IMRTの実績

2016.3.31現在

Novalis Tx (IMRT)	前立腺 (～2012.1)	42 例
	頭頸部	24 例
	その他	5 例
ELEKTA Synergy (VMAT)	前立腺 (2012.1～)	110 例
	全骨盤	13 例
	頭頸部	2 例
	その他	2 例

今回のシンポジウムでは IMRT (VMAT) の最適化や治療計画の実際について Monaco と ELEKTA Synergy を使用する立場から報告する。

2. Monaco IMRT の特徴

Monaco の主な特徴は、①生物学的コストファンクション、②モンテカルロ線量計算アルゴリズム、③Constrained mode (正常組織優先)と Pareto mode (標的体積優先)のふたつの最適化モード、④Sensitivity Analysis などの IMRT のプランニングに適した様々な機能を有する点にある。

2-1. 生物学的コストファンクションを用いた最適化処理¹⁾

DVH の結果を見ながら trial and error を繰り返しウェイト調整する物理的コストファンクションを用いる従来の最適化処理に対し、Monaco では等価均一線量 (Equivalent Uniform Dose : EUD) という概念を取り入れた生物学的コストファンクションを用いて最適化処理を行う。EUD は腫瘍内の線量分布に対する腫瘍細胞の生存率と同じ生存率を与える一様な線量と定義され、式 (1) であらわされる。実際に Monaco では一般化された実効均一等価線量 (generalized EUD : g EUD) が採用され式 (2) であらわされる。

k が 1 より小さい場合の効果は、1/k が影響を与えるため低い線量の重みが強くなり EUD によってコールドスポットが強調されるので腫瘍に適している。k=1 の場合、k の値は平均線量によって決まりコールドスポットとホットスポットには均等な重み付けが適用されるため並列臓器に適している。k が 1 より大きい場合は、最大線量が影響を与え高い線量の重みが強くなりホットスポットが EUD に影響を与えるため直列臓器に適している。EUD の詳細については Niemierko や Alber らの文献 2,3,4)を参照されたい。

- 等価均一線量 (Equivalent Uniform Dose : EUD)

$$EUD = SF^{-1} \left[\left(\sum_{i=1}^N v_i \cdot (SF(D_i)) \right) / \sum_{i=1}^N v_i \right] \quad \dots \quad (1)$$

SF : cell survival fraction
D_i : dose
v_i : volume

- 一般化された実効均一等価線量 (generalized EUD : g EUD)

$$EUD = \left[\frac{\sum_{i=1}^N v_i D_i^k}{\sum_{i=1}^N v_i} \right]^{\frac{1}{k}} \quad \dots \quad (2)$$

N : the number of DVH bins
D_i : dose
v_i : volume
k : tumor or critical organ specific parameter

ここからは Monaco の代表的な生物学的コストファンクション(Target EUD , Serial , Parallel) について説明する。

2-1-1.腫瘍に対する生物学的コストファンクション (Target EUD)

このコストファンクションは、標的体積にのみ適用され、LQ モデルに基づき腫瘍細胞の細胞致死と細胞生存率を特定する。またターゲットに対する制約ではなくそれ自体が目的関数として作用する。Prescription には EUD (cGy) で処方し、実際にはストラクチャーに対して処方された線量を入力することになる。また、Cell Sensitivity (細胞感受性) を入力する必要がある。Cell Sensitivity の値を増加させると、選択したストラクチャー内のコールドスポットに与えられるペナルティが上昇する。Fig.2 に PTV (前立腺) に対し、Cell Sensitivity の値を増加させたときの DVH の変化を示す。

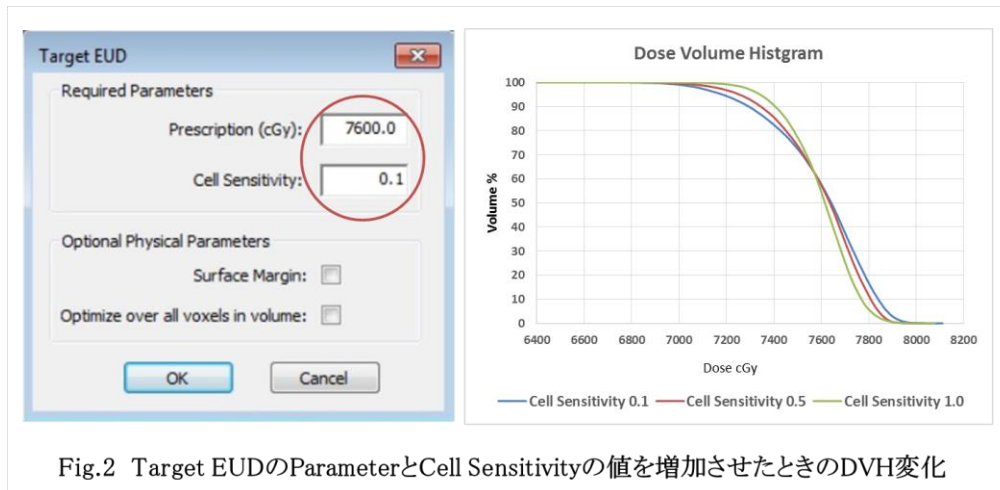


Fig.2 Target EUDのParameterとCell Sensitivityの値を増加させたときのDVH変化

2-1-2.直列臓器に対する生物学的コストファンクション (Serial)

このコストファンクションは、直列臓器 (OAR: 脊髄や腸など) に適した制約で、実効線量の概念を使用して体積に対する効果を定義する。また二次的な目的となる場合もあり線量の関数として OAR に対するペナルティを表し、Equivalent Uniform Dose (cGy), Power Law Exponent (k 値) の 2 つのユーザー定義のパラメータを必要とする。k は体積効果パラメータで、線量反応の曲線の勾配を決定する。OAR の体積全体に作用し、OAR の線量しきい値と k によって与えられる実効線量を比較する。k が大きい場合曲線が急な勾配になりホットスポットに対し高いペナルティが適用される。Fig.3 に OAR (直腸) の DVH とペナルティの関係を示す。

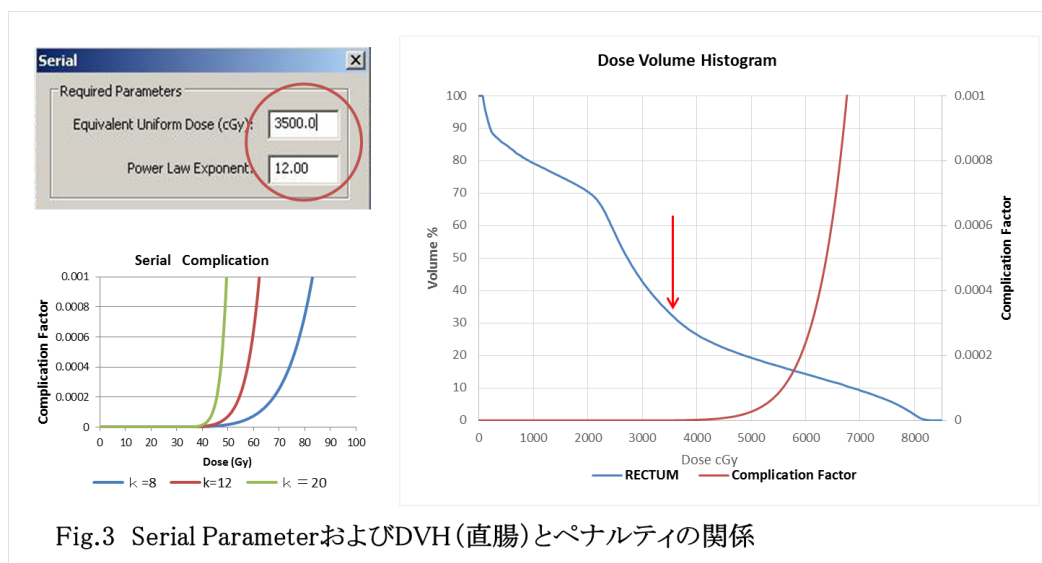
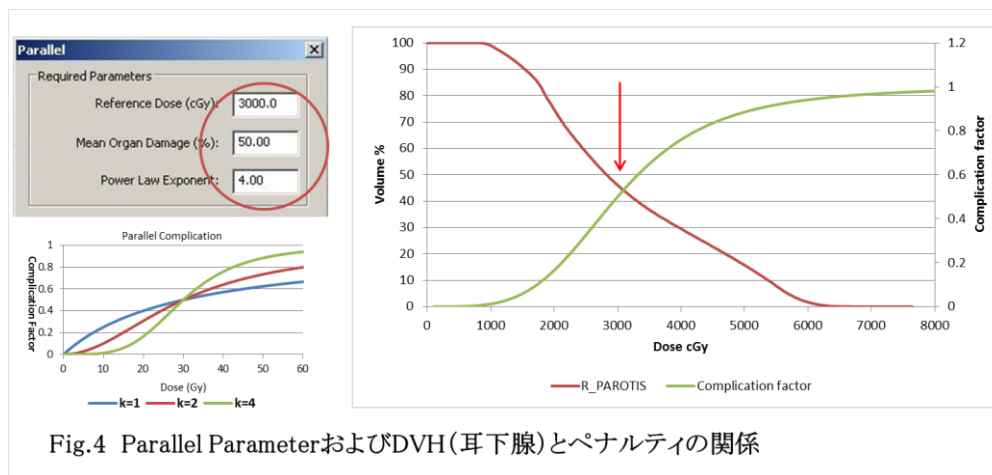


Fig.3 Serial ParameterおよびDVH(直腸)とペナルティの関係

2-1-3. 並列臓器に対する生物学的コストファンクション (Parallel)

このコストファンクションは、並列臓器 (OAR: 肺、耳下腺、腎臓、肝臓など) に適した制約で、等価または実効体積の概念を使用して体積に対する線量効果を定義する。また Overdose DVH 制約と生物学的に等価で、Reference dose (cGy), Mean Organ Damage (%), Power Law Exponent (k 値) の 3 つのユーザー定義のパラメータを必要とする。DVH の単一のポイントに作用する DVH 制約とは異なり、Parallel コストファンクションは DVH 全体にわたって作用する。その効果は選択したパラメータによって異なる体積効果であり単一の等効果曲線によって目標とする結果が表される。この曲線から外れている場合はペナルティが課せられ、ペナルティは線量分布の狭い範囲にわたって急激に上昇する場合もあれば、線量分布の広い範囲にわたって緩やかに上昇する場合もある。Fig.4 に OAR (耳下腺) の DVH とペナルティの関係を示す。



2-2. モンテカルロ線量計算アルゴリズム

モンテカルロ線量計算アルゴリズム (X-ray Voxel Monte Carlo :XVMC) を用いた線量計算の導入により計算精度の向上というメリットはあるがその分計算時間が長くなる。Monaco における最適化処理は 2 ステージで行われ、理想的なインテンシティマップと線量を最適化する第 1 ステージではペンシルビーム線量計算アルゴリズム (Finite size Pencil Beam Algorithm) が用いられ、実際にはビームウェイトやセグメントを形成する第 2 ステージでモンテカルロ線量計算アルゴリズムが用いられている。

2-3. Constrained mode (正常組織優先)と Pareto mode (標的体積優先)

他の計画装置ではすべての Target や OAR の間で最適化するためにトレードオフを繰り返すのに対し、Monaco では OAR の制約を優先的に守る Constrained mode が追加されている。Constrained mode はすべての正常組織制約が満たされる代わりにターゲットの制約が満たされなくなる可能性もある。これに対し Pareto mode はターゲットへの最小線量の設定に使用される制約(Quadratic Underdose や Underdose DVH など)を優先し、ターゲット線量が満たされる代わりに正常組織制約が満たされなくなる可能性もある。他の計画装置に慣れている場合 Pareto mode の方が当初は扱いやすいが、頭頸部のように正常組織の制約を優先したい場合は Constrained mode は有効であると思われる。

3. Monaco の IMRT (VMAT) 治療計画

生物学的コストファンクションを用いた最適化処理では正常組織とターゲットのバランスをとったパラメータ設定が必要になる。これまではマンパワーの理由からプランニングは放射線治

療医が行っていたが、現在では医学物理士がプランニングを担当している。

3-1. 頭頸部

3-1-1. 固定具作成と前処置

頭頸部では5点式の頭頸部シェルにエフィキャスト (ORFIT 社) と枕にはモールドケア RI II (ALCARE 社) を使用している (必要に応じて吸引バックも用いる)。(Fig.5)

また全症例事前に歯科口腔外科を受診していただき個人専用のマウスピースを作成している。(Fig.6) これにより照射中における下顎や舌の固定精度の向上に加え、歯科インプラント部の厚さを調整することで周囲口腔粘膜との間にスペースを作ることにも可能である。マウスピースのベースにはエチレンビニルアセテートを用い、表面に PETG (ポリエチレンテレフタレート共重合体) と TPU (熱熱可塑性ポリウレタン樹脂) の合成剤でコーティングし作成している。

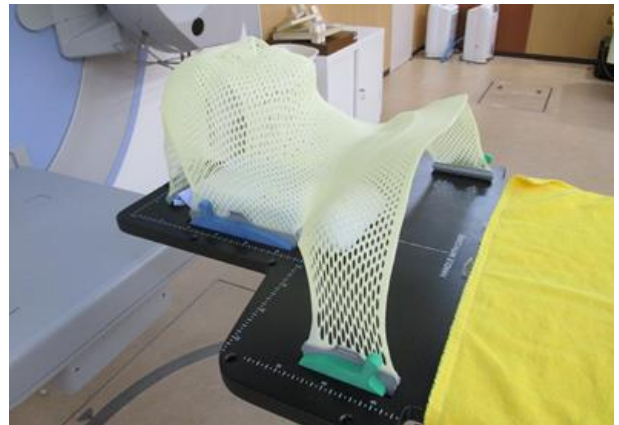


Fig.5 頭頸部の固定具

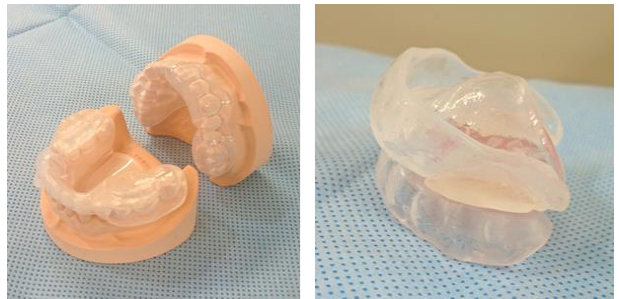


Fig.6 専用のマウスピース

3-1-2. Planning CT と輪郭作成

当院の CT シミュレータは Aquilion LB (TOSHIBA 社) である。IMRT の場合、撮影スライス 1.0mm x 16 列で撮影し 2.0mm で再構成している。輪郭作成には MIM Maestro (MIM Software 社) を用い、MRI や PET などフュージョン用の画像は診断目的で撮影された画像を使用している。今後は固定具を付けた状態で MRI 撮影を行う事も検討している。

3-1-3. 処方線量と線量制約

頭頸部領域の IMRT の現状はそのほとんどが術後照射である。これまではマンパワー不足により対象を制限していたが、人的補充を行い今後は適応症例を拡大する予定である。頭頸部術後 IMRT は SIB 法で、線量処方が高リスク領域に 60Gy/30fr、低中リスク領域に 48Gy/30fr である。線量制約の目標値の例を Table.2 に示す。

Table.2 線量制約の例(頭頸部)

線量制約目標			
Target	PTV60	Min.	$\geq 56\text{Gy}$
		Max.	$\leq 110\%$
	PTV48-60	$V_{95\%} (V_{45.6\text{Gy}})$	$\geq 95\%$
		$V_{90\%} (V_{43.2\text{Gy}})$	$\geq 98\%$
OAR	Spinal Cord	Max. ($V_{48\text{Gy}}$)	$\leq 50\text{Gy}$ ($<0.03\text{cc}$)
	Brainstem	Max. ($V_{52\text{Gy}}$)	$\leq 54\text{Gy}$ ($<0.03\text{cc}$)
	DARS	mean dose	$< 50\text{Gy}$
	BODY	$V_{72.6\text{Gy}}$	$<1.8\text{cc}$

3-2. 前立腺

3-2-1. 固定具作成と前処置

前立腺では骨盤から踵までをブルーバック (ELEKTA 社) とフィートフィックス (CIVCO 社) の両方を組み合わせて固定している。

(Fig.7) 固定具作成とプランニング CT 撮影の日程が決まると、原則その 1, 2 週間前より下剤や消泡剤を服用してもらっている。種類と用量は放射線科医師が患者の毎日の排便や食生活の様子から判断して決めている。前処置の基本的なプロトコルは排尿排便後飲水 200ml の後蓄尿 30 分後に撮影となる。治療時も同様であるがプランニング CT 撮影当日に実際の便やガスの状態を見て、処方量や飲水量の適宜追加が必要となる場合もある。また、小腸が落ち込んでいる症例では腹臥位での治療を検討する場合もある。

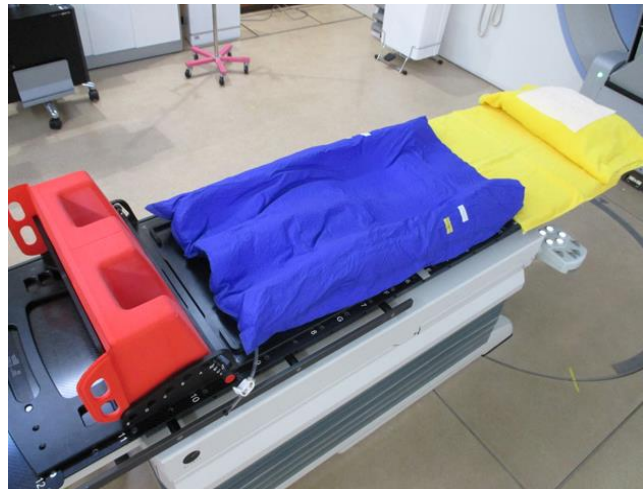


Fig.7 前立腺の固定具

3-2-2. Planning CT と輪郭作成

前立腺においても Planning CT 撮影は頭頸部と同様である。前立腺の場合は、同日に固定具を付けた状態で Planning 用の MRI を撮影しフュージョン画像に用いている。輪郭作成は頭頸部同様に MIM で行っている。

3-2-3. 処方線量と線量制約

当院における前立腺 IMRT は股関節に金属が留置されている場合や、小腸が落ち込んでいる場合などを除き基本的に前例 VMAT で行っている。処方線量は高リスク群に 78Gy/39fr, 中リスク群に 76Gy/38fr, 低リスク群に 74Gy/37fr である。線量制約の目標値の例を Table.3 に示す。

Table.3 線量制約の例(前立腺)

線量制約目標			
Target	PTV-OV	Min.	≥ 90%
		Max.	≤ 110%
OAR	OV(rectum)	Min.	≥ 90%
		Max.	≤ 100%
		Mean	90 ~ 94%
	Rectum	V60	< 35%
		V70	< 25%
		V80	< 5%
	Bladder	V55	< 35%

3-3. Monaco における最適化

3-3-1. 最適化処理時間

Monaco の最適化処理はインテンシティマップと線量を最適化する第 1 ステージとビームウェイトやセグメント形状を最適化する第 2 ステージで行われていることは先にも述べたが、処理時

間には計算グリッドサイズ、計算ボリュームの他に最適化処理の対象となるターゲットや正常組織などのストラクチャー数、さらにそれぞれに設定されたコストファンクションの数や設定値などにも影響される。

