

ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol. 33 No. 1 (通巻 56)



2019 年(平成 31 年) 4 月
公益社団法人日本放射線技術学会
放射線治療部会

目次 放射線治療部会誌 Vol. 33 No. 1 (通巻 56)

・ 巻頭言		
「崔杼弑其君」	小島 秀樹	4
・ 第 78 回放射線治療部会開催案内		6
・ 放射線治療関連プログラム (第 75 回日本放射線技術学会総合学術大会)		7
・ 教育講演〔放射線治療部会〕 予稿		
「体幹部定位照射の臨床」	木村 智樹	9
・ 第 78 回放射線治療部会 発表予稿		
「体幹部定位照射技術 ～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～」		
座長「高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射の概要」	有路 貴樹	
	中島 大	10
1. 小照射野, FFF ビームの測定	秋野 祐一	11
2. 体幹部定位における治療計画	奥 洋平	12
3. 山梨大学医学部附属病院における SBRT の現状	鈴木 秀和	13
4. 高精度リニアック体幹部定位の実際 VARIAN 装置	河原 大輔	14
5. マーカを利用した汎用高精度リニアック体幹部定位	大吉 一	15
・ 専門部会講座入門編 「小線源治療の吸収線量計測法」	山田 崇裕	16
・ 専門部会講座専門編 「光学式 3 次元体表面位置照合システムによる IGRT の臨床経験」	横浜 亘	17
・ 第 77 回放射線治療部会 発表後抄録		
教育講演 「医療用加速器のビームデータ取得と治療計画装置モデリング」	谷 謙甫	18
シンポジウム「医療用加速器の基準ビームデータと活用」		
座長集約	辰己 大作	
	林 直樹	24
1. 基準ビームデータに対する放射線治療かたろう会の取り組み		
－ 多施設解析からみえたこと －	田中 義浩	26
2. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (1)	三宅 悠太	32
3. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み (2)	辻井 克友	34
4. 基準ビームデータの活用を意識したデータ取得	恒田 雅人	39
・ 専門部会講座入門編 「粒子線治療装置の構造とビーム形成方法」	下小牧 遼太	43

・ 専門部会講座専門編 「線量検証法 線量勾配を考慮した 新しい線量分布検証アルゴリズム開発への挑戦」	石川 正純.....	50
・ 寄稿 _治療技術事始め 第三回 原体照射から打ち抜き原体照射, 二軸原体への発展	内山 幸男.....	58
・ Multi-scale technology 3rd. 株式会社浜野エンジニアリング	浜野 雄基.....	73
・ 第46回秋季学術大会(仙台市) 座長集約.....		80
・ 第51回放射線治療セミナー 報告 参加レポート	羽生 裕二..... 上田 幸治.....	97 98
・ 地域・職域研究会紹介 語り継がれる照射技術と地域文化 東海地域の研究会等の紹介	林 直樹.....	99
・ 世界の論文紹介 A comparison of out-of-field dose and its constituent components for intensity-modulated radiation therapy versus conformal radiation therapy : implications for carcinogenesis. Ruben JD et al. Int J Radiation Oncology Biol Phys. Vol 81(5):1458-64, 2011.	山本 侑司.....	106
Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. Nelms BE, Zhen H et al. Med Phys. 2011 Feb;38(2):1037-44.	樽谷 和雄.....	111
A simple technique to improve calculated skin dose accuracy in a commercial treatment planning system. Lilie Wang, Anthony J. Cmelak et al. J Appl Clin Med Phys. 2018;19(2):191-197.	田中 義浩.....	118
Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Practice Patterns and IGRT's Impact on Workflow and Treatment Planning: Results From a National Survey of American Society for Radiation Oncology Members. Nabavizadeh N, Elliott DA et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2016 Mar 15;94(4).	上田 悦弘.....	122
Dosimetric effects of intrafractional isocenter variation during deep inspiration breath-hold for breast cancer patients using surface-guided radiotherapy. Malin Kügele et al. J Appl Clin Med Phys. 2018 Jan;19(1):25-38.	家永 晃功.....	125