当院では、前立腺 VMAT（計算グリッドサイズ：3.0mm、モンテカルロ計算アルゴリズムの統計的不確実性：1.5%）で 10～30 分程度かかり、頭頸部 VMAT（計算グリッドサイズ：2.0mm、モンテカルロ計算アルゴリズムの統計的不確実性：2.0%）では 30 分～数時間の場合もある。統計的不確実性についても言えるが、必要以上にパラメータを設定しても実際には計算時間だけ長くなり線量制約にはほとんど寄与していないといった残念な結果になる場合もあるので注意されたい。もちろんハード面や環境の違いでも変わる。また Monaco ver.3.3 以降では Segment Shape Optimization™や Smart Sequencing®の機能が追加され以前より計算時間は短くなっていると感じている。またこれらは実際の照射時間が短縮するような最適化処理機能も有している。さらに ver.5.11 からは計算処理能力が向上し、当院の場合で 1/3 程度の時間で最適化処理が可能なので、当院の Monaco の次のバージョンアップに期待しているところである。

3-3-2. 最適化に有効な機能

どの計画装置も同様であるが、IMRT（VMAT）のプランニングは trial and error は必然的なもので誰もが苦勞しているところでもある。Monaco はそんなユーザーに優しい最適化処理に有効な機能を多数有している。例えば Sensitivity Analysis は実行できる処方とのトレードオフについて情報を画面上に表示してくれるのでターゲットの目標値と線量を制限する制約の矛盾を容易に解決できる機能である。また、Surface Margin はビルドアップ領域が交差するストラクチャーの低線量について、コストファンクションに実質的に無視させることができ、通常は頭頸部などでよく用いるスキנקリップと同様な機能である。構造的なものでは Clear all Voxels や Shrink Margin などにも有効な機能である。

その他としては Multi-criterial 機能もある。これは Serial, Parallel, Overdose DVH に対するオプションで、ターゲット線量の目的を処方された制約によって損なわれることなく実現できる場合、Serial, Parallel, Overdose DVH 制約の等制約値を自動的に厳しくし可能な場合は常に要求したものよりも良好な結果を導いてくれる機能である。ターゲット線量の目的を満たせない場合はまったく効果を示さないがこれも有効に使いたい機能である。

他にもたくさんの機能があるがとても使いきれていないというのが本音である。当院よりも経験の多い方々からアドバイスを是非頂きたいところである。

4. ELEKTA Synergy における Monaco VMAT の特徴

実際に Synergy で VMAT を行う場合その制御方法にも特徴があるため、以下にその特徴を列挙しておく。

- 照射中の制御は MU が基準である
- Monaco で計算した各 Control Point (CP) における積算 MU、MLC 座標は、テーブルとしてリニアックのコントローラに送られる
- Monaco で計算した MU/degree はコントローラ内部で、照射時間を最短にする線量率とガントリ回転速度の組み合わせに変換される
- 照射中は積算 MU を基準として、ガントリ角、MLC 座標が RTP で計算した値を維持するように、40 msec で各制御変数をサンプリングしながらサーボ制御する
- CP 間は、線形補間された積算 MU、ガントリ角、MLC 座標を目標値として制御する

5. まとめ

本稿では、当院における IMRT の実状と Monaco を用いた IMRT（VMAT）の治療計画について報告した。Monaco には生物学的コストファンクションをはじめとする IMRT の治療計画（インバースプランニング）に特化した様々な機能がある。今回の報告はその一部であるが、これらをよ

く理解し有効にまたは適切に活用することで，最適な治療計画へ到達することができ治療計画に費やす時間も短縮することができるものとする。本稿がこれから IMRT を始める方々の少しでも参考になれば幸いである。

謝辞

最後に，本稿の作成に当たりご助言や資料提供いただいた岩井良夫様をはじめエレクト株式会社の皆様，並びに山形大学医学部附属病院リニアックセンターのスタッフの皆様に感謝申し上げます。

参考文献

1. 依田潔. 不等式制約条件付最適化と生物学的評価関数を用いた Monaco 治療計画システム. RadFan .2013;11;16-17.
2. Niemierko A. Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. Med Phys. 1997;24:103-10.
3. Alber M, Belka C. A normal tissue dose response model of dynamic repair processes. Phys Med Biol. 2006 ;51:153-72.
4. Alber M, Nüsslin F. Tools for the analysis of dose optimization: I. Effect-volume histogram. Phys Med Biol. 2002;47:2451-8.
5. Monaco Technical Reference. Monaco Online Help／Getting Started／Monaco Technical Library 内よりダウンロード可能
6. Monaco トレーニングガイド バージョン 3.30

5. 愛知県がんセンター中央病院における IMRT の現状

愛知県がんセンター中央病院 清水秀年

1. 施設の紹介

愛知県がんセンター中央病院は、昭和 39 年 12 月に県立初のがん専門施設として設立され、平成 19 年 1 月に都道府県がん診療連携拠点病院の指定を受けた。

当院の放射線治療部では外部放射線治療装置 3 台を有している。構成は Hi-Art System™（トモセラピー, Accuray 社）, Clinac 21EX™（Varian 社）, Synergy™（Elekta 社）であり、Hi-Art System と Synergy の 2 台で強度変調放射線治療（intensity modulated radiotherapy：IMRT）を実施している。トモセラピーは国内 4 号機（がん専門病院では初）として 2006 年に当院に導入された。当院では導入後から前立腺と頭頸部を対象とした IMRT を開始し、現在までに 1400 例程度の症例を経験している。2015 年の治療部位内訳（Fig. 1a）では、142 症例中 99 症例が頭頸部、24 症例が前立腺であり、合わせてトモセラピーの症例数全体の 87%を占めている。また、上咽頭症例が比較的多い（頭頸部症例の 16%）のが当院の特徴である。一方、Synergy は 2012 年に導入され、翌年から前立腺を対象とした強度変調回転照射（volumetric modulated arc therapy：VMAT）を開始した。VMAT の治療部位の内訳（Fig. 1b）は前立腺が 80%以上であり、一部で術後 PSA 再発症例に対して実施している。当院では固定多門の IMRT は実施していない。

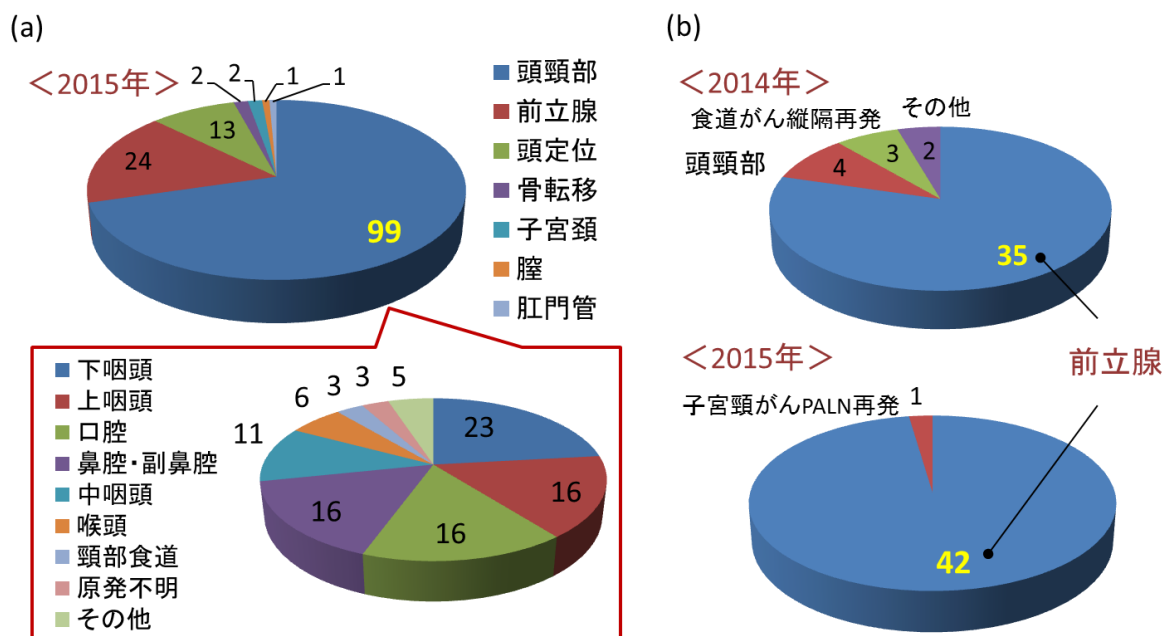


Fig. 1 治療部位の内訳。(a) トモセラピー(2015年), (b) Synergy(2014年, 2015年)

スタッフの構成は医師 7 名, 診療放射線技師 10 名 (うち, 医学物理士 2 名, 放射線治療品質

管理士 4 名), 看護師 3 名 (うち, 放射線治療認定看護師 1 名) である. スタッフが協力し合うことで, 充実した患者サービスと毎日の放射線治療の円滑な実施を心掛けている.

当院のトモセラピーにおける治療計画の流れと各職種の役割を Fig. 2 に示す. 看護師の患者補助のもと技師が撮影した治療計画用 CT 画像は, MIM maestro™ (MIM 社) もしくは Pinnacle™ (Philips 社) に Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 形式で送信される. 当院では医師が腫瘍とリスク臓器等の輪郭を作成する. 技師は必要であればダミー輪郭を提案する. 輪郭作成後, CT 画像と輪郭情報は, トモセラピーの専用の治療計画装置である TomoTherapy Planning Station™ (Accuray 社) に DICOM 形式で送信される. 輪郭作成に続き, 医師が線量の最適化を実施する. ここでの技師の役割は最適化の補助である. 線量制約の達成が難しい症例, あるいは初めての対象症例において, 技師は相談の窓口になる. その後, 治療計画の検証をして, 問題がなければ照射となる. 当院では治療計画 CT から照射までに約 14 日の期間を確保している.

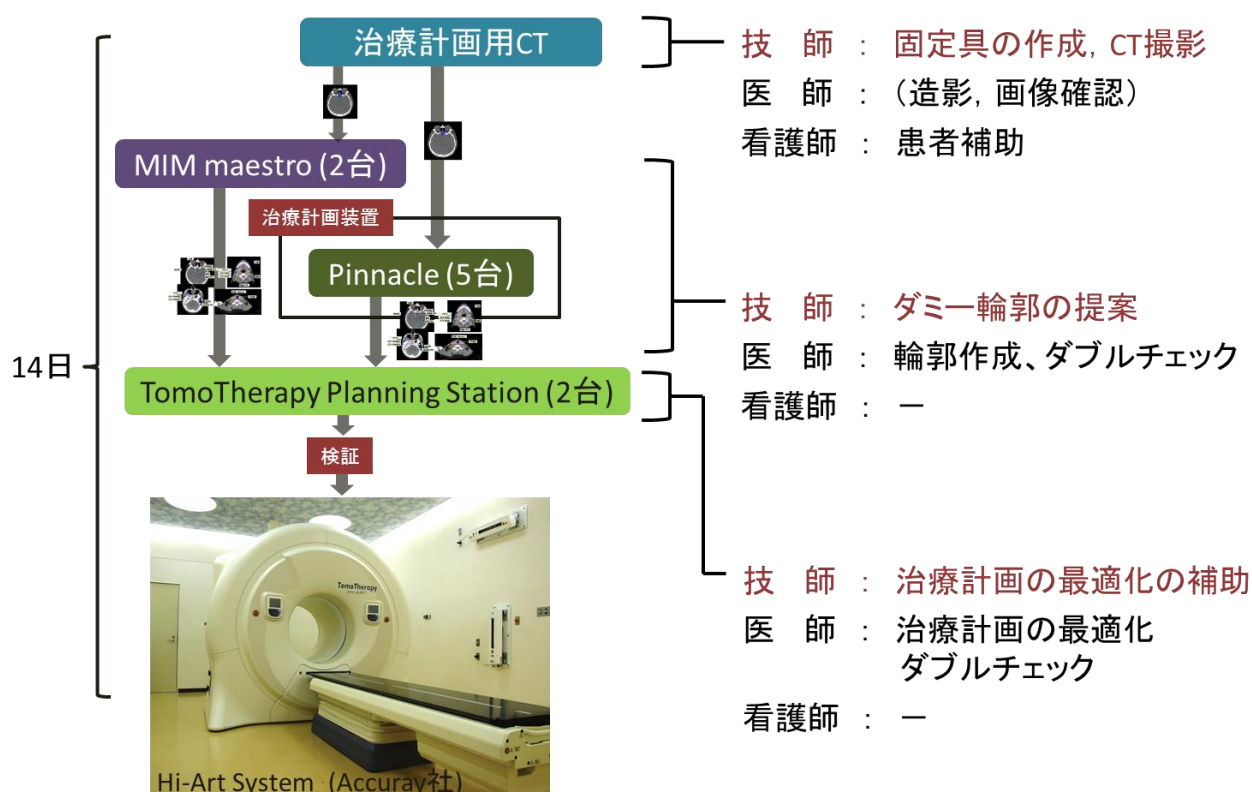


Fig. 2 Hi-Art System (トモセラピー) による治療計画の流れと各職種の役割

2. トモセラピーにおける治療計画 CT 撮影プロトコル

2-1 頭頸部

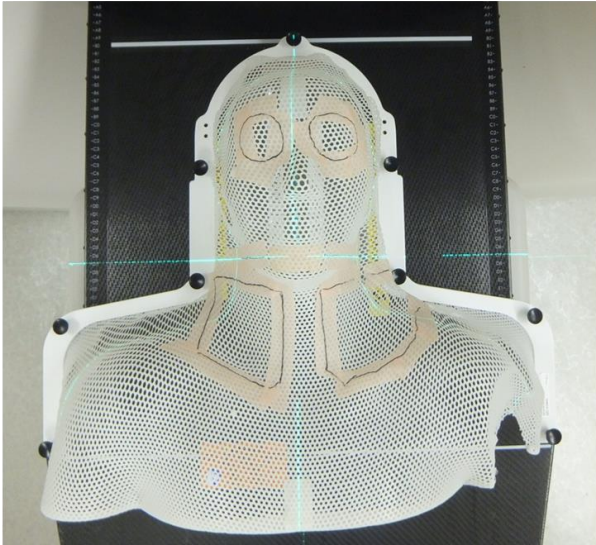
当院では, 全頸部を含む頭頸部症例の固定具には, 9 点固定の熱可塑性プラスチック (シェル) を使用している. シェルは皮膚線量の軽減を目的として切り抜いている¹⁾. Fig. 3 のように CT 撮影時に CT 担当者が切り抜く部分に印を付け, 照射担当者が治療開始前までに超音波カッターを用いて切り抜いている. また, 視界がシェルで塞がれることによる心理的不安を軽減する目的で眼球周辺も切り抜いている. 切断面には紙テープを張ることで, シェル切断面に患者皮膚が直接触れ苦痛を感じないように配慮している.

当院ではシェル作成日と治療計画 CT 撮影日が同日であるため, シェルの収縮対策をする必要がある. シェル作成時には枕の下に 2 mm のアクリル板を置くことで嵩上げし, CT 撮影時にはアクリル板を抜くことで, シェルの収縮を許容している.

腎機能不良, またはアレルギーがある場合を除き, 原則造影 CT を撮影している. 造影剤には

解剖学的な位置情報が把握できることで輪郭作成の精度を向上させる利点がある．当院の上咽頭がん症例において，造影の有無で contouring された脳幹の体積と最大線量を調べた結果，造影群では脳幹の体積が小さく，かつ最大線量が有意に小さいことがわかった（Mann-Whitney U 検定， $p<0.01$ ）．これは，単純 CT ではわかりにくい脳幹周辺の脈管（脳底動脈など）を明確に分離できたことに起因する．

(a)



(b)

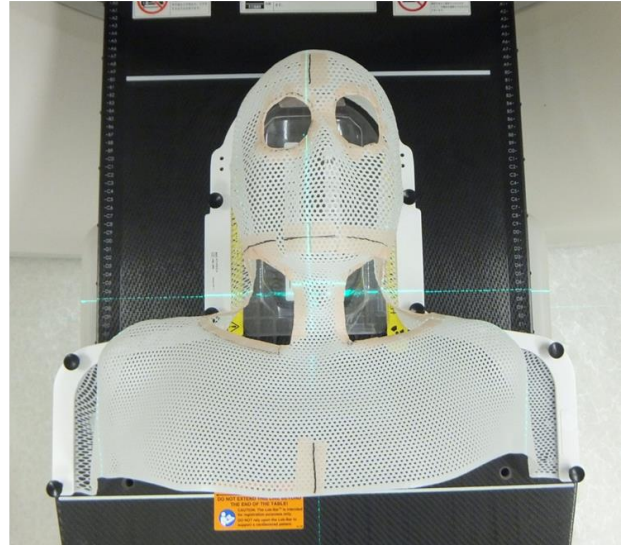


Fig.3 熱可塑性プラスチック（シェル）の切り抜き．(a) 治療計画 CT 時，(b) 治療時

2-2 前立腺

前立腺の固定具には，吸引式の固定バッグを使用している．当院では大腿から踵までを固定している．以前に臀部から足首までを固定したグループ A (Fig.4a) と太腿から踵までを固定したグループ B (Fig.4b) を比較した結果，グループ B の方が背腹方向の優れた位置再現性を示した²⁾（治療中の患者位置についても問題ないことを確認している）．

(a)



(b)



Fig.4 前立腺症例に対する固定バッグを用いた固定方法の比較．

(a) 臀部から足首までを固定，(b) 大腿から踵までを固定（当院で採用している固定方法）

前処置の管理と確認については，看護師と連携している．当院の基本的な前処置は，① 1 時間の膀胱内蓄尿と② 起床時から最終排尿時まで 500 ml の飲水，および③ 最終排尿時まで 排便

と排ガスを試みることである。これらが実現可能かを確認するために、治療計画 CT 撮影日の 1 週間前に、看護師は電話による前処置のオリエンテーションを行う。このオリエンテーションの中で患者の生活スタイル、通院方法等に合わせて、飲水量と蓄尿時間が調整される。また、ガスを発生させやすい食物繊維の過度な摂取を控えるなどの食事指導も実施している。

治療計画用 CT を撮影する前には、患者の前処置が適切かを確認するために厚いスライス厚で CT 撮影をする。撮影後には多断面再構成像 (multi planer reconstruction : MPR) を作成し、医師と技師が膀胱の尿量と直腸ガス・便、小腸の位置を確認する。治療計画や日々の治療に支障がなさそうであれば、治療計画用 CT を撮影する。支障がある場合には、前処置をやり直し、原則的に同日に治療計画用 CT を撮影する。

治療期間中には、技師が前処置 (飲水量と蓄尿時間) の確認と記録をする。治療期間中に生じる早期の膀胱炎による頻尿に伴い、飲水量あるいは蓄尿時間を変更する際は、日々の前処置の記録をもとに看護師が指導することを原則としている。前処置に対する患者の心理的負担への十分な配慮のもとに指導をしている。

3. トモセラピーの治療計画パラメータ

3-1 Field width

Field width (FW) は、アイソセンタ面における International Electrotechnical Commission (IEC)-Y(頭尾)方向の線量プロファイルの半値幅で定義され、汎用リニアックにおける Gantry-Target 方向の絞り開口幅に相当する。FW は 3 つ (1.0 cm, 2.5 cm, 5.0 cm) あり、ユーザは治療計画を立案する際に 1 つを選択する。当院のトモセラピーは初期型であり、治療中に FW が変化しない "fixed jaw mode" しか使用できない。新型では治療中に FW が可変する "dynamic jaw mode" が使用でき、選択した FW の値を上限値として 1.0 cm までの間で可変することにより標的体積の頭尾方向の線量勾配を急峻にすることができる³⁾。頭頸部では視神経と視交叉など、また、前立腺では小腸と膀胱、尿道球部など、更に多発性骨転移では転移巣に挟まれる正常な椎体の線量低減に有効な場合がある。一方で、小さな FW により照射時間が長くなる特徴を有する。

3-2 Pitch

診断用 CT の pitch と同じ概念であり、ガントリ 1 回転あたりの寝台移動量で定義される。採用する pitch の値は診断 CT のそれと比較して小さい。従来は $0.86/n$ (n は整数)、例えば、0.86, 0.43, 0.287... という値が推奨されていた。これは、スレッド効果 (pitch の値によって線量分布の頭尾方向に発生するリップル) を低減するマジックナンバーとして 2005 年に報告された⁴⁾。しかし、リップルを低減するために最適な pitch は FW, 1 回線量と標的のオフセット量に依存するとされ、これらの変化量に適した pitch の例が 2011 年に提案された⁵⁾。最近では、この値を参考にしている国内施設もある。

3-3 Modulation factor

Modulation factor (MF) は、マルチリーフコリメータ (multileaf collimator : MLC) の動作の複雑度を表す指標であり、線量の最適化に使用されるビームレットを対象として式 (1) で定義される。

$$MF = \frac{LOT_{\max}}{LOT_{\text{average}}} \quad \cdots (1)$$

LOT_{\max} は MLC の最大リーフ開口時間を表す。また、 LOT_{average} は MLC の平均リーフ開口時間を表す。治療計画を立案する際に、ユーザは 1 つの MF 値 (1.0~5.0) を設定する。これは他の治療計画パラメータと異なり、最適化の途中でも値を変えることができる。Fig. 5 に、各ビームレットにおけるリーフ開口時間のヒストグラムの例を示す。

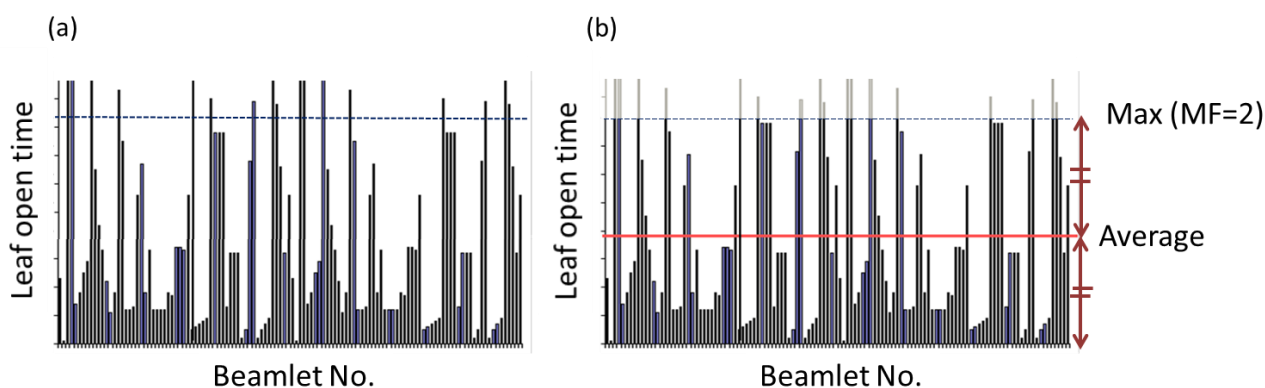


Fig. 5 各ビームレットにおけるリーフ開口時間のヒストグラムの例.
(a) MF 適用前, (b) MF 適用後

線量の最適化計算の中で、各ビームレットに対してリーフ開口時間が決定される。10回の最適化計算に1回の頻度で、設定したMFを超えない値（実際値）が適用され、 LOT_{max} が調整される。仮にMFとして2.0を設定すると、 LOT_{max} は $LOT_{average}$ の最大2倍となり、それを超えるリーフ開口時間では、強制的に閉口されることによりビームフルエンスが制限される。また、リーフ開口時間が短縮されれば、ガントリ回転周期は小さくなり照射時間が短縮する、つまり、標的形状が複雑な場合は、大きなMFを採用することでビームレットによるフルエンスの変調が容易になるが照射時間は長くなる。

4. トモセラピーの治療計画

4-1 頭頸部

4-1-1 治療戦略

当院の頭頸部における部位別治療戦略を Fig. 6 に示す。

部位	IMRT 手技	線量 処方基準	処方線量	化学/分子標的療法
上咽頭	two step	↑ D95	70/46 Gy	CDDP(triweekly)
中咽頭	↑	↓ D50	70/54 Gy	↑ CDDP(weekly) or CDDP(triweekly)
下咽頭・喉頭	SIB	D95	70/60/54 Gy	↓ Cetuximab(weekly)
術後	↓	↑ D95	60/50 Gy	
Cetuximab併用	two step	上記に 準ずる	70/40 Gy	Cetuximab(weekly)

Fig. 6 当院の頭頸部における部位別治療戦略

当院では、基本的に D95%（体積の 95%に投与線量）処方を採用しているが、下咽頭・喉頭においては D50%処方を採用している。当院では、これらの部位に対する 3DCRT の根治線量は 66 Gy であり、高い制御率がある一方で、稀に重篤な副作用（嚥下障害など）を経験した。これらの部

位に対して他の頭頸部部位と同様に、IMRT の標準的な根治線量である 70 Gy を適用すると、さらなる副作用の重篤化が懸念された。そのため、他の頭頸部部位と比較してわずかに線量低減を図っている（70 Gy, D50%処方）。また、分子標的療法としてセツキシマブを併用する症例では、two step 法を採用している。セツキシマブ併用症例では、皮膚炎が重篤化する傾向があった。頭頸部患者では、化学療法および胃腸障害に起因した摂食不良により痩せが生じる。この痩せは皮膚線量を増加し、セツキシマブの併用でさらに皮膚炎を重篤化する可能性がある。そのため、痩せに対応して再治療計画できるように two step 法を採用している。

4-1-2 採用している治療計画パラメータと線量制約

頭頸部の症例（全頸部）に対して当院が使用する治療計画のパラメータは、FW が 2.5 cm (fixed jaw), pitch が 0.43, MF（実際値）が 1.8 である。Fig.7 は、トモセラピーの使用施設に行ったアンケート調査において、21 施設から得られた回答の結果である。当院では、MF は少し低めの値を採用しているが、その他のパラメータについては標準的な値を採用していることがわかった。

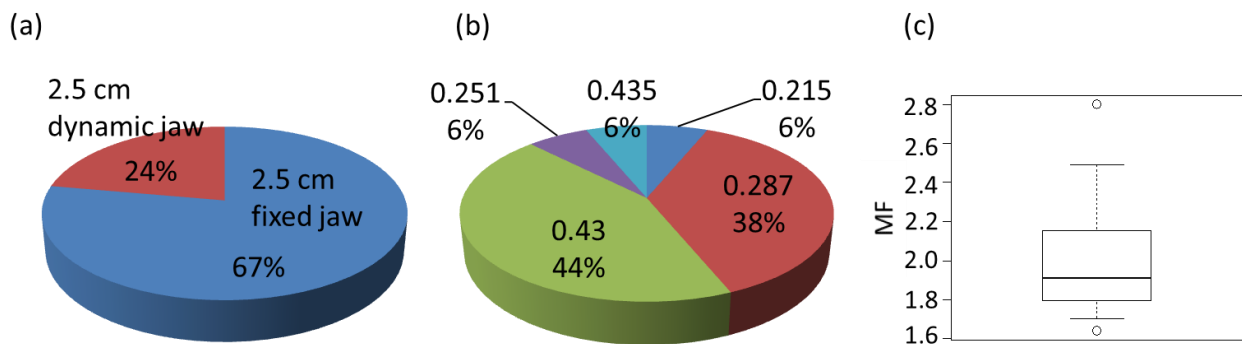


Fig.7 各施設で使用している頭頸部の治療計画のパラメータ。
(a) field width, (b) pitch, (c) modulation factor

当院では、日本臨床腫瘍研究グループ（Japan Clinical Oncology Group : JCOG）のスタディで用いられている線量制約を順守している。

4-1-3 ダミー輪郭

当院では、口腔領域（Fig.8a）と後頸部（Fig.8b），そして標的外側に接するリング状の輪郭（Fig.8c）を使用している。これらのダミー輪郭に対して線量制約を設定することで、正常組織の線量を低減することができる（Fig.8の黄色矢印）。口腔領域は舌だけではなく口腔全体を囲っている。ヘリカル照射では、この口腔領域の線量制約を厳しくし過ぎると、背面の後頸部の線量が増大する特徴があるため、後頸部の線量とのバランスを意識して線量制約をかけている。Two step 法においては、initial plan の途中で口腔粘膜の炎症が強い場合に、second plan で意識的に線量を低減するなどの配慮をする。後頸部は高線量が投与されることで重度の晩期頸部浮腫が発生するため、可能な限り線量を落とすように配慮している。頭尾方向の標的径に対応して、広めに囲うようにしている。標的外側には 3 cm のリング状の輪郭を囲う。これには、標的への線量集中性向上と標的周辺（3 cm 以内）のホットスポットの出現を抑制する効果がある。

空気層を多く含有する計画標的体積（planning target volume : PTV）では、空気層に線量を投与するように最適化されるため、PTV の線量が極端に増加することがある。当院では、PTV から空気層を除いた領域をダミー輪郭として定義している。PTV とダミー輪郭の 2 つの輪郭に対して線量制約を設定することで、PTV 線量の極端な増加を防ぐことができる。

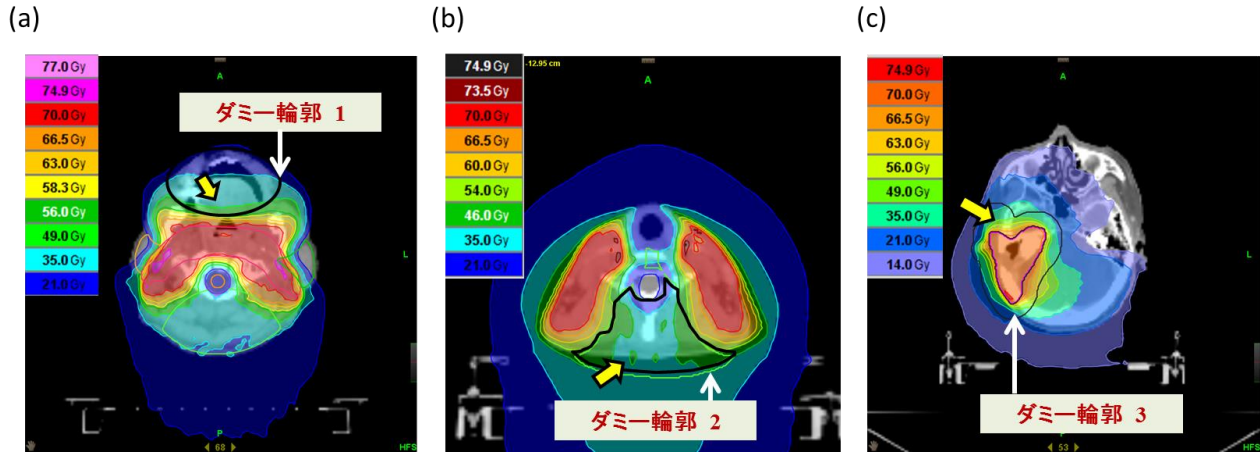


Fig. 8 当院で使用しているダミー輪郭の一例.

(a) 口腔領域, (b) 後頸部, (c) 標的外側に接するリング状の輪郭

TomoTherapy Planning Station には, "block" と呼ばれる機能がある. この機能を使用することにより, 輪郭に入るビームレットを制限することができる. 例えば, Fig. 9 のように輪郭 A と PTV が存在するときに, 輪郭 A を "block" として設定したとする. "directional block" は輪郭 A に直接入るビームレットを許容しないが, PTV を通過して輪郭 A に入るビームレットを許容する (Fig. 9a). 一方で, "complete block" は, どちらのビームレットも許容しない (Fig. 9b). 当院では, この前者の機能を頸部食道がんの症例に応用している. Fig. 10 は輪郭 A と B に対する directional block の有無による線量分布の違いを示す. Block を設定しない治療計画では肺に低線量域が広がっているが (Fig. 10a), directional block を設定すると肺の低線量域が低減している (Fig. 10b). 肺の dose volume histogram (DVH) では, V5 が 45% から 28% まで改善されている (Fig. 10c).

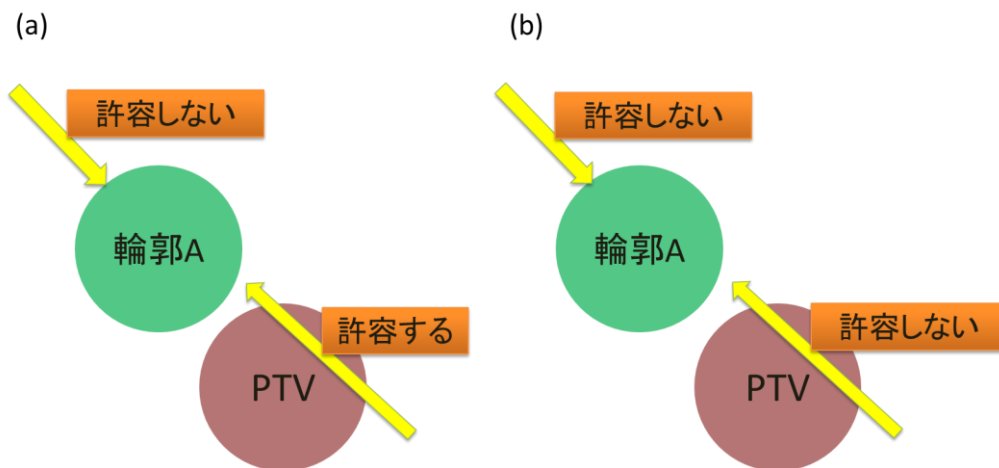


Fig. 9 Block 機能の説明. 黄色の矢印はビームレットを示す.

(a) 輪郭 A に対して directional block を設定, (b) 輪郭 A に対して complete block を設定

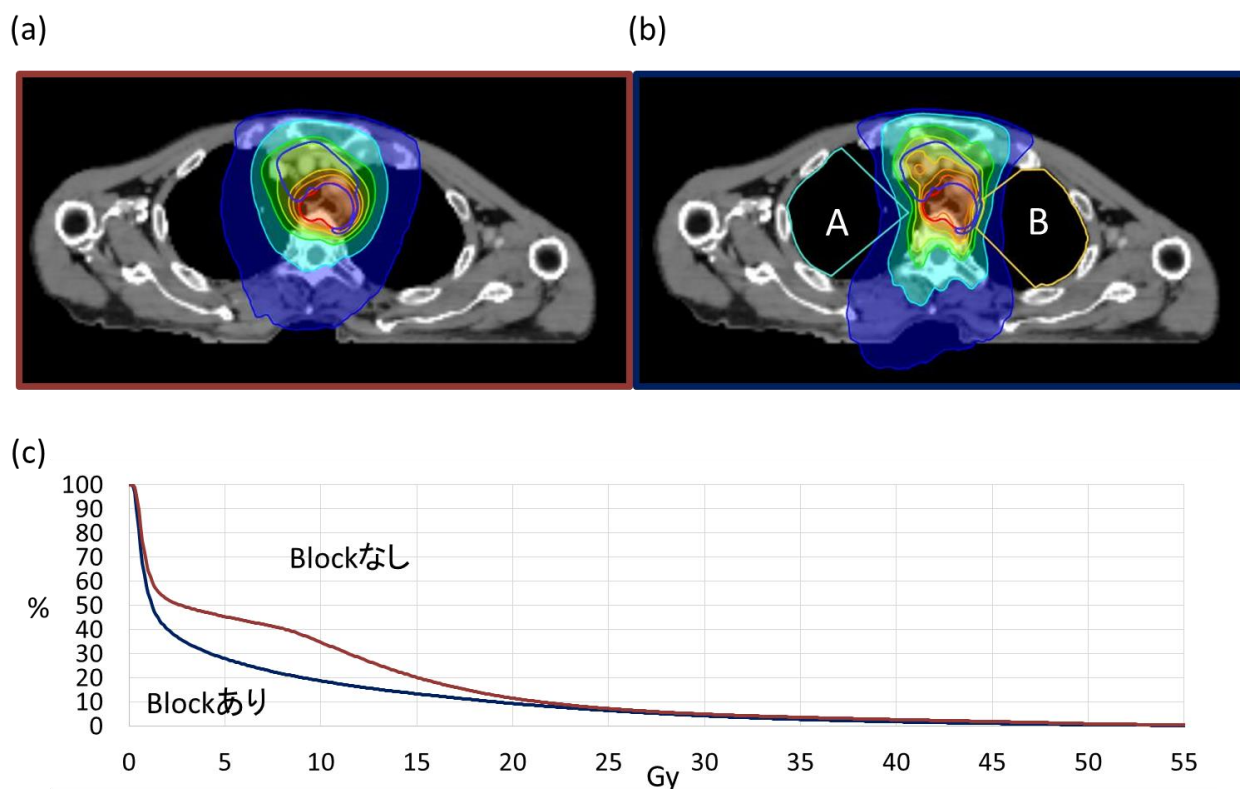


Fig. 10 輪郭 A と B に対する directional block の有無による線量分布の違い.
(a) block なし, (b) 輪郭 A と B に directional block, (c) dose volume histogram の比較

4-2 前立腺

4-2-1 治療戦略

当院の前立腺におけるリスク別治療戦略を Fig. 11 に示す. 当院では全例にホルモン療法を併用し, 全骨盤照射を実施していない. 抗凝固剤併用あるいは糖尿病患者では, 直腸出血に対するリスクを軽減する目的で, 線量の上限を 74 Gy としている.

部位	IMRT 手技	線量 処方基準	処方線量
低リスク	—	D95	74 Gy
中リスク	SIB		78/64 Gy
高リスク(T3b以外)	SIB		78/64 Gy
高リスク(T3b)	—		78 Gy
抗凝固剤併用、糖尿病	上記に準ずる		74/64 Gy or 74 Gy
I-125 併用	—		40 Gy

Fig. 11 当院の前立腺におけるリスク別治療戦略

4-2-2 採用している治療計画パラメータと線量制約

前立腺の症例に対して当院が使用する治療計画のパラメータは、FW 2.5 cm (fixed jaw), pitch 0.43, MF (実際値) 1.8 である。Fig. 12 はトモセラピー使用施設に行ったアンケート調査の結果である。当院は標準的な値を採用していることがわかった。

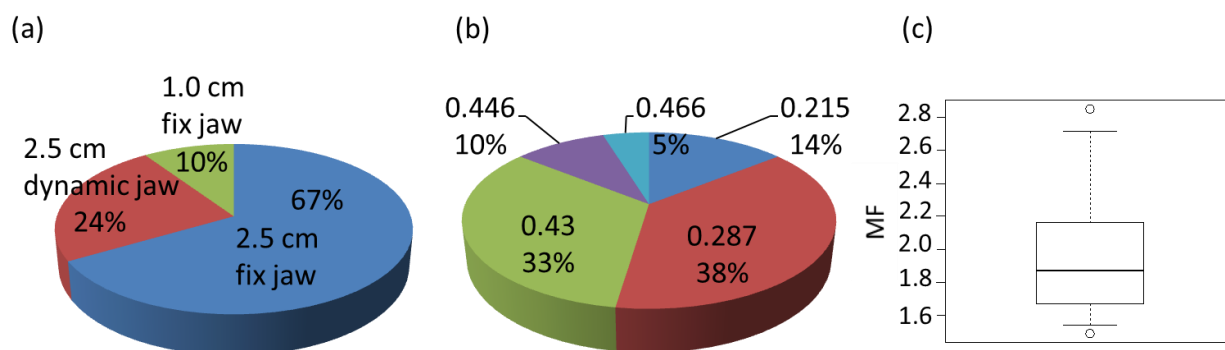


Fig. 12 各施設で使用している前立腺の治療計画のパラメータ。
(a) field width, (b) pitch, (c) modulation factor

当院では、過去の DVH データの遡及的解析と当科医師が報告した副作用に関する論文⁶⁾をもとに線量制約を作成し、これを順守している。

4-2-3 ダミー輪郭

当院では前立腺症例に対してダミー輪郭を殆ど作成していない。唯一作成しているダミー輪郭は、標的外側に接する 3 cm のリング状の輪郭のみであり、頭頸部と同じ目的で使用される (Fig. 8c)。

4-2-4 小腸や S 状結腸の下垂がある症例への対応

治療計画 CT 撮影時に小腸や S 状結腸の下垂を確認したときは、蓄尿をして CT を再度撮影する。それでも腸管への高線量域の回避が難しいときは、第 1 選択として治療計画パラメータの調整 (MF の増加、小さい Field width の採用) を行う。それでもなお難しい場合には、PTV マージンを削る、あるいは分割回数を 1, 2 回減らし、総線量を 2-4 Gy 下げることを許容している。

5. まとめ

本稿では、当院が IMRT の主体としている頭頸部と前立腺について、各々における治療計画 CT と固定具の工夫、および治療計画の現状について報告した。頭頸部における線量の最適化では特にダミー輪郭の工夫が有用であり、記載した基本的なダミー輪郭以外にも、症例ごとに工夫を講じることにより、さらに良い治療計画を期待できる。これから IMRT を始める施設にとって本稿が有益な情報となれば幸いである。

謝辞

本稿の作成にあたり、ご助言頂いた群馬県立県民健康科学大学大学院の佐々木浩二先生、日立製作所 ヘルスケアビジネスユニットの杉健太郎様、日本アキュレイの中林匡様、並びに愛知県がんセンター中央病院 放射線治療部の皆様に感謝申し上げます。また、トモセラピーの治療計画に関するアンケート調査にご協力頂いたご施設の皆様に、感謝申し上げます。

参考文献

1. M. Velec, J. N. Waldron, B. O'Sullivan, et al. Cone-beam CT assessment of interfraction and intrafraction setup error of two head-and-neck cancer thermoplastic masks. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;76(3):949-955.
2. 立花弘之, 不破信和, 古平毅 他. 前立腺癌の放射線治療におけるフラクション間の前立腺移動に関する MVCT を用いた検討 *臨床放射線* 2008;53(2):329-334.
3. E. Sterpin, Y. Chen, Q. Chen, et al. Monte Carlo-based simulation of dynamic jaws tomotherapy. *Med. Phys.* 2011;38(9):5230-5238.
4. M. W. Kissick, J. Fenwick, J. A. James, et al. The helical tomotherapy thread effect. *Med. Phys.* 2005;32(5):1414-1423.
5. M. Chen, Y. Chen, Q. Chen. et al. Theoretical analysis of the thread effect in helical TomoTherapy. *Med. Phys.* 2011;38(11):5945-5960.
6. N. Tomita, N. Soga, Y. Ogura. et al. Preliminary analysis of risk factors for late rectal toxicity after helical tomotherapy for prostate cancer. *J Radiat Res.* 2013;54(5):919-924.