巻頭言

「崔杼弑其君」

札幌東徳洲会病院

小島 秀樹

ここ数年、工業メーカーや官公庁等による、様々なデータの改ざんや偽装が新聞やニュースで取り上げられている様に思います。会社名は差し控えますが、免震・制振オイルダンパーのデータ改ざん、その前は免震ゴムのデータ改ざん。鉄鋼メーカー数社の大規模な検査データ改ざん捏造。自動車「完成検査」を無資格者が実施し、有資格者が検査していたように書類偽装、等、枚挙にいとまがありません。また官公庁では、厚生労働省による統計データ不正、少し前では財務省による決裁文書の改ざん問題が「忖度」なる言葉とともに取り上げられたことは、まだ記憶に新しいと思います。

データや結果を、「正確に記録する」ことはとても重要なことだと思います。我々の仕事の中で考えてみると、例えば IMRT や VMAT の Patient specific QA、日々の品質管理や MU 校正など、測定値や結果を記録し保存することを行っています。では、「正確に記録する」ことは、昔から難しいことだったのでしょうか。

春秋時代の中国 (漫画「キングダム」でお馴染みの始皇帝時代から 250 年ぐらい前) は、晋、齊、秦、楚、宋などいくつかの国が、覇を競っていました。東の大国、齊の崔杼(さいちよ)は、莊公や景公など幾代の王に仕え、永く宰相(国の No.2)に君臨していました。ところが君主の莊公は、あろうことか自分を擁立してくれた崔杼の妻君と姦通してしまいます。怒った崔杼は、配下に命じ、王である莊公を捕らえ、殺害します。

太史とは、国の歴史を記録することを担当する士官です。崔杼は役所へ行き、今回の事件について、史書を改ざんするよう、太史へ命令しました。ところが、太史は「崔杼はその主君・光(莊公)を弑した」と記述します。怒った崔杼は太史を殺害します。そして、その弟を太史に継がせ、史書の改ざんを命じますが、弟も兄と同様に記述し、殺されてしまいます。そしてその下の弟を太史に命じられたところ、この末弟も「崔杼弑其君」と記しました^{注1}。崔杼は末弟を恫喝します。「お前の兄はふたりとも死んだのだぞ、死ぬのは怖くないのか？」弟太史は答えます。「あったことはあったと書く、それが史書です。あなた様は、妻と主君に姦通され怒りのあまり主君を弑してしまったのです。偽りの歴史は大臣にとって世の嘲笑を受けることになりましょう。」怒りに震える崔杼でしたが、この弟は殺さずに立ち去りました。

あまりの非道な仕打ちに弟太史は悲しみ、つぶやきます。「兄上達、これでよかったのでしょうか,,,,」すると、先輩士官が「そなたの兄たちはたとえ殺されたとしても 歴史の中に生きているではないか」^{注2}と諭します。

今日の中国は、世界で最も豊富かつ詳細な歴史を擁しています。その中でも、「崔杼弑其君」は高校の漢文授業にも出てくる有名な故事のようです。今日に伝わる膨大な史書は、数千年の無名の太史・史官たちが生命をかけて「正確に記録する」作業をしてきたおかげだと考えます。何よりも、この出来事を記録に残し後世へ伝えたことこそ、私は中華の歴史に対する姿勢を端的に表している、と思います。

太史兄弟は権力に忤度せず、史書を改ざんしなかった。私はニュース報道を見るにつけ、歴史に学ぶことはあるのだな、と思います。

注1 小倉 芳彦（1989）『春秋左氏伝〈中〉』岩波文庫。

注2 鄭問（1994）『東周英雄伝 2』 講談社。

第78回放射線治療部会開催案内

教育講演〔放射線治療部会〕 4月14日(日) 8:40～9:40 (国立大ホール)