放射線治療 座長集約

計画検証（演題 166－171）

166 EPID (electronic portal imaging device) 線量測定において線量変換テーブルの影響を調べた報告である。EPID 線量測定は IMRT 線量検証を簡易的、かつリアルタイムに解析できるとして期待され多くの報告がある。しかし、支持アームや検出器自体に金属の散乱体を含むなど吸収線量評価としては未だ課題がある。本報告では線量校正曲線に着目し、汎用の EPID 線量解析ソフトウェアを使用した際の線量変換法により測定結果が異なる点について言及している。特に、バリアン社の EPID で収集した生データはフレーム時間当たりの信号値で保存されるため、専用の解析ソフトウェアでは calibration unit (CU) により線量に変換されている。したがって、汎用のソフトウェアを使用して生データを処理した際にこれらの不確かさが生じる可能性を無視できない。本報告では自作の MLC テストパターンを用いて数種類の線量変換法により線量解析した結果、ガンマ解析のパス率がそれぞれ異なった。一方で臨床の IMRT フィールドに対して汎用ソフトウェアが推奨する線量変換法を使用した際、いずれもパス率の高値を示した。この線量変換法はブラックボックス化されており、使用するデータの内容や線量変換法のアルゴリズムなどを十分に理解することが重要であることを主張した報告であった。

167 多発性脳転移に対する Non-coplanar VMAT (volumetric modulated arc therapy) SRT (stereotactic radiotherapy) におけるアイソセンタ位置に関する報告である。従来、多発性脳転移に対する放射線治療のアプローチは全脳照射が一般的であった。しかし、近年はガンマナイフや SRT のように腫瘍に局限した放射線治療が高次機能障害の発生を低減できるとして有効との報告がなされるようになった。本報告では頭蓋内のアイソセンタ位置を数種類設定（脳の重心、すべての腫瘍の重心、および最大腫瘍の重心）して、単一アイソセンタで作成した VMAT SRT 治療計画の線量分布の変化について評価を行っている。各治療計画の線量検証にはすべての腫瘍に対して極小電離箱やフィルムを使用した。その結果、電離箱測定値やガンマ解析の結果にはアイソセンタ位置による有意差は認めなかった。ただし、アイソセンタを最大腫瘍の重心に設定し治療計画を行った際、アイソセンタから距離の離れた体積の小さい腫瘍で治療計画による計算値と乖離する場合もあった。以上の結果より、VMAT SRT ではアイソセンタ位置を十分に考慮すべきと結論付けている。実際の臨床現場ではその施設のポリシーに基づき治療計画がなされる場合が少なくないと予想されるが、本研究のように各施設でシミュレーションを行うことは非常に重要であり

有用な報告であった。また、多発性脳転移に対する単一アイソセンタによる VMAT は治療時間の顕著な短縮が可能であり大いに期待されている。その一方で高度な治療計画技術や高精度なセットアップが求められる。今後はこれらの項目についても併せて検討し、さらに有意義な報告を期待したい。

168 ポリマーゲル線量計を用いた線量評価において、FSE（ファーストスピンエコー）法の有用性について調べた報告である。一般的に MRI を利用したポリマーゲル線量測定では、複数の TE (echo time) から求められる T_2 緩和速度 (R_2) を利用するため、 T_2 測定の定量性の高い SE（スピンエコー法）が用いられている。これらの測定不確かさは MRI の撮像パラメータと密接な関係があり、より精度の高い画像取得が求められる。しかし、スキャン時間の長い SE 法では広範囲のデータ取得に長時間を要するため実用的ではない。その問題はデータ収集効率が低下するばかりではなく、スキャン中のポリマーゲル線量計内の温度変化による画像信号の変化を招く可能性がある。その一方で FSE 法は高速データ収集が可能である反面、実効 TE の不確かさに伴う画像コントラスト低下の問題が無視できない。そのコントラスト低下や R_2 値に対して線量測定不確かさの影響を調べるのが本報告の目的である。本報告で行った検証について SE 法、および FSE 法両者の解析結果に顕著な差は見られなかったが、FSE 法でやはりコントラスト低下とノイズ増加が認められた。しかし、臨床現場における現実的な対応策としては可能性があり、今後はさらに詳細な検証を行う必要があると結論づけた。ただし、FSE 法によるポリマーゲル線量測定には様々な課題が残されており、その問題をクリアすることが求められると考える。引き続き MRI パラメータに関する包括的な研究を期待したい。

169 6 MV、および 10 MV の FFF (flattening filter free) X 線ビームによる VMAT SRT に対して電離箱と 3 次元半導体線量測定システム (ArcCHECK) を用いて線量検証を行った報告である。現在、実際の臨床現場において FFF ビームを利用した VMAT SRT の実施は珍しくなく、その検証方法の確立が課題とされている。FFF ビームではフラットニングフィルタが除去されることで高線量率が得られる一方、線量分布の平坦度は低下する。ただし、IMRT や VMAT ではビームレット単位でのビーム平坦化は求められず、高線量率による短時間照射のメリットが活かされると期待されている。さらに、フラットニングフィルタ高原子番号材質によるビームハードニングに起因する線量計算不確かさの問題を低減できる可能性もある。本報告では臨床の VMAT ビームを利用して ArcCHECK による線量測定結果からガンマ解析を行った。いずれの検証結果におけるガンマ解析のパス率は高値を示しており、ArcCHECK による VMAT SRT 線量検証の有用性を示した。しかし、有用性を示す一方で報告症例数が限られていたため、今後はさらに複雑な臨床例の検証を行う予定との報告であった。また、ArcCHECK では半導体検出器が利用されているため、線量率依存性などの問題が線量測定結果に影響を及ぼす可能性がある。高線量率ビームでは過

剰キャリアの増加のため測定値増加が無視できないなどの報告もあるため、引き続き検出器特性を考慮した研究を期待したい。

170 演題取り下げ

171 加速乳房部分照射用小線源アプリケーションを用いた密封小線源治療計画装置の線量計算アルゴリズムの違いによる線量分布の変化について評価を行った報告である。本報告で評価を行った線量計算アルゴリズムは新規導入したモデルベースの線量計算アルゴリズム ACE (advanced collapsed cone engine) である。この ACE ではモンテカルロ法と同等の線量計算結果を得ることができるとの報告がある。本報告においてファントムに対してフィルム法による実測線量評価を行った結果、水と組織等価な媒質中では従来法と ACE において実測値との大きな相違はみられなかった。しかし、空気など不均質媒質近隣の線量計算精度は従来法で顕著に低下する傾向であった。以上の結果より ACE では従来法と比較して不均質領域に対する線量計算精度が高いことが分かった。しかし、これまで実際の臨床では空気カーマ強度、線源幾何学係数、放射状線量関数、非等方性関数、線源と計算点までの距離と角度を考慮した AAPM TG43 を用いてきたのが現状である。これまでの従来法を用いた多数の臨床データがあるため、新しい線量計算アルゴリズムの臨床応用への移行は慎重になされると予測される。本研究はその第一歩として有用な報告であった。

小野 薫 (広島平和クリニック)

線量計算評価 (演題 172-177)

172 2 種類のモニターユニット (MU) 独立計算検証ソフトウェアの検証精度を、実測との比較から、精度を明らかにした報告であった。治療計画装置 (TPS) から算出される MU は、他の方法 (測定や独立計算) により検証し、臨床使用することが各ガイドラインで推奨されている。今回は、市販されている 2 種類の独立計算検証ソフトウェアを、差が大きい部位である乳房の接線照射の臨床例を用いて、検証、比較を行った。また、演者らは、乳房のファントムを制作し、電離箱による測定を行い、その値を基準として評価を行った。ソフトウェア間の差は少なく、両ソフトとも、接線照射野の欠損部分を補正しないと 5% 程度の差を生じ、ソフト上で、欠損部分の補正を行うと差は数%となり、良く一致した旨を報告した。ソフトウェアの計算方法とその特徴、精度を把握しておくことは、重要なことである。

173 最近の放射線治療では、6 軸のカーボンカウチが使用されるようになってきた。6 軸カーボンカウチは、X 線吸収が大きく、補正を行わないと問題となる場合がある。その補正法の 1 つに、TPS 内で、自施設でモデリングする方法があり、その方法とベンダより提供されているカウチモデルでの方法の精度の比較であった。カーボンカウチは、5% 程度の吸

収があり、測定値よりカウチモデリングを行うことによって、精度よく補正可能である旨の報告があった。演者らは、エネルギー毎に補正を行っていたが、会場からは、その意義について質問があった。どの程度、詳細にモデリングを行うかは、精度と効率性を考慮し、自施設で検討する必要があるだろう。

174 側視鏡付電子線用照射筒のビームデータを取得し、TPSに登録、ビームモデリングを行って、線量分布を取得した報告であった。通常、このタイプの照射筒は、演者の使用しているTPSでは、対応しておらず、線量分布を製作できない。しかし、保険点数上、管理料を算定するためには、線量分布は必須であり、また、線量分布は、治療の際には、大きな指標の一つとなる。今回の結果では、測定と良く一致する個所と問題が残る箇所が報告され、また、代用として、通常の電子線用の照射筒での線量分布と、実際の側視鏡付電子線用照射筒の線量分布の差も示された。側視鏡付電子線用照射筒を用いた際の線量分布の製作の参考となる発表であった。

175 電子線における照射野と照射野の接合部に関する報告であった。各エネルギー、各種の照射筒別に検討を行い、接合部の平坦度を報告した。また、gapなしもしくは、gap1 mmの場合の結果も報告した。エネルギー、照射筒の種類によって、平坦度は変化し、各条件での測定による検証が必要である。電子線では、各パラメータが同じでも、施設間でもつなぎ目の線量が変わることが予想される。このような照射野をつなぐ場合、もしくは、照射野同士が近い部位を照射する場合は、各施設での検証が必要だろう。

176 本邦では、放射線治療に応用されているモンテカルロ計算としては、EGSやGantが使われてきた。最近では、日本原子力研究開発機構、高度情報科学技術研究機構、高エネルギー加速器研究機構が中心となり、PHITSが開発され、使用され始めている。このPHITSを用いて、リニアックのモデリングを行い、実測との比較の報告であった。深部線量分布、側方線量分布、出力係数ともよく一致した結果であった。PHITSの特徴としては、日本で開発されている為、日本のユーザの意見が反映されていたり、光子、電子線、粒子線および中性子線など医療で使用されている、概ね全ての放射線に利用出来たり、CTのデータ等をDICOM規格で取り込むことも容易である点などが、演者から説明があり、今後の医療への使用が期待できるコードである。今回は、水中での測定との比較であったが、今後は、不均質物質での精度の検証も必要であり、次の報告に期待したい。

177 ボルツマン輸送方程式を用いた最新の線量計算アルゴリズム、Acuros XBのコミッショニングに関する報告であった。演者は、米国医学物理学会(AAPM)のタスクグループの報告(TG-53)に準じて検証を行っており、シンプルな矩形照射野を用いて、均質物質での検証、肺ファントムを用いた不均質物質での検証の結果を示した。概ね2%以内で測定と

一致しており、十分、臨床で使用可能である旨が報告された。ただし、今回の測定は、電離箱によるポイント測定のみであった。線量プロファイルや 2 次元、3 次元の線量分布での検証が示されれば、更に信頼あるコミッショニングとなったであろう。次の報告に期待したい。

中口 裕二（熊本大学医学部附属病院）

治療計画（演題 178－183）

178 早期喉頭癌の照射において頸動脈線量の低減のために、通常の矩形対向 2 門照射ではなく、Static-IMRT 治療計画と打抜き原体照射による治療計画を比較した報告である。IMRT では前方に偏った固定 3 門を用いており、原体照射では 270° 振子照射と 90° 振子照射を組み合わせている。D95, CI, HI, 頸動脈の D_{max} 等を指標に評価し、打抜き原体照射は頸動脈への線量低減に効果があったが CI とトレードオフ関係でありプランの優劣の評価には至っていない。この評価は PTV と OAR の位置関係および IMRT のビーム数とビーム角度にも依存することが予想される。従って、プランニングデザインからもう少し効果的なプランの検索と評価方法のさらなる検討が望まれる。

179 Field in field 法を応用した全脳全脊髄照射法の報告である。従来の全脳照射と脊髄への後方 1 門照射を組み合わせた方法は広く行われているが、つなぎ目を複数回変更する必要がある、高線量および低線量領域の発生があるため、つなぎ目の確認が必要であった。この研究では Field in field 法を用いてつなぎ目部分に線量勾配を持たせることにより高・低線量領域の出現を抑制し、さらに、つなぎ目の線量が位置の変化（誤差）に大きく依存しないことを示した。非常に頑健性の高い方法であり、治療計画が容易であれば優れた方法である。同じ様な方法として IMRT によって照射野をつなぐ方法も発表されているが検証測定の時間的な負荷が大きいためこの方法が有利かもしれない。

180 腫瘍が体輪郭に近接した症例に対する IMRT では、PTV が皮膚の外側（空中）にはみ出してしまうことがある。この研究では、Virtual bolus を PTV 周囲に作成し治療計画最適化を行うことによって、PTV 線量の均一性の向上すなわち高線量領域の低減が可能かを調査している。Virtual bolus を用いたプランにおいては患者位置の誤差に起因した高線量領域の発生が抑制されることが示された。CTV 内線量の均一性を担保することは重要であり有意義な研究であると考える。Virtual bolus の範囲の影響等も考慮した一般化を期待したい。

181 近年、CT 装置のメタルアーチファクト低減処理技術が向上し、多くの装置で装備されてきている。この研究では、金属によるアーチファクトを持った画像を作成し、メタル

アーチファクト低減処理を行った画像の線量分布計算に与える影響を評価している。Tomotherapy における 360 度方向からのヘリカル IMRT プランを用いて C-shape PTV に対する治療計画を行い通常のポイント線量と線量分布を比較している。メタルアーチファクトによる CT 値の変化は大きく、この技術の有用性が示された。プラン用 CT 画像の評価は良い結果であったが、金属を 1 次ビームが通過するプランによる計算アルゴリズムの不確かさも含まれていると考えられる。Tomo PlannningStation によるプランにおいて、金属部分からビームが入射しないようなプランによる比較が有用であると思われる。今後、金属の設定位置とプランを再設定した評価を含めた検討を期待したい。

182 この研究では、左乳房温存術後照射において深吸気息止め照射 (Deep Inspiration Breath Hold Technique; DIBH) を用いることによる心臓と肺の線量の低減を検討している。このために、息止めに用いる呼吸モニタシステムと認識方法を開発している。自由呼吸でのプランと比較して、心臓、LAD、肺の線量は有意に低減でき、DIBH 照射法の有用性が示された。また、低コストで開発された呼吸センサ等のシステムも有効に働いたとの結果であった。深吸気息止めにより肺の体積が大きくなり、心臓は照射野から離れる方向に移動することは分かっているため、息止めの再現性が担保できれば DIBH は有用な照射方法である。他のシステムとの比較等で再現性を良くする方法論が確立されることが望まれる。

183 放射線治療計画においては、標的周囲の正常臓器の線量を DVH 等で評価することが必須となっており、基準とする CT 画像に正常組織の輪郭を描画する必要がある。種々の自動輪郭ソフトが供給されているが、正確に輪郭を描けるものはあまりない。この研究では、Smart segmentation アルゴリズムによる輪郭描出において、ソフトが開発された欧米でのデータベースではなく日本人のデータベースを用いて最適な自動輪郭が描画できるかを検討している。ここでは、ダイス係数と Housdorff 距離を用いて評価をおこなっているが、良い結果は得られていない。自動描画による輪郭が欠損していたり、離れた位置に輪郭を作成したりしたこともあるが、まだデータベースが整っていないことも原因であろう。データベース構築とソフト開発の進歩を期待したい。

佐々木浩二 (群馬県立県民健康科学大学)

IGRT (QA/QC) (演題 184-189)

184 MV-CBCT を用いた 3 次元自動照合精度の検討である。IMRT を行うにあたり、intra-fraction による影響を減らすために迅速な照射位置照合が求められる場合があること、そして、最終的には人間の目で確認することが必須であることからこれまで自動照合の精度が確認されない。この報告は、自動照合が臨床的に使用可能か検討された。結果的に、自動照合は手動と比較して CT 画像のスライス幅に影響を受け、Long 方向の精度が低下し

ている。Lateral, Vertical 方向は自動手動で相関があり高い位置精度があった。現状の自動照合精度では、線量許容値から判断して臨床症例すべてに使用することはできないと結論付けた。手動照合の必要性が示唆された報告である。

185 市販の IGRT 品質管理ソフトの使用報告である。フィルムと検出能、再現性の比較を行っている。市販のソフトは自動解析のため再現性に優れており、検出能もフィルムと同等以上であった。また、QA にかかる時間も短縮できることから、現場の負担も軽減できる。市販のソフトウェアの使用に当たっては、臨床使用の前にその精度を確認することは重要である。

186 3D プリンターにて IGRT 照合位置精度と線量検証が可能な頭部ファントムを作成し、IGRT 照合システム（2D-3D 照合）の精度を CBCT 照合画像と比較した報告である。この研究報告の焦点が分かりにくく、結論として作成されたファントムは IGRT 装置の精度検証に使用可能であると結論付けているが、IGRT システムの精度確認なのか、3D プリンターファントムの精度検証なのかが理解できないため、検討事項を明確に切り分けた研究報告をお願いしたい。

187 市販体幹部定位照射用患者固定システムに施設固有の工夫により、セットアップ位置再現性および固定精度を向上させた英語による研究発表報告である。皮膚マークの負担を軽減し、再現性、固定性が確保されている。近年、高い照射位置精度が要求されるようになっており、画像照合による IGRT だけでは体幹部の彎曲やねじれは補正できない。これらの彎曲やねじれがある状態でも IGRT システムは位置誤差を算出し補正を行うが、体幹部の彎曲やねじれがあれば、必ず残余誤差が生じているはずである。彼らは、IGRT では補正しきれない照射位置誤差を、固定具と施設固有のシステムで再現性を高める非常に重要な取り組みを行っていると考える。

188 診断目的の CT 画像を用いて、放射線治療目的の CT シミュレーションを行う前に 3D プリンターを用いて頭頸部用固定具を作成するシステム構築と、作成した固定具の精度に関する研究報告である。過去に撮影した CT 画像から固定具を作成するためにソフトウェアを開発している点に新規性がある。サーモプラスチックシェルは、冷却に時間がかかり PS の悪い患者、脳腫瘍術後などで意識がはっきりしない患者さんには負担が大きく、しっかり冷却しなければ縮みを生じることもあることから、患者にとって非常に有益をもたらすと考え。是非継続した研究を行っていただき、臨床使用につなげて頂きたいと考えます。

189 ハンディ型 3D スキャナを用いて患者と陽子線装置との緩衝防止システム精度の研究

報告である。従来の設置型では体位によっては抽出不良であったがその点が改善したとの報告である。しかし、抽出時間がかかることが欠点として挙げられていたが、安全に治療遂行するためには、重要な作業であると考察していた。こうした研究の結果が、システムの開発に現場の意見がもっと反映できるような仕組みができることを期待する。

川守田 龍（多根総合病院）

IGRT 照合（演題 339－343）

339 ヘリカルトモセラピーにおける MVCT と治療計画時の kVCT とによる位置照合において kVCT のパーシャルボリューム効果が位置照合精度に及ぼす影響を検討した報告であった。MVCT のスライス厚は 4mm, kVCT は東芝（4 列）、シーメンス（16 列）、GE（64 列）の 3 機種についてそれぞれ 3mm, 3mm, 2.5mm 固定で、ビーム幅を変えたときの影響を比較している。その時のスライスプロファイルの傾斜の長さ（Slope Length : SL）とレジストレーションの結果は、SL に変化はみられるがレジストレーションの結果はいずれも良好であった。スライス厚が固定であればパーシャルボリューム効果が位置照合の精度に及ぼす影響は少ないように思われる。

340 前立腺 IMRT における CBCT による前立腺位置照合において、観察者への位置照合に関する教育が観察者間の視覚的評価の不確かさを軽減できるか検討した報告であった。装置は Vero 4DRT（三菱重工）、対象は前立腺内に石灰化を伴わない 5 症例、観察者は診療放射線技師 8 名である。「前立腺の特定の境界や周囲の構造物ではなく、前立腺全体で総合的に評価する」という教育を行い検討した結果、位置照合値の平均は頭尾方向へシフトする傾向はみられたが、観察者間の変動は変化がなかった。考察で述べられていたが、今回は口頭での支持のみであったが、具体的な手順を示すことにより観察者間の変動を軽減することへの可能性は残されているように思われる。さらなる検討に期待する。

341 体表面の観察のために 3D スキャナの技術を応用した監視装置 VOXELAN（ERD）を用いて、呼吸が胸壁全体へ及ぼす影響について検討した報告であった。この体表面を観察する装置はセットアップや照射中の患者の動きを精度良く評価でき、呼吸性移動対策への応用の可能性についても報告されている。今回の報告では体軸方向と辺縁部に ROI を設定し継時的な変化を観察した結果、関心領域を細分化し限定することで検出能の向上が見られた。また、ROI を体軸より辺縁に設定した方が呼吸波形をより大きく観察でき呼吸モニタリングシステムとしての有効性が示唆された。臨床応用に向け引き続き検討していただきたい。

342 Exac Trac（Brain LAB）を用いた IGRT において、ターゲット周囲に脊椎などがなく X 線画像によるフュージョン機能が適切に働かない場合、バーチャルアイソセンタによ

るフージョンを実施した後に真のアイソセンタへ移動する方法を用いる。この演題はバーチャルアイソセンタによる位置照合方法の精度を自作のファントムにおいて評価した報告である。バーチャルアイソセンタと真のアイソセンタ間距離、チルト角やローリング角が大きくなると誤差も大きくなる傾向はこれまでの報告と同じ傾向にあった。また、ファントム実験では精度良く位置照合を行えるが臨床では同じ精度が担保できない場合があることも知られている。実際には固定法の改善やプレポジショニングの正確性、さらに呼吸性移動などの影響の少ない位置に赤外線マーカーを置くなどの工夫が必要となることにも注意が必要である。

343 この演題は超音波イメージガイドシステム **SonArray** の精度についての報告である。過去3年間におけるモーニングチェック時の **Verification** データを解析した結果、赤外線カメラの誤差が $0.31\text{mm} \pm 0.13\text{mm}$ 、超音波プローブの誤差が $0.37\text{mm} \pm 0.18\text{mm}$ であった（いずれも $n=739$ ）。また **Verification** で基準とするレーザーを含めた総合的な誤差は 1.05mm でシステムの総合的な精度は良い状態を維持している。さらに超音波と X 線の両方で位置照合が可能なファントムを自作し、**SonArray** と **Exac Trac** の位置照合精度を比較した結果は 1mm 以内と良好であった。そのファントムについては後日報告するという事である。また、照射前後で前立腺の位置を確認した結果、その移動量は 1mm とこちらも良好であった。この場合は膀胱用超音波画像診断装置（**Bladder Scan**）で蓄尿量を確認したり、排便排ガスなどの前処置にかなり時間をかけたりしていることも照射中の移動量が少ない要因の一つと思われる。最近では照射中に連続してモニタリングが可能な新しい超音波イメージガイドシステムも本邦において臨床導入されている。臨床における超音波イメージガイドシステムに関する今後の報告に期待したい。

鈴木 幸司（山形大学医学部がんセンター）

QA/QC（演題 344－349）

344 水吸収線量計測のユーザーの計測手技や測定機器に依存する、プレ照射、ファントムの種類、線質変換係数、気温気圧係数算出における気温計、気圧計の相対不確かさの評価を行ったという報告である。ファントムにおける比較は挿入固定型と 1D 方向移動型、側方照射型を用いており、相対不確かさは側方照射型が低く、また、電離箱線量計におけるプレ照射の有り無しの検討においては、プレ照射有の方が不確かさが顕著に低くなるという事であった。その他の検討では不確かさの変化は少ないとのことで、固定ファントムを使用し、プレ照射を行うことでユーザーにおける相対不確かさが減少するという結論であった。今後は今回の検討以外でも、ユーザーの使用方法による相対不確かさは多数存在すると思われるため、更なる検討を期待したい。

345 モンテカルロ計算コードのひとつである **PHITS** を用いて、放射線治療にて広く

使用される 10MV の光子線における中性子発生の特性を調査する目的にて行われた検討である。最初にカットオフエネルギー、2 次中性子を効率的に発生させることが出来る Pnimul パラメータの検討をされており、カットオフエネルギーは 4MeV であり、Pnimul パラメータは 10 としたとのことであった。上記を踏まえ 2 次中性子線の発生場所の割合の検討を先行論文と比較した形で行われている。先行論文とほぼ一致したが、フラットニングフィルタ、MLC からの発生割合の相違があったとのことであった。また、熱中性子の発生も見られ、人体へのリスクが示唆されるとのことであった。実際の臨床の場では、リニアック機器の放射化、空気中の放射化の状況を知りたく、さらには 10MV よりも低いエネルギーにおいての中性子の発生は問題にならないとあるが、上記を PHITS シミュレーションによる検討を期待したい。

346 陽子線照射室内における中性子測定を比例計数管式の中性子線量計を用いて行い、測定結果から中性子分布図を室内の構造物に重ね合わせたマップを作成し、陽子線治療時における中性子線の広がりや遮蔽物による中性子線の減弱を視覚化するという検討であった。また、中性子線による引き起こされる半導体効果の医療機器のトラブルを防止する目的もあった。測定結果より距離の -1.5 乗に比例しており、理論値の逆 2 乗には一致しなかった。これは、アイソセンタからノズル内機器全体が中性子発生源であること、壁や床面からの中性子の周り込みが原因と思われたとのことであった。エネルギーが高くなるほど、かなり高い線量の中性子線が発生していることもわかり、線量分布図を作成することで、中性子線の広がりを把握でき、適切な医用機器の配置に繋がると思われた。

347 放射線反応素子の形状の等方向性が向上し、かつ高線領域に対応したガフクロミックフィルム EBT-XD のキャリブレーションカーブ、スキャナ読み取り時のフィルム方向依存性、スキャン位置依存性について従来用いられてきた EBT3 との比較検討をされた演題であった。キャリブレーションカーブにおいて 40Gy の高線量領域まで適応していることがわかり、方向依存性は EBT3 との差異は見られなかったが、スキャン位置依存性においてはかなり改善しており、EBT-XD フィルムの活性粒子の最小化と等方向性によるものであるとのことであった。しかし、高線量域までの線量に対応しているとのことであるが、実際の臨床においてその使用頻度は低いと思われ、また、低線量域の感度も変化しているので、今後は通常使用する数 Gy の低線量領域に対しての検討が必要と考える。

348 高精度放射線治療における定期的な MLCQA に対し、ガントリー装着型のマルチワイヤー型の電離箱線量計検出器 (DAVID) を使用し、簡便にリーフ位置の正確度及び再現性の精度を検討した演題であった。検討内容はガントリー固定時のリーフスピー

ドの安定性、VMAT 時の QA テスト (DMLC dosimetry, Picket fence test, VMAT 時のリーフスピード) である。ガントリー270 度時にリーフの動作方向は床方向から天井方向に動作することにより、重力の影響を受け、安定性が他の角度と比較し大きい傾向であるということであり、DAVID を用いる事は正確で効率的とのことであった。しかし、今回の検討において、DAVID を用いたことによる何に対して正確で効率的であるかの検討はされておらず、今後の検討項目として頂きたい。

349 広島市の4基幹病院と広島がん高精度放射線治療センターにおける品質管理の地域連携についての取り組みの内容であった。コンセプトが評価を受ける施設を訪問しないで、共通の計測シートと計測マニュアルを整備しそれに基づいて行うということであった。また、校正深における結果を基準深 DMU に変換せずに、自施設の RTPS に登録している 10cm 深の DMU 値と比較するというものであった。これにより RTPS 値との比較を行うことにより、安全性が増加するという結論であった。今後はこの取り組みを広島市内ではなく、広く全国に展開され更なるデータの蓄積を行って頂き、訪問することなく第三者評価が受けられるとなれば、各施設の負担は減ると思われることから、今後の検討を期待します。

久家 教幸 (宮崎大学医学部附属病院)

線量分布解析 (演題 350-355)

350 頭頸部治療における自作ボールス使用時の表面線量評価に関する報告である。nanoDot OSL 線量計 (OSL 線量計) およびガフクロミックフィルム (GAF) を用いて、頭部ファントムに対して2種類のボールス (市販および自作) を用いた治療計画を作成し、治療計画装置の計算値と実測値を比較した。自作ボールスは頭頸部固定シェルの素材であり、市販ボールスに比べて空気ギャップは少なかった。その影響なのか、市販ボールスと自作ボールスの実測値は3%程度違いがみられた。また、OSL 線量計と GAF の実測精度に関して測定変動の違いおよび計算値との差が示された。しかし、両者の差の原因および不均質を含む正確な線量評価に関して、本報告から推測、判断することは難しかったため、引き続き、継続的な検討を期待する。

351 造影剤使用量の違い (固定法, 可変法) による造影 CT 画像が頭頸部 VMAT への線量計算に及ぼす影響に関する報告である。対象は固定法 20 名, 可変法 15 名とし、固定法は 300mgI/ml を 100ml 全量注入, 可変法は 300mgI/ml, 370mgI/ml を使用し, 450mgI/kg となるよう投与された場合の CT 値の変化および線量への影響を考察した。固定法では、体重と造影効果は反比例し ($r=0.74$), 可変法では相関は観察されなかった ($r=0.05$)。PTV への線量差は D_{95} に関して固定法では $-20 \pm 8 \text{ cGy}$, 可変法では $-8 \pm 3 \text{ cGy}$ となり、可変法の方が変動は小さくなることが示された。造影 CT 画像を用いた治療計画では、患者間の造影

効果の変動を避けるために可変法が有用であるとされるが、治療部位、撮像プロトコル、線量計算アルゴリズム、使用ビームエネルギーの違いでも結果異なることが予想されるため、それらの関係について、引き続き、継続的な検討を期待する。

352 開頭術後頭蓋固定用金属プレートに対するサイバーナイフ MV-X 線の線量分布への影響に関してガフクロミックフィルム (EBT3) を用いた評価報告である。タフウォーターファントムを用いて、シングルビーム (垂直方向) による金属プレート近傍の吸収線量を測定した。加えて、マルチビームにより、同様に多方向からの照射による線量分布の変化を検討した。シングルビームでは、金属プレート直前でのビルドアップと金属プレート直下でのビルドダウン、深部での線量低下が示された。金属プレートが表在している状況を想定したモデル (頭部ファントムの利用など) での検討や、モンテカルロ法を利用した高精度線量計算予測、線量評価精度 (ガフクロミックフィルム解析法)、照射野依存性などに関する様々な検討が課題として残される。引き続き、継続的な検討を期待する。

353 歯冠材質の違いによる MV-X 線の散乱特性に関して、ガフクロミックフィルム (EBT) を用いた評価報告である。ビーム垂直方向に対して、深部 (2cm, 5cm) で歯冠と隣接する領域 (2mm 離れた点) にフィルムを挟み、6MV-X 線で照射した。パラジウム合金とセラミックの比較として、線量増加はそれぞれ 8.4% および 1.7% であった。また、歯冠直下での線量低下は、8.5% および 3.7% であることが示された。本研究では、歯冠材質の原子番号の違いによる線量分布への違いが実測により確認されたが、歯冠の有無による歯からの散乱線の影響、空気ギャップ距離と散乱線量の関係、モンテカルロ法を利用した高精度線量計算予測、線量評価精度 (ガフクロミックフィルム解析法)、照射野依存性などに関する様々な検討が課題として残される。引き続き、継続的な検討を期待する。

354 スポットスキニングを利用した陽子線治療において、呼吸性移動がどのように線量分布へ影響を及ぼす可能性があるか MATLAB によってシミュレーション計算を行った報告である。呼吸周期 (10, 15, 20bpm)、振幅 (LR, CC) = (0.5mm, 0.2mm), (2.5mm, 7.7mm), (1.8mm, 24.6mm) の波形を利用し、呼吸同期の有無による線量分布の比較がなされた。振幅が大きいほど、周期が短いほど静止条件との誤差が大きくなることが示され、十分な注意が必要とされることが示唆された。一様な照射においても、呼吸性移動が線量分布に及ぼす影響が知られるが、それらとの対比やスキャン技術の違い、スポットサイズの違い、エネルギーの違い、ビーム軸方向への呼吸性移動の影響、不均質部の影響などに関する様々な検討が課題として残される。引き続き、継続的な検討を期待する。

355 TBI における In Vivo Dosimetry として、ガフクロミックフィルム (EBT3) を用いた応用技術に関する海外 (タイ) からの報告である。側方対向 2 門照射による照射におい

て、腋窩および鼠径部にフィルムを配置し、治療計画装置での計算値と実測値の照合をした結果、4%以内で一致することが示された。スライドで示された TBI 実施の風景は、Long SSD 法ではなく、通常治療距離（アイソセンタ）におけるセットアップであったため、分割による照射が実施されていると思われた。ピンク色に塗られたインパクトのあるリニアックの写真（修正写真？）とともに、海外と日本の治療法やスライド構成の違い（アバウトさ）には、まだまだギャップを感じる人が多い状況です。英語での質疑もあまり話が噛み合わず、治療計画法や評価法をきちんと確認することができませんでした。会場におられた方々には、何かとわかりにくい内容だったと思いますが、色々ご迷惑をお掛け致しました。

笈田 将皇（岡山大学医学部保健学科）

計画 CT, CBCT（演題 356－361）

356

This presentation was performed by an investigator from Taiwan. This presentation included the scientific essence regarding virtual monochromic computed tomography (CT). The authors showed the feasibility study on the investigations of virtual monochromic CT for radiotherapy in head and neck lesion. The purpose of this study was to improve the image quality of cone beam CT on radiotherapy. The authors performed comparative examination of monochromic cone beam CT on several settings. The examination was performed various current patterns ranging from 75 mAs to 750 mAs. The signals on 9 rods of phantom were evaluated for noise-to-signal ratio. As results in this study, they concluded that monochromic CBCT provides high quality images for precise radiotherapy.

357

This presentation was performed by an investigator from Taiwan, colleague of presenter on No. 356. The authors performed similar evaluation with the research of presentation No. 356. This research was regarded with image quality of monochromic CT for head and neck lesion in radiotherapy. The examination was performed various energies ranging from 90 kVp to 125 kVp. The signals on 17 rods of phantom were evaluated for noise-to-signal ratio. As results in this study, they concluded that monochromic CBCT provides high quality images for precise radiotherapy.

358

This presentation was performed by an investigator in Japan. This study was regarded with evaluation of dose calculation accuracy based on cone beam computed tomography

images for adaptive radiation therapy. The authors compared relationship of CT number-to-electron density (ED) between helical CT system and cone-beam CT on radiotherapy system by use of specific phantom. In addition, authors investigated the impact of the difference of CT-ED curve for dose calculation in radiotherapy planning. As result of this research, the difference between helical CT and cone beam CT was within 30 HU. This difference provided miscalculation of radiation dose in radiotherapy planning for head and neck case. The maximum difference was 3.0%. The authors concluded that the cone-beam CT images is feasible for dose calculation for adaptive radiotherapy.

359

This study was regarded with impact and reduction of metal artifact in helical CT for radiotherapy planning. Current CT systems mount function for reduction of metal artifact in CT images. The authors investigated CT number on scanned images by use of specific phantom for the purpose of comparing the values between the reduction function on and off. The specific phantom included 4 rods that defined electron density ranging from 0.90 to 1.09. As result of this study, the differences of CT number with/without reduction function were (from -11.9% to 2.7%)/(from -4.9% to 72.9%). Therefore the reduction function was useful to improve image quality for precise dose calculation.

360

This research was regarded with systematic framework for estimating in vivo for dimensional dose distributions during treatment deliveries in stereotactic body radiation therapy based on a 2D/3D registration with adaptive radiation transformation parameters. Authors created a systematic framework to create computational dose mapping by electronic portal imaging device (EPID). This algorithm was based on mathematical theory by Levenberg-Marquardt. The computational dose distribution was compared with dose distribution on radiotherapy planning. As quantitative evaluation, gamma analysis (criteria: 3 mm/3%) was used. As results, the passing rates were ranging from 94% to 96%. Authors concluded that this systematic framework is useful to simulate actual dose distribution accurately.

361

This research was regarded with characterization of deformable image registration for pelvic legion regarding changes in contrast, noise, and prostate shifting. Authors

developed computational demonstrative phantom for pelvic lesion. With this phantom, the accuracy of deformable image registration was evaluated. As a quantitative evaluation, a dice similarity coefficient (DSC) was used. The deformable image registration was performed by MIM Maestro software. As results, DSC indexes were ranging from 0.899 to 0.997. Author concluded that minimal impact on the deformable image registration whether image noise and prostate shift were occurred or not. The good point in this study was that authors created specific digital phantom to quantitative comparison. This digital phantom should be widely used for quality assurance for deformable registration.

Moderator's comment: This session included CBCT for adaptive radiotherapy. Almost presenters including foreign investigators talked in English pretty well. Imaging technology is important for recent adaptive radiotherapy to make sure misregistration in organ and/or reference structures during patient setup and radiation delivery. All researches included informative data for adaptive radiation therapy. We hope these researches should be increased to construct quantitative evidences for adaptive radiation therapy.

Moderator: Naoki Hayashi, Fujita Health University
林 直樹 (藤田保健衛生大学医療科学部)

線量計測・機器 (演題 424-428)

424 演題取り下げ

425 EPIDを用いてリニアックからのX線出力のエネルギー管理を行うための検討である。X線エネルギーは重要な品質管理項目のひとつであるが、水ファントムを用いての $TPR_{20,10}$ 計測や専用の計測機器を用いる場合と比較して、時間・コスト等を節減できるように検討を行っている。線質変換のフィルターとして銅・鉛板の厚みを変えて付加しチェンバーによる $TPR_{20,10}$ の実測値とEPID画像を取得。EPID画像の画素値の比と $TPR_{20,10}$ の実測値から $TPR_{20,10}$ を求めるための近似式を算出した。先に使用したのとは異なる線質変換フィルターを用いてエネルギー測定 of 精度検証を行った結果は Measurement Filter の組み合わせで若干の変動はしたが、EPID画素値と近似式から算出した $TPR_{20,10}$ は精度良く $TPR_{20,10}$ を推定することができたと報告された。今後の展開としてリニアックの種類やX線エネルギーの違いを考慮しなくても良い Measurement Filter の万能な組み合わせや、Image J ソフトウェア上での解析の自動化等を達成するとリニアックのエネルギー管理に関する不変性試験として、QA手順に組み入れることが可能かもしれないので、更なる検討を期待する。1点だけ気になる点を追加させて頂くと、中心軸上で電離箱の実測を行いEPID

画素値の取得は中心軸以外で行ったとの実験方法と解釈しましたが、その 2 点間でのエネルギーの違いについて確認を行って頂くとより精度の良い近似式算出が行えるのではないかと思いますので検討項目の一つに考慮してもらえればと思います。

426 小型 OSL 線量計の累積線量依存に関する検討である。小型 OSL 線量計はその大きさや自己吸収の少なさを利用した、生体内線量測定や電離箱では実現できないような部分の新しい線量精度管理に期待される。しかしながら繰り返し測定を行うことによる検出効率の低下が報告されており、今回は放射線治療領域で使用する為に、線量率と線質による検出効率の評価を報告された。結果は線量、線量率、X 線エネルギーの影響を受けることなく測定できるが、先行研究の報告にあるように累積線量が 20Gy を超えると検出効率が低下してくるとの報告であった。線量率や線質に依存しないことから放射線治療領域のあらゆる場所での利用が期待できる。コスト的にも 1 個あたり数百円程度でフィルムを利用する場合よりも安価なデバイスとして応用範囲も拡大するかもしれない。現在放射線治療領域での性能について、論文化を進めているとの事であり更なる特性についての報告を待ちたい。加えて電離箱やフィルムでの測定では実現できなかった新しい線量検証手法に結びつくことを期待する。

427 CR のイメージングプレートを放射線治療領域での線量管理に使用する為の検討である。診断領域の画像デバイスとして開発されたイメージングプレートは放射線治療領域の線量を投与すると、輝尽発光が飽和状態となる。先行研究では外部から光を照射し輝尽発光量を減少させることで、読み取り可能となることが報告されているが、その定量的な解析は不十分である。そこで、輝尽発光減弱装置を自作し照射光量と飽和状況改善の最適照射量を求め線量関係の解析に利用可能かどうかを報告された。2380 ルクスで照射する輝尽発光減弱装置で照射時間を変化させ、Pixel value から線量への変換式を用いて線量、PDD、profile の評価を行った結果は、60 秒間の減弱条件下での線量の再現性は垂直方向の照射で 3cGy・250cGy の照射で 1.4%程度であった。Pixel value が 500 から 2500 付近までは入射線量と Pixel value には直線性があるが、減弱光照射時間が 180 秒以下では Pixel value 2500 以上で直線性が失われ、720sec の照射では 10cGy 相当以下の領域の情報が失われた。PDD 評価では 180sec、360sec の減弱では実際の PDD と乖離し、720sec の減弱において 100-50% 付近で一致を見た。Profile の評価で 720 秒間の減弱下で 100-34%までの一致を得た。RTSPS との比較においても 200cGy 付近の線量評価で 2%以下で一致した。今回試作した輝尽発光減弱装置において、720sec 減弱を行うことで高線量領域の線量解析に応用することが期待できる。イメージングプレートの耐久性とコストの問題や、減弱装置そのものの長期安定性・プレートの経年的感度変化等の問題は残されるが、実臨床利用が可能な状態へと発展できれば、分布解析の手法として利用可能かもしれないので更に検討を重ねることを期待する。

428 本邦でも近年導入された加速乳房部分照射 (APBI) 用アプリケーション SAVI の QA に関する報告である。APBI に関しては患者への負担軽減は大きい、治療効果のエビデンス・アプリケーションの価格等問題点もあり、広く普及しているとはいえない状態である。しかしながら乳がん治療としての推奨レベルが上がれば急速に普及する可能性のある治療法でもある。本研究ではアプリケーション内部で湾曲した状態で展開される線源経路を再現したメジャーを作成しカメラ撮影した動画から線源停止位置や時間についての解析を行っている。解析結果は良好であるとのことで、今後同アプリケーションを用いた治療を開始する施設には大変参考となる報告である。先行して新規治療を開始する施設においては品質保証の手法を確立する苦労は計り知れないが、他施設への恩恵は大きく今回の報告も大変ありがたいものである。今後も手法を発展させて、臨床に近い画像取得からプラン、プラン QA としての精度検証までをカバーする end to end な手法の確立と報告を今後も期待したい。

上田 伸一 (金沢大学附属病院)

位置精度 (演題 429—433)

429 本研究は、体幹部陽子線治療が実施された患者 189 名に対する治療部位別 (肝臓: 上部, 下部の二カ所, 肺: 上・中・下部の各中枢および末梢側の六ヶ所) の inter-fractional internal margin (IM) に関し、体内留置用マーカーを用いて検討された内容であった。評価方法の概要は、治療計画で作成した DRR 画像を比較対象とし、呼吸同期システムを用いた最呼気位置で直交二方向の X 線画像における骨照合を実施し、最終的に体内留置用マーカーでの合わせ込みによって日々の差異データを収集および解析を実施したものである。結論として、臓器移動が最も顕著な肝臓の上・下部に関する頭足方向の Σ : 3.7 mm 程度, σ : 3.0 mm 程度と概ね同等であり著しい差異が観察されなかった。一方、肺に関しては、上・中部では概ね同等の結果であったが、下部肺野では肝臓と同程度の IM が必要となる結果を提示し考察している。体内留置用マーカーによる臓器移動や IM 算出に関しては、先行研究にて多く議論されてきたが陽子線治療技術分野では報告が少ないため貴重な研究報告であった。本報告では、IM 算出に van Herk のマージン式を導入しているが、物理特性が光子線とは異なっているため評価指標として扱うことには十分に注意することが求められ、追加検討が必要かと思われる。また、腫瘍および腫瘍近傍に留置されたマーカーは、腫瘍体積にもよるが患者の体の“捻じれ”が生じた際にはマーカー自体が移動することも報告されており、正確且つ丁寧なセットアップが要求されることや腫瘍体積と照射体積を完全に照合しているとは限らないことを念頭に置き inter-fractional IM の評価を実施することが重要となり、追加検討に期待したい。

430 本研究は、前立腺 IMRT に対する経会陰的超音波診断装置 (TPUS) を用いて CBCT との照合の差異を検討した内容であった。TPUS は、患者の会陰側に設置し超音波にてスキャン後、TPS の ROI と照合を行うエレクトラ社の IGRT システムである。超音波装置を用いた IGRT は、被ばくを避

けられることや非侵襲的であることが特徴である。特に前立腺に対しては、軟部組織を検出できることは大きな利点かとも考える。一方、位置照合における不確かさとしては、前立腺の位置や患者の体型、特に体形が大きい患者は超音波画像が不明瞭になるため注意が必要となる。また、ある程度の蓄尿も位置照合における不確かさを左右する因子だと報告されている。照合者間においても CBCT 画像と比較した場合、臓器辺縁が明瞭ではないことから、評価結果のばらつきが大きくなることが予測できる。本研究においても CBCT と TPUS を比較した結果、頭足方向で最大で 5.0 mm 程度の差異が生じた結果が報告された。前述したように患者体形や前立腺位置等の患者状態が不明なためこの辺りのデータも再度整理し、差異が生じた原因の追及が今後の TPUS 使用の有用性を高めると考える。また、超音波位置照合の長期的なトレーニングが照合結果を左右する報告もあり、施設内スタッフでの取組みも重要だと感じ、スタッフトレーニング前後の照合精度に関しての追加検討にも期待したい。

431 本研究は、4 例の髄膜腫に放射線治療 (52.2 Gy/29 fr., 1.8 Gy/fr.) を実施した患者データによって、回転成分を加えたセットアップエラーを MIM maestro を用いてシミュレーションし、DVH および線量分布にどのような差異が生じるかを検討した内容であった。セットアップエラーは、4 パターンを設定しており、Group A: Pitch, Yaw, Roll のうちの一つに $\pm 1^\circ$ 、 $\pm 2^\circ$ 、 $\pm 3^\circ$ の回転エラーをつけた 18 パターン、Group B: Pitch, Yaw, Roll の全てに $\pm 1^\circ$ 、 $\pm 2^\circ$ 、 $\pm 3^\circ$ の回転エラーをつけた 6 パターン、Group C: Group A の回転パターンに Lat, Vert, Long のうちの一つに 0.5 mm または 1.0 mm の並進エラーを組み合わせたパターン、Group D: 実際の診療で生じた回転エラーを用いた 29 パターン、これらの群に分けて比較検討を行い、GTV と PTV の良好な関係が保たれる許容範囲の抽出を試みたものであった。演者は、 3° 以内の回転エラーのみであれば、セットアップマージンで GTV への線量を担保可能であるが、全方向 3° 以上の回転エラーが生じる場合や回転成分に並進エラーが系統的に加わる場合が最もリスクが高くなり PTV と GTV の位置関係が崩れてしまう可能性を考察した。可能であれば、OAR と PTV の関係についても追加検討すれば、さらに価値ある研究内容に仕上がると感じた。本報告のように回転成分をシミュレーションした研究は過去の報告も少なく有用な報告であった。また、診療現場を任されている私たちには、蓄積された IGRT 画像や数値データを定期的に整理・検討し、各施設の固定具やセットアップ手技の見直しに積極的に取り組み、高精度なセットアップをエビデンスに基づいて患者に提供する使命があると再認識させられる研究報告であった。

432 本研究は、肝臓・脾臓への体幹部陽子線治療が実施された患者 120 名に対し、体幹部用シエル作製時の腹部圧迫によって、臓器および腫瘍の呼吸性移動を減少させることを試みた報告であった。腹部圧迫は、体幹部シエル作製時にビーズを詰めた袋を患者の腹部に押し当てて強制的に呼吸抑制を施す方法であり、2, 3, 5 kg と重さを変化させ比較評価しているものであった。評価方法は、X 線シミュレータを用いて体内留置されたマーカーを視覚的に評価している。結果は、平均抑制量として 2 kg : 1.27 mm, 3 kg : 2.13 mm, 5 kg : 3.18 mm であり、5 kg の荷重が最大であった。

しかし、5 kg の場合は、呼吸性移動を増加させるパターンも観察されていた。また、肝臓での解剖学的な区域における呼吸抑制の評価も実施しており、S5,S7,S8 のような右葉では高い呼吸抑制効果であったが、左葉では低い結果であったと報告している。胸部や腹部での呼吸抑制対策は、各施設で様々な工夫を凝らして実施していることが予測される。本報告のように詳細なデータ解析と分析によって、最適な固定方法を見出す努力が大切であると感じた。

433 本研究は、肺癌への粒子線治療に対して腫瘍近傍の末梢肺動脈内に留置した金属コイルをマーカーとして利用した照合精度を評価したものである。評価方法は、治療計画時の体内留置マーカーと日々の照射時との差異を記録し、初回 CT 時に日々の差異を加味した治療計画を再度実施したものである。この際、従来法である骨照合でのパターンも同時に再計算を行い、線量分布および DVH 解析を試み、マーカー利用の有用性および問題点の抽出を検討している。対象とした症例は 6 例であった。CTV マージンは、GTV の全方向 6 mm としての治療計画であり、体内留置マーカーを利用した照合結果は、全ての症例において線量低下は観察されなかった。一方、骨照合では、CTV の V95 評価において 2%の線量低下が生じている症例が 1 例、V98 評価において 7%および 1%の線量低下が生じている症例が各 1 例観察され、体内留置マーカーの優位性が示される結果の報告であった。本研究では、腫瘍近傍の末梢肺動脈内に留置された金属コイルを体内留置マーカーとして扱い、位置照合精度の向上を試みており非常に興味深い臨床研究報告であった。一方、侵襲的な手技が加わることや腫瘍と金属マーカーとの照射期間中の位置関係の評価、不均質部へ留置されたマーカーが線量計算精度に与える不確かさ、肺の区域や患者の呼吸状態による因子等、いくつかの課題が積み残されていることが考えられるため、追加の検討および考察に取り組んで頂き、貴重なデータ解析結果の報告を期待している。

青山 英樹（岡山大学医学部・歯学部附属病院）

第 43 回放射線治療セミナー報告

山形大学医学部がんセンター 鈴木 幸司（セミナー世話人）

平成 28 年 6 月 25 日（土），いわて県民情報交流センター「アイーナ」において，第 43 回放射線治療セミナーを開催いたしました．今年度から放射線治療部会と地方支部との共催という形での開催となり，初回である今回は東北支部（岩手県）での開催となりました．

本セミナーは「高精度放射線治療の現状と展望」というテーマで東北の話題性も考慮した内容となり，東北を中心に 103 名の方が受講されました．

【第 43 回放射線治療セミナープログラムの概要】

- | | |
|---------------|-----------------------|
| 1. 体幹部定位放射線治療 | 林 直樹（藤田保健衛生大学） |
| 2. IGRT | 八重樫祐司（北海道科学大学） |
| 3. IMRT,VMAT | 有路 貴樹（国立がん研究センター東病院） |
| 4. 重粒子線治療 | 鈴木 幸司（山形大学医学部がんセンター） |
| 5. BNCT | 加藤 貴弘（南東北がん陽子線治療センター） |
| 6. MR-Linac | 角谷 倫之（東北大学大学院） |



第 43 回放射線治療セミナー参加レポート

岩手医科大学附属 PET・リニアック先端医療センター 女鹿 宣昭

2016 年 6 月 25 日に岩手県盛岡市において、第 43 回放射線治療セミナーが開催されました。地方開催ということで、実機によるセミナーは難しいということで、座学のためのセミナーではありましたが、このようなセミナーが地方で開催されることに、非常に感謝しています。

今回のセミナーですが、かなり幅の広い内容となっていました。午前中は、SBRT や IGRT, IMRT (VMAT) といった高精度放射線治療について、午後は、重粒子線治療、BNCT, MR-Linac といった放射線治療装置についての講習内容となっていました。

高精度放射線治療については、施設基準や QC/QA に関すること、あるいは、臨床における使用方法とその注意点など、基礎的な内容となっており、高精度放射線治療の経験の少ない施設や、これから始めようと考えている施設の方にとっては、非常に分かりやすい内容でした。

重粒子線治療、BNCT, MR-Linac については、それぞれの装置の特徴について、時には X 線と比較しながらの講習内容となっており、このような装置に携わったことのない方々にとっても、理解しやすい内容でした。

近年、放射線治療分野の発展が著しく、それに伴い、自分自身の知識や技術の向上が必要不可欠だと感じている私自身にとって、今回のセミナーで学んだことを活かせるように、日々精進していきたいと思います。

また、今回のセミナーに携わった講師の方をはじめ、スタッフの方々に改めて感謝いたします。



—地域・職域研究会紹介—

山形放射線治療研究会の紹介

山形県立中央病院 高橋 哲也

山形治療研究会は、平成 14 年に開催された「放射線治療を語る会」をきっかけとして、平成 15 年の「第 1 回山形放射線治療研究会」から現在まで 24 回開催しています。

山形県内ではその当時、放射線治療医や放射線技師が、診断と兼務でローテーション配置を行っている施設が多く、わからないことがあるとほかの施設に聞きながら解決するしかありませんでした。そこで、山形県内の放射線治療施設の担当者が呼びかけあって情報交換会を開いたのが、「放射線治療を語る会」でした。

本研究会は年 2 回の開催を基本とし、各施設の持ち回りで開催する座学と施設見学を中心とした会と都道府県がん診療連携拠点病院の研修事業との共催で行っている講師を招いての実技形式の会です。また、治療技術の向上はもちろん情報交換も大切にしており、不定期ではありますが、講師の方と温泉につかりながら宿泊込みでの 2 日間の研究会を企画したりしています。

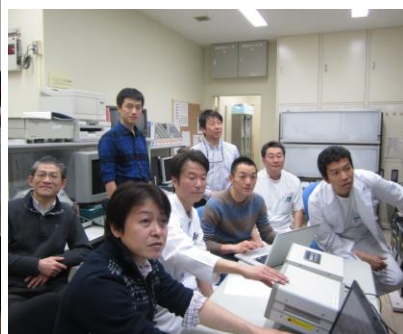
平成 16 年～17 年にかけては、研究会で線量測定チームを作り、山形県内の各治療施設の出力測定を行い、その結果を研究会で報告しディスカッションしたこともありました。平成 23 年には山形県の医療情報研究会と合同開催を行い、放射線治療分野における情報連携について学びました。近年は、QA/QC をメインにした実習を行っており、3D 水ファント



設立当時の研究会(平成 16 年)

ムによる測定のポイントや各施設から線量計を持ち寄ってのフィールド線量計の相互校正やイメージガイドシステム、二次元検出器の精度管理などを実施してきました。

今後は、県内施設との連携を図りながら、治療技術の向上に向けた研究会を開催できればと考えておりますので、これからもよろしくお願いいたします。



相互校正実習 第20回(平成26年)



講義と実習 第24回(平成28年)

世界の論文シリーズ

Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy

フラットニングフィルタフリー（FFF）光子ビームの品質保証におけるパラメータの定義

A. Fogliata R. Garcia T. Knöös G. Nicolini, A. Clivio E. Vanetti
C. Khamphan
L. Cozzi

Medical Physics. 2012;39(10):6455-6464

I. はじめに

光子線を供給する従来の医療用直線加速器は、広範囲に均一な線量分布を供給するためにフラットニングフィルタ（FF）を装備している。この発想は単純な照射方法、例えば対向2門照射や4門ボックス照射を用いる従来の照射方法においては重要であった。新しい技術の進歩は新しいモダリティ、例えばガントリ固定の強度変調放射線治療（IMRT）、あるいは回転型 IMRT（VMAT）、ヘリカル IMRT（トモセラピー）を導き出した。これらの新しいモダリティは、平坦な均一ビームを生成することを必要としない。最近、非平坦化ビームの特性に関する解析や臨床使用の可能性に着眼点をおいた多くの研究が報告されてきた。フラットニングフィルタフリー（FFF）ビームは非平坦で前方にピークを有するビーム形状を示し、また商用の医療用直線加速器（以下、リニアック）のオプションとして利用可能である。

標準的な FF ビームと非平坦な FFF ビーム間の物理的な相違や線量計測上の相違が、改良されたリニアック、あるいは臨床に利用可能な商用機のリニアックに対して、実際の線量計測とモンテカルロシミュレーションの両方またはどちらか一方により、多くの研究グループによって解析されてきた。主な重要である話題は Georg らの論文（放射線治療分科会誌 Vol. 28 No. 1 P47~P58 参照）に要約されている。その論文では主に、一般的なビーム特性やエネルギースペクトル、線質、深部線量、後方散乱、混入電子、照射野外線量、中性子の生成、遮へいに関する要件が述べられている。

AAPM TG142 に示されている標準化され確立されたビームパラメータ、例えば平坦度や対称性、半影などが平坦な光子ビームの品質保証に今日用いられている。しかしながら、これらのパラメータは新たな FFF ビームにおいて直接利用することはできない。それゆえに、FFF ビームにおいて FF ビームとは異なる新たな手法なしに、FF ビームと FFF ビームの両方に利用可能な新たなパラメータを見いだす必要がある。そして、今まで標準的な FF ビームについて得てきた経験を失わないことが必要であり、これは最も重要なことである。

不均一なビームや高い線量率によって要求される明確な推奨を規定するために、現在の品質保証手順あるいはパラメータの定義に関する修正を要求することができる、すべての物理的な側面や線量計測上の側面に関する質問書が、現在臨床において利用可能な FFF リニアックの最初のユーザ（すなわち Varian 社 TrueBeam ユーザら）の幾人かに共同で割り振られた。彼らの回答は新たな品質保証のパラメータの定義のいくつかを特定するのに役に立った。

本研究の目的は、標準的な C アームに基づいた医療用リニアック（トモセラピーやサイバーナイフは本研究には含まれない）による FFF ビームに関して、品質保証に関する線量計測上の論点において、現行の数量やパラメータに対して実行できる定義や修正を提案することである。FF ビームと FFF ビーム（たとえ、すでに公表され既知のビームだとしても）に関する線量計測の標準的な設定の始動は、FF ビームから FFF ビームまでの品質管理における測定基準の転換を認めた。それらの中のいくつかは、両方のビームに適用可能であった。一方、その他は新たな測定基準において統一された設定を規定するための新たな方法を必要とした。

許容値に関する議論は、本研究の範囲を超えている。そして、近々予定の研究において個々のビーム特性の変化に対する各々のパラメータが、詳細な評価によって解析されるであろう。

II. FFF ビームの品質保証

従来の医療用リニアックで生成される FFF ビームは、円錐状のフラットニングフィルタを取り外して薄いフォイルで置き換えた。このフォイルは以下の 2 つの理由から導入された。(a) 安全面において、ターゲットが壊れても患者に到達する電子線を止めることができる。(b) 電子線を生成することで電離箱（モニタチェンバ）中で十分な信号を作ることができる。さらに、わずかではあるがフォイルがない場合と比較して、アイソセンタに到達するプライマリコリメータからの混入電子を減少させる。FFF ビームの照射野は FF ビームと比較して、極端に異なる線量プロファイルを示す。中心軸にピークを有するプロファイルは、中くらいの照射野から大きい照射野サイズの FFF ビームにおいて典型的である。FF ビームパラメータを定義するために広く用いられている概念は、FFF ビームに対する解釈に適応させるために修正する必要がある。一方で、FFF ビームと FF ビームの両方に適応される主な概念は維持されるであろう。

品質保証に関する FFF ビームと FF ビーム間の相違は、主に線量計測に関連しており、リ

ニアックの機械的な特性には関連していない。そして、標準的な品質保証の手順はそのままである。非線量計測的なチェックにおける統合された品質保証のための改善は必要としない。

この研究におけるデータは、各々6MVと10MVの標準的なFFビームと新たなFFFビームを有する臨床機として発売されたVarian社TrueBeamからである。この機器のタイプにおいて、フラットニングフィルタはFFFモードのとき約1mm厚の銅ホイルに置き換えられる（現在のTrueBeamは真鍮0.8mm）。このフォイルはすべてのエネルギーにおいて同じであり、公称最大線量率は6MVFFFと10MVFFFにおいて各々1400MU/min、2400MU/min（FFビームは600MU/min）である。それゆえに、FFFビームにおけるパルスあたりの線量は、エネルギーに依存するが、標準的なFFビームよりも最大で5倍近く高い(6MVFF;0.03, 10MVFFF;0.13)。

ここに示された概念は、調査対象のユーザからの質問書に対する回答書に記載された要求に従っている。要約すると、要求は線量プロファイルのパラメータの修正（平坦度、対称性、半影）に集中している。そして、それらはもはや新たなFFFビームに対して直接適用することができない。一方、エネルギースペクトルや線量率、線量校正に関連する質問書の回答は、我々が通常の定義を維持すべきであることを示唆した。

II. A. プロファイルの正規化

FFFビームが中心軸に対してより高い線量を供給する（フラットニングフィルタがないために線量が減少しない）という事実に基づいて、FFFビームとFFビームはプロファイルの線量下降部（照射野端）に対して互いに再正規化すべきである。

再正規化は以下の2つの方法に従うことができる。変曲点または再正規化値。2つの方法は対称ビームのみに適用できる。同様に後述するすべての定義は対称ビームの品質保証の場合のみ適用されるであろう。これはFFFビームにおいて解決が難しいことである。jawで設定された非対称照射野の線量プロファイルは、中心軸に対して相対的に非対称に置かれた2つの照射野端に向かって非常に異なる線量レベルを示す。

II. A. 1 変曲点

Pönishらは、FFビームの同じ線量レベルに対してFFFビームを再正規化するために照射野端での変曲点の利用を提案した。この再正規化されたプロファイルから、半影（通常は20%と80%線量レベル間の距離）と照射野サイズ（変曲点、または一般的な線量計測上の照射野サイズの定義を維持すると50%線量レベル）を評価することが可能になる。

変曲点では、2次導関数（2階微分）はゼロになる（1次導関数（1階微分）は最小または最大を示す）。最も簡単な方法は、プロファイルの数式を理解しないで、隣接した2つの計測点の線量相違 ΔD をプロットして、変曲点の位置を決定することである。照射野端での最小または最大の軸外位置は変曲点を表す。この点の位置は中心軸で正規化されたFFビームにおける50%線量の近位にあり、最も大きい勾配であり、ほぼ10%/mm程度である。このことは、変曲点の位置は非常に細かい計測間隔においてのみ正確に決定されることを意味している。半影領域の計測に用いられる一般的な測定間隔の長さは1mmである。高勾配領域に

においては検出器のサイズやタイプによってプロファイルの正規化に用いられる線量レベルは、容易に 10%の誤差を与えてしまう (Pönish らによる) . この不確かさは中心軸線量で強調される. そして、同様の FF ビームに対して約 200%の中心軸での線量レベルを有する FFF ビームにおいて、中心軸線量レベルは変曲点で正規化すると 40%まで変化する. 正確さに起因して予測される不確かさを減少させるためには計測間隔を 1mm よりも細かくすれば可能であるが、一般的には通常の定期的な品質保証やコミッショニングのどちらに対しても行っていない.

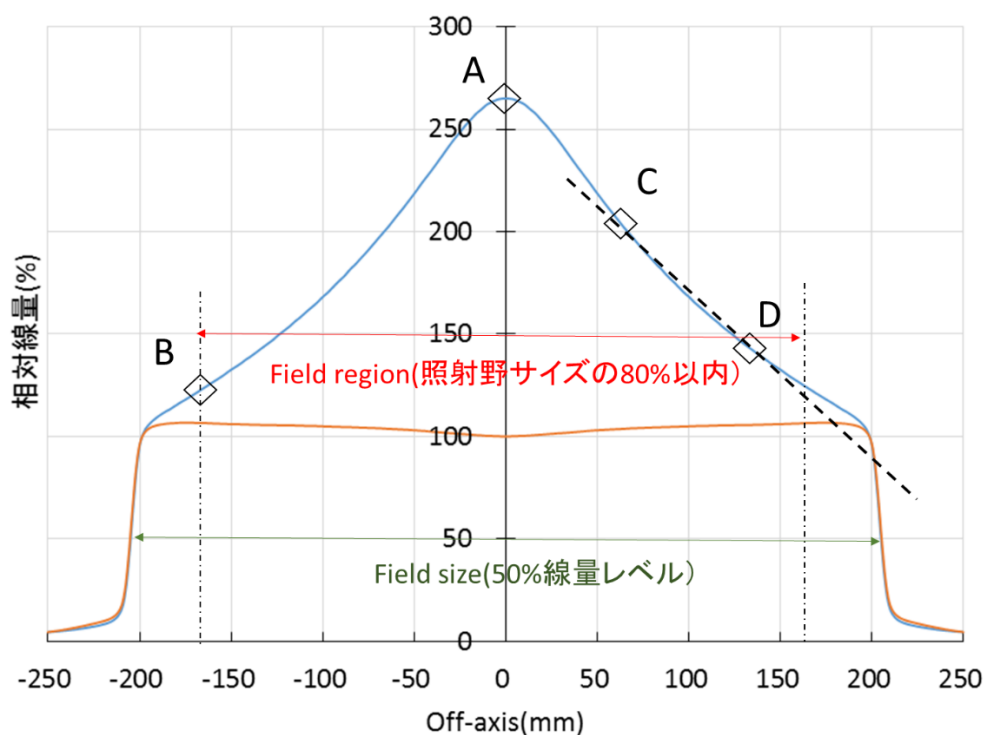


Fig.1 10MV FFF ビームおよび FF ビームのプロファイル曲線, 最大線量深 SSD=100cm 40cm×40cm, 非平坦度=A 点線量/B 点線量, C 点と D 点は照射野サイズによって定義された照射野片側の中心軸から各々 1/3 および 2/3 に位置する点 (傾き (勾配) を求めるのに用いられる) , 破線は C 点と D 点間の傾き (勾配) . (がん研究会有明病院のデータを使用)

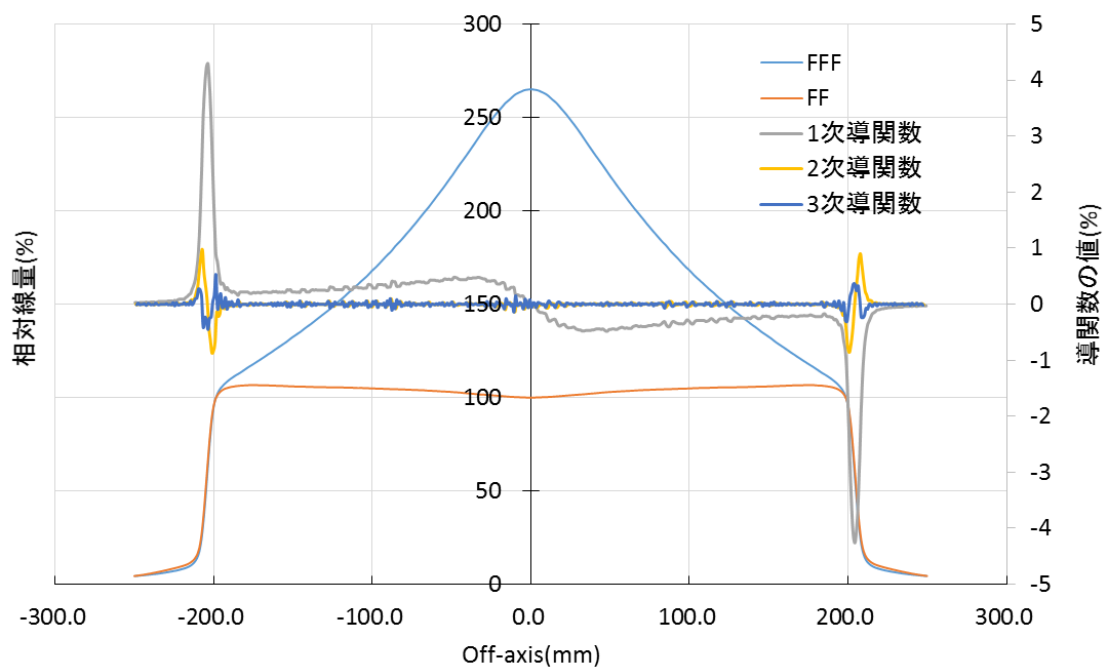


Fig. 2 10MV FFF ビームおよびFF ビームのプロファイル曲線と各々導関数の変化率，最大線深 SSD=100cm 40cm×40cm. (がん研究会有明病院のデータを使用)

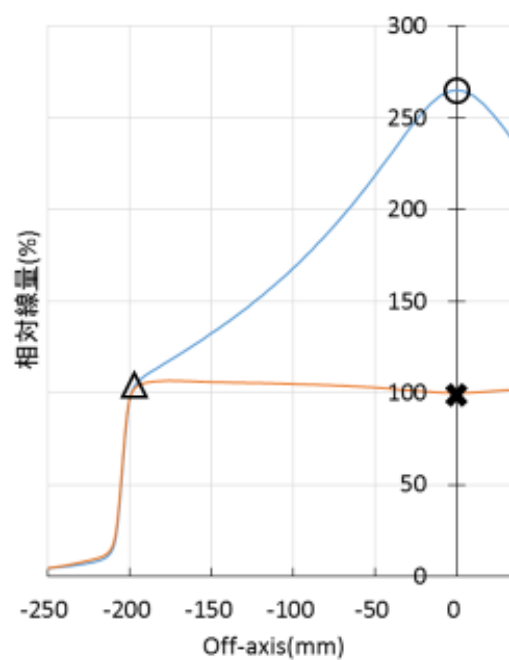


Fig. 3 3 次導関数によって得られた再正規化ポイント. ○ ; FFF 再正規化により 265%, △ ; 再正規化点, × ; FF 中心軸にて 100%.

II. A. 2 再正規化値

変曲点法を用いて不確かさを克服するためには、もう 1 つ他の点を決定すべきである。再正規化法は変曲点法と概念的に似ている。そして、プロファイル肩部の点で FF ビームと同じ線量レベルに対して FFF ビームを再正規化するために、FF ビームプロファイルの肩部の点を決定することが行われる。 肩部の点は、浅い線量勾配領域で、そして FFF ビームがビーム中心軸方向に向かって増加し始める前に、FFF ビームと FF ビームが似たような形状を示す領域に位置する。この点はプロファイルの 3 次導関数 (3 階微分) における極大値として見いだすことができる。

肩部の点を決定するための手順をここに示す。

- FFF ビームと FF ビームは軸外方向に対して互いに一直線でなければならない (中心軸に対して対称)。
- FF ビームを従来どおりビーム中心軸で正規化しなさい (中心軸で 100%)。
- 半影領域において 3 次導関数 (3 階微分) (計測値から ΔD として) をコンピュータで計算しなさい。このことは上昇プロファイル (または下降プロファイル) エッジの 2 つの極大値 (極小値) を示す。3 次導関数 (3 階微分) は FFF ビームと FF ビームの両方から得られるが、一貫して FF ビームを用いるべきである。
- プロファイル端の 第 2 極大値の軸外位置 に相当する FF プロファイルの相対線量は、同じ軸外位置で FFF ビームを正規化するために用いられる。
- FFF ビームにおける中心軸での相対線量が再正規化値である。

再正規化値は照射野サイズや深さと同様に線質に依存する。リニアックの構造もこのことに影響を与えているが、前述したようにこの論文は臨床的に適用可能なリニアックのみを取り扱う。

同じ構造のリニアックから生じるビームは、FFF ビームと FF ビームの両方について似たようなプロファイル形状を与えると仮定した。そして、3 台の装置がチェックされ、データはそれらの異なる装置間で一致した。この仮定により、FF ビームから FFF ビームまでの中心軸における再正規化値は照射野サイズと計測深の関数として既定された。これらの値は表にするか、または既定のフィッティングパラメータを用いた解析式によって計算された。個々のリニアック構造における表示値は予測される不確かさを導き出すいくつかの許容差を有する。再正規化値の決定は、この研究において 6MVFFF ビームと 10MVFFF ビームについて行われた。データは SSD=90cm で収集した。Fig. 3 に 6MVFFF ビームと 10MVFFF ビームの再正規化値を示した。データは (1) 式により適合させた。

$$\text{Renormarization} = \frac{a+b \cdot \text{FS}+c \cdot \text{depth}}{1+d \cdot \text{FS}+e \cdot \text{depth}} \quad (1)$$

ここで、FS は cm 単位の照射野サイズ、depth は cm 単位での計測深、a, b, c, d, e はフィッティングパラメータである。Table1 に、この研究で用いたリニアックの 6MVFFF ビームと 10MVFFF ビームにおけるこれらのパラメータを示した。すべての一致性が二乗平均平方根

(RMS) で示された ; $r^2 > 0.999$.

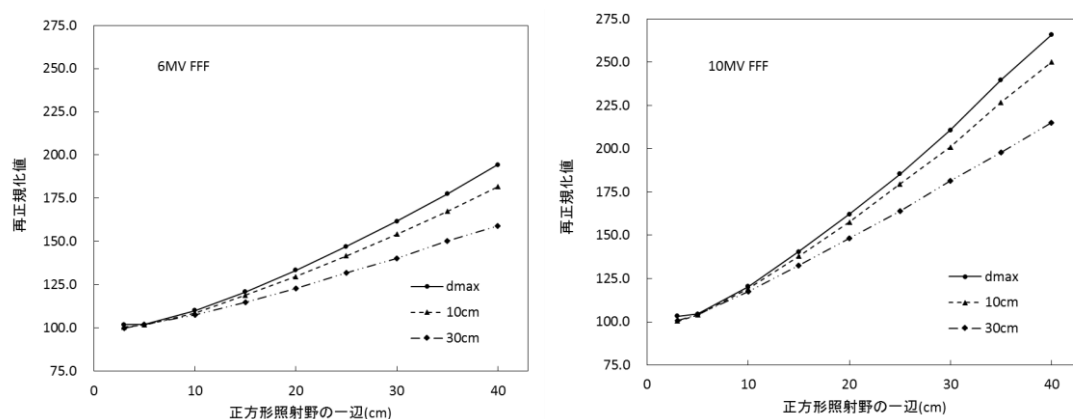


Fig. 3 6MV FFF ビームと 10MV FFF ビームにおける再正規化値 (A. Fogliata らの論文の表をグラフに示した)

	6MV FFF	10MV FFF
a	95.60	89.08
b	0.65950	2.48260
c	0.12550	0.11520
d	-0.00990	-0.00780
e	0.00130	0.00110

Table.1 A. Fogliata らによる正規化係数の計算に用いるフィッティングパラメータ.
SSD=90cm.

II. B. 線量計測の照射野サイズ

FFF ビームは前述のように再正規化されると、50%線量レベル間の距離としての線量計測上の照射野サイズ概念が FF ビームと同様に FFF ビームにおいても用いることができる (一般的に半値幅が中心軸で 100%に正規化された FF ビームにおいて用いられる)。

別法として Pönish らによって提案された、左右の変曲点間の距離を用いることができる。しかし、この定義は前述したように不確かさが大きいという弱点がある。

II. C. 半影

半影は、前述の提案に従いプロファイルが互いに再正規化されていれば、既存の手順 (例えば 20%と 80%線量レベル間の距離) によって定義することができる。

II. D. 非平坦度, 傾斜, ピーク位置, 対称性

平坦度のパラメータは、平坦化領域内の線量変化 (標準的な FF ビームにおいて最小限になるよう維持すべき) を評価するために標準的な FF ビームにおいて用いられている。この方法は FFF ビームには適用できず、それ故にプロファイルの形状は他のパラメータで特性を示さなければならない。以下のように定義した非平坦度, 傾斜, ピーク位置を用いることをここで提案する。ビームパラメータのいくつかを Fig. 1 にその概要を示した。

II.D.1 平坦化領域と照射野領域

FF ビームで用いられている平坦度の概念は、FFF ビームにおいては修正されなければならない。平坦度は平坦化領域の定義に基づいている。そして、FFF ビームと FF ビームの両方に用いることができる方法で照射野領域に適用されるべきである。

前述の手法で再正規化すると、照射野領域は照射野（照射野サイズによって定義されている）が明白に定義された百分率の範囲内の領域（例えば 80%）として定義することができる。この百分率はすべての照射野サイズで同じか、変えることができる。例えば 10cm 未満の照射野サイズでは照射野の 60%の範囲内を照射野領域に、また 10cm 以上の照射野サイズでは照射野の 80%の範囲内を照射野領域にする。異なるプロトコル（AAPM TG45, IEC 規格）によると、原則として平坦化領域の定義が結果として照射野領域になる。後述するすべてのパラメータは照射野領域内で評価されるべきである。

II.D.2 平坦度と非平坦度

非平坦度は FF ビームにおける平坦度に相当する FFF ビームに対するパラメータである。平坦度はビーム中心軸での線量レベルと中心軸から所定の距離、または照射野領域の端の位置における線量レベル間の比で定義することができる（(2)式）。前者の方法は Georg らによっても提唱され、照射野サイズの 80%が提案された。すべての場合において、少なくとも照射野サイズの安定した定義がその前に設定されなければならない。

$$\text{Unflatness} = \frac{\text{Dose}_{\text{central axis}}}{\text{Dose}_{\text{off-axis}}} \quad (2)$$

ここで分子は中心軸での線量レベル、分母は明白な軸外位置（例えば照射野サイズの 80%）における線量レベルである。その値は FFF ビームの非平坦度において標準的な行と列の分類分けをするために、照射野サイズと深さ、エネルギーの異なる状態において表にすることができる。

Fig. 4 に、6MVFFF ビームと 10MVFFF ビームにおいて、深さ 10cm の照射野サイズ 10cm 以上については軸外 80%線量レベル、10cm 未満については 60%線量レベルを考慮した異なる照射野サイズと深さの非平坦度を示した。

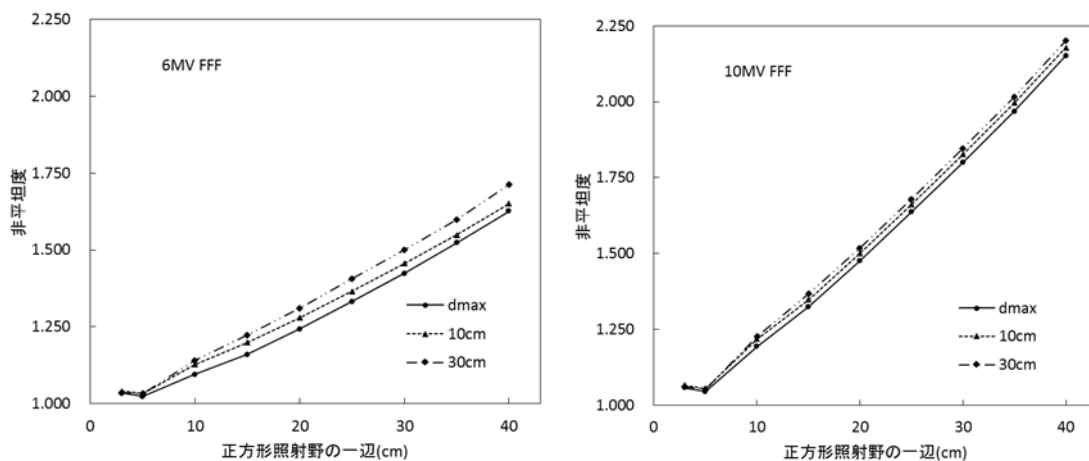


Fig. 4 6MV FFF ビームと 10MV FFF ビームにおける非平坦度. 照射野サイズ 10cm×10cm 以上は照射野サイズの 80%領域, 照射野サイズ 10cm×10cm 未満は照射野サイズの 60%領域, (A. Fogliata らの論文の表をグラフに示した)

II. D. 3 傾き (勾配)

FFF プロファイルのピーク形状は, プロファイルの左右の勾配で表される傾き (slope) によって定義することができる. FFF プロファイルはエネルギーに依存して勾配の凹面あるいは凸面について異なる形状を有するので, プロファイルの左右の側面の勾配におけるより一般的な定義が必要となる. このパラメータは, (照射野サイズによって定義された) ハーフビームの 1/3 と 2/3 に位置するプロファイル上の固定された 2 点の勾配である.

$$\text{Slope} = \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2} \quad (3)$$

ここで, x_1 , y_1 は最初の点 (右側ハーフプロファイルであれば+1/3 の点と左側ハーフプロファイルであれば-2/3 の点) 上の座標 (x の位置での y の線量値) である. そして, x_2 , y_2 は 2 番目の点 (右側ハーフプロファイルであれば+2/3 の点, 左側ハーフプロファイルであれば-1/3 の点) 上の座標である. Fig. 1 に, 10MVFFF の最も大きい照射野のプロファイルにおいて定義された勾配の線がわかりやすく示されている.

勾配パラメータは 2 つの目的を有する. 1 つは, 中心軸に沿って勾配値をチェックすることによって, ビームはコリメータ軸周辺で対称であることが保証される (対称パラメータと同様に). もう 1 つは, 勾配値がエネルギーの正確さを保証する (間接的な方法であったとしても線質パラメータ (TPR20, %dd(10)) と同様に). Fig. 5 に, 6MVFFF ビームと 10MVFFF ビーム, SSD=90cm の異なる照射野サイズと深さにおける勾配を示した. 小さい照射野はかなり均一な広いプロファイルを有するので, Fig. 5 に示すように 10cm よりも小さい照射野サイズの勾配値は一貫性がない. 特に 3cm×3cm の照射野において, 1 よりも大きく (10MVFFF はもっと大きい), そして計算に用いた勾配の 2 点目はプロファイルの肩上にあり無意味な値を導き出している. それ故に勾配パラメータは, 10cm 以上の照射野でのみ評価されるべきである.

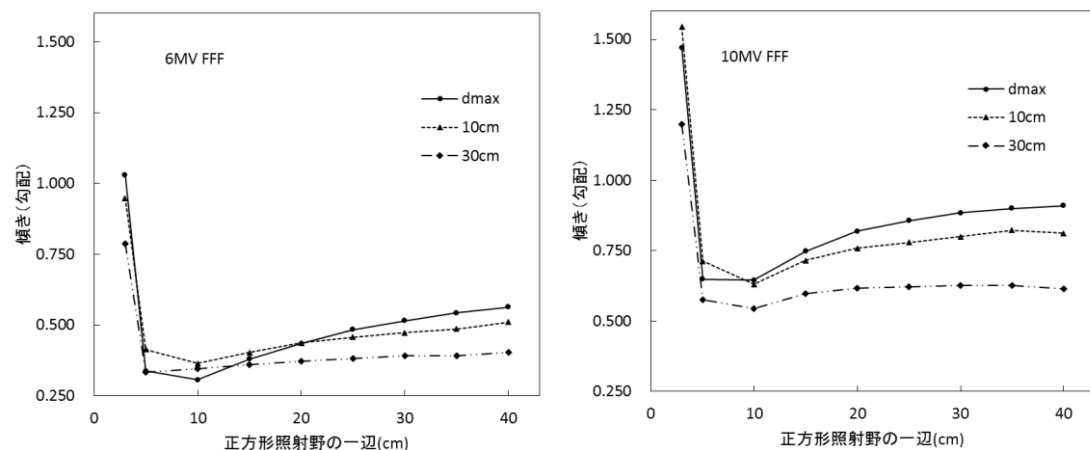


Fig. 5 6MV FFF ビームと 10MV FFF ビームにおける傾き（勾配）．（A. Fogliata らの論文の表をグラフに示した）

II. D. 4. ピークの位置

FFF プロファイルのピークは、ビームの前方方向を指している．直感的に、このピークはビーム中心軸に位置している．理想的な状態において、2つの勾配は絶対値と等しくなるべきであり、そしてそれらはビーム中心軸に対して交差すべきである．ピーク位置のパラメータは、左右の勾配の交点の軸外位置として定義される．

$$\text{Peak position} = \frac{(I_L - I_R)}{(S_R - S_L)} \quad (4)$$

ここで I_L と I_R は各々左右の切片、 S_L と S_R は各々左右の勾配である．なお切片は以下の式で計算する．

$$I = y_2 - x_2 \times \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2} \quad (5)$$

x_1 , y_1 と x_2 , y_2 は勾配パラメータの章で定義されている．

II. D. 5. 対称性

プロファイルの右側と左側間のレベルが等しいことをチェックするパラメータである対称性は、一般的に用いられる FF ビームの平坦化領域の代わりに FFF ビームの照射野領域の範囲内に評価領域があるべきであることのみ異なっていて、通常用いられている標準的な FF ビームの定義を用いることができる．対称性の一般的な計測例が (6a～6c) 式として与えられている．

$$\text{最大線量比} : \left(\frac{D_x}{D_{-x}} \right)_{\max} \quad (6a)$$

ここで D_x と D_{-x} は x と $-x$ の位置（中心軸に対して対称な）での線量である．

$$\text{面積比} : \frac{|Left \ Integral - Right \ Integral|}{|Left \ Integral + Right \ Integral|} \cdot 2 \quad (6b)$$

ここで Left Integral (Right Integral) はビーム中心軸上の左側 (右側) のプロファイルによって境界が示された面積である。

$$\text{最大変位} : (D_x - D_{-x})_{\max} \quad (6c)$$

ここで D_x と D_{-x} は x と $-x$ の位置 (中心軸に対して対称な) での線量である。

II. E. エネルギースペクトルと線質指標

FFF ビームは、円錐状の形状をした減衰器 (フラットニングフィルタ) を取り外しているため、FF ビームと著しく異なるエネルギースペクトルを示す。このことは一般的に散乱された電子が少ないことにより軟質なビーム (特にリニアックの構造において) をもたらし、エネルギースペクトルも、中心軸から軸外方向へエネルギーが減少する平坦化ビームと比較して照射野の全域でほとんど不変である。

エネルギースペクトルは放射線治療において直接計測することはできない。そこで、深部線量曲線に基づいた線量計測上のパラメータを得るために、線質指標が一般的に用いられている。FFF ビームのスペクトルは FF ビームとの相違があるにもかかわらず、線質指標の定義を変えるだけの理由はない。

例えば、

- TPR 比 : $TPR_{10}^{20} = TPR(20\text{cm})/TPR(10\text{cm})$ 照射野サイズ $10\text{cm} \times 10\text{cm}$
このパラメータは線質指標として容易に計測でき、あるいは深部線量曲線から得ることができる。
- 最大線量深 (d_{\max}) と 10cm 深での PDD : ($\%dd(10)$) , 照射野サイズ $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, SSD= 100cm
- 20cm 深と 10cm 深間の線量比, しばしば電離量比とも呼ばれている : $J = D_{20\text{cm}}/D_{10\text{cm}}$
照射野サイズ $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, SSD= 100cm

Table. 2 に 6MVFFF ビームと 10MVFFF ビームにおける線質指標の例を示した。

Energy(MV)	TPR _{20,10}	%dd(10cm)	J=D ₂₀ /D ₁₀
6FFF	0.632	63.04	0.546
6FF	0.667	66.21	0.574
10FFF	0.706	70.77	0.604
10FF	0.738	73.28	0.631

Table. 2 TrueBeam からの 6 MV と 110MV の線質指標。 (がん研究会有明病院のデータを使用)

II. F. 表面線量

異なる混入電子とより低い光子エネルギースペクトルが原因で、FFF ビームの表面線量は FF ビームと異なる事が予想される。表面線量パラメータ D_s はここでは d_{\max} での線量に対する $d=0.5\text{mm}$ での相対線量として定義する。結果は、6MVFFF ビームと 6MVFF ビームにおいて各々約 63%と約 53%, 10MVFFF ビームと 10MVFF ビームにおいて各々約 44%と約 33%となった。

II. G. 出力係数

FF ビームに対する FFF ビームのヘッド散乱成分は、著しく異なっている。これはヘッド散乱に優勢なフラットニングフィルタがないためである。出力係数の変化（固定された標準状態における基準照射野の線量と他の照射野間の線量との比で定義されている）は、ヘッド散乱成分のために FFF ビームにおいて小さくなる。

出力係数の定義は FFF ビームと FF ビームで同じである。小さい照射野においてはヘッド散乱成分の変化が増加して線源閉塞効果が現れるので、小さい照射野を計測し評価するときは特別な注意が必要である。小さい照射野の線量計測において、広く推奨されているように、FFF ビームと FF ビームの両方において適切な検出器やすべての事前注意が検討されなければならない。FFF ビームは高い線量率と前方に突き出たピークを有するプロファイル特性のため、小さい病変を治療する定位照射的な使用が一般的であるので、前述のことについては FFF ビームにおいて特に関心がある。Fig. 6 は $d=10\text{cm}$ 、照射野サイズ 2cm から 40cm までの FFF ビームと FF ビームにおける出力係数の例である。ここでコリメータ反転効果も示されていて、アイソセントリックな状態での計測において、FFF ビームにおいてコリメータ反転効果は小さくなっている。A. Fogliata らの論文では、ヘッド散乱成分をより正しく評価するために電離箱に水等価厚 2cm のビルドアップキャップを装着して空中で計測したグラフを示している。そして、特に空中の評価において、FFF ビームは照射野サイズによるヘッド散乱成分がより少ないことを確認した。

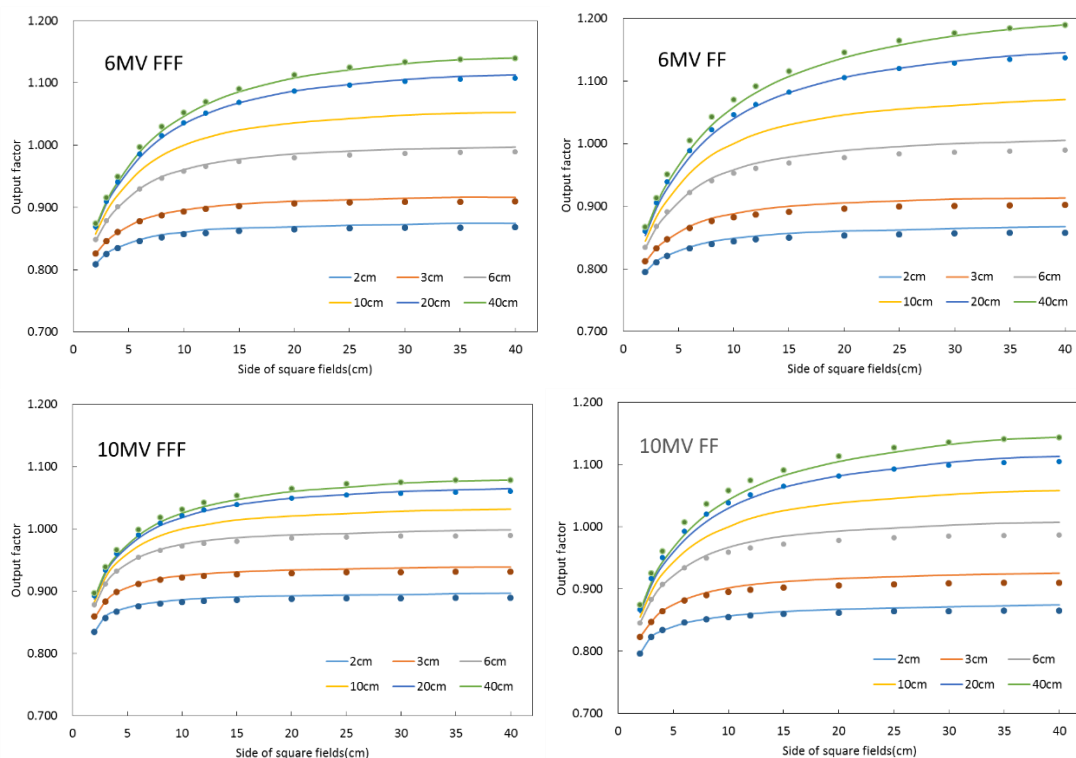


Fig. 6 6MV と 10MV における FFF ビームと FF ビームの出力係数. 線 (line) は Xjaw 固定で Yjaw を変化させた. ● (symbol) は Yjaw 固定で Xjaw を変化させた. (がん研究会有

明病院のデータを使用)

II. H. 線量率

FFF ビームの特徴は線量率 (TrueBeam においてパルスあたりの線量) の増加である。これは標準のビームよりも 2~4 倍高い。線量率依存に関する一般的なチェックは、FF ビーム使用時に確立された方法を維持しながら、全部の線量率のレンジについて行わなければならない。FFF ビームにおいて、特別な注意が線量計測システムの選択に払わなければならない。電離箱の収集効率、飽和効果の可能性は正確な計測においてまさしく考慮しなければならない例である。

II. I. 絶対線量校正

ビーム出力の絶対線量校正は IAEA TRS398 や AAPM TG51 のような専用のプロトコルに従うべきである。FFF ビームの k_Q は臨床使用のビームとしてリストに載っていないので、FFF ビームにおける線質変換係数 k_Q の前評価を行う必要はあるが、校正において基準条件を変更する理由はない。いくつかの研究は、線質指標の従来の方法が阻止能比に関するわずかな誤差があることを示した。しかしながら、実務指針 (IAEA TRS398, AAPM TG51) は、新しい勧告が適用可能になるまで、これらの指標に従うことによってトレーサビリティを維持するために重要である。

III. 結論

我々は、臨床現場に FFF ビームを導入するとき品質保証 (QA) プログラムの体系を検討しなければならない品質管理に関する考えを示した。これらの考えは議論され、我々は標準的な FF ビームの QA 手法にできるだけ従い維持するよう試みてきた。この論文において、我々もまた提案したパラメータのいくつかにおいて予測値 (期待値) を設定した。この報告の推奨に従うことによって、我々は臨床の場への FFF ビームの導入が、今日の放射線治療分野における他の放射線治療の手順と同じく、患者に対して安全であることを予見する。

コメント

本論文は、商用機の FFF リニアックのユーザに対する質問書の回答をもとに、FFF ビームの QA におけるパラメータの定義について検討した。エネルギーや線量率、出力係数、線質変換係数については FF ビームの定義を維持すべきである。一方で、線量プロファイルのパラメータについては大幅に修正する必要がある。そのためには再正規化が必要であり、Pönish らの方法 (1 次導関数により求めた半影領域における変曲点で再正規化する) と著者 Fogliata の方法 (線量プロファイルの肩部付近において 3 次導関数により決定される肩部の点で再正規化する) を紹介し、Pönish らの方法は不確かさが大きいと述べている。そして、再正規化した線量プロファイルに対して半影や非平坦度、勾配、ピーク位置、対称性などのパラメータを定義している。本論文は、FFF ビームにおける線量プロフ

ファイルの QA に必要な再正規化の手順とパラメータの定義が網羅されており，日常の QA において非常に参考になる内容である．

謝辞

TrueBeam の計測データを提供していただいた，がん研究会有明病院の松林史泰氏，小泉優貴氏，中島大氏に深謝いたします．

(がん研究会有明病院 佐藤智春)

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

放射線治療では、われわれが患者さんに“説明する”という機会は非常に多いと思います。治療スケジュール、固定具作成やマーキングのはなしなど多岐にわたります。患者さんによっては、治療期間中、同じ説明を何度も繰り返さなければならないこともあります。

以前、親類がガンに罹患した際に、医師のムンテラに私が立ち会ったことがあります。医師は、丁寧に病気や有害事象を説明し、患者さんも納得していました。しかし、後日、医師の説明にあった軽い有害事象が起こった時には、親類の患者さんはひどく動揺していました。聞くと、その症状について医師から説明があったことはまったく覚えていませんでした。ガンと宣告されて動揺している患者さんです。そのような状況ですべてを正確に記憶できるはずはありません。むしろ、それが普通なんだという事をその時学びました。ガン患者さんには、忘れるたびに何度でも繰り返し説明する、それもケアの一つなのかもしれません。

部会誌へのご意見は下記までお願いいたします。

〒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 28 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/>