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

「体幹部定位照射の臨床」

広島大学病院 木村 智樹

第78回放射線治療部会 4月14日(日) 9:50～11:50 (国立大ホール)

「体幹部定位照射技術 ～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～」

司会 国立がんセンター東病院 有路 貴樹

がん研究会研有明病院 中島 大

1. 小照射野, FFFビームの測定

大阪大学医学部附属病院 秋野 祐一

2. 体幹部定位における治療計画

大船中央病院 奥 洋平

3. 山梨大学医学部附属病院におけるSBRTの現状

山梨大学医学部附属病院 鈴木 秀和

4. 高精度リニアック体幹部定位の実際VARIAN装置

広島大学病院 河原 大輔

4. マーカを利用した汎用高精度リニアック体幹部定位

国立がん研究センター東病院 大吉 一

専門部会講座(治療)入門編 4月13日(土) 12:00～12:45 (F201+202 室)

司会 山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「小線源治療の吸収線量計測法」

近畿大学原子力研究所 山田 崇裕

専門部会講座(治療)専門編 4月14日(日) 8:00～8:45 (国立大ホール)

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「光学式3次元体表面位置照合システムによるIGRTの臨床経験」

東京ベイ先端医療・幕張クリニック 横浜 亘

放射線治療関連のプログラム

第74回日本放射線技術学会総合学術大会(横浜市)

海外特別講演1 (治療部会) 4月12日(金) 15:00～16:00 (402室)

「The physics and clinical implementation of MR-LINAC」(同時通訳)

司会 近畿大学大学院 門前 一
Cross Cancer Institute. Gino Fallone

合同教育セッション 4月12日(金) 9:30～11:30 (国立大ホール)

Diagnostic and Therapeutic Indications of Brain Tumor

「脳腫瘍の診断から治療まで」

司会 大阪市立大学 三木 幸雄
近畿大学 高度先端総合医療センター 花岡 宏平

1. 脳腫瘍の病理

群馬大学 横尾 英明

2. 画像診断

宮崎大学 平井 俊範

3. 脳外科治療 ―手術並びに化学療法を中心に

熊本大学 武笠 晃丈

4. 放射線治療

新潟大学 青山 英史

4. 脳腫瘍のイメージング

京都大学医学部附属病院 梶迫 正明

6. 脳腫瘍治療における BNCT ～医学物理の立場から～

北海道大学 石川 正純

合同シンポジウム3 4月13日(土) 13:10～15:10 (メインホール)

Identity the tumor – approaching new era of biologically adaptive radiotherapy –

「腫瘍の「顔」をとらえる ―生物学的不均一性に応じた放射線治療の幕開け―」

司会 九州大学 篠藤 誠
量研機構 放医研 松藤 成弘

1. 機能と解剖を繋ぐ MRI ―放射線治療への新たな展開―

京都大学 飯間 麻美

2. PET 画像による腫瘍の機能評価とその空間分布に関連した講演(仮題)

放医研 高橋美和子

3. 腫瘍内低酸素ダイナミクス of 生物学的作用と ESR イメージングによる制御アプローチ

北海道大学 安井 博宣

4. Radiomics に関連した話題(仮題)

熊本大学 内山 良一

4. 重粒子線治療の LET 修飾、Adaptive radiotherapy(仮題)

放医研 稲庭 拓

予稿

「体幹部定位照射の臨床」

広島大学病院放射線治療科 木村 智樹

体幹部定位照射（以下、SBRT）が 2004 年に肺、肝腫瘍および脊髄動静脈奇形に対して保険収載されて 15 年経過し、その有用性も広く認知されるに至っている。本講演では各部位の SBRT の臨床的な現状について解説する。

1) 原発性肺癌

IA 期非小細胞肺癌に対する第 II 相試験である JCOG0403（48Gy/4 回、アイソセンタ処方）が行われ、標準手術可能 64 例および標準手術不能 100 例の 3 年生存割合はそれぞれ 76%、59.9%と、従来の報告（報告は c-Stage IB を含む I 期全体に限られる）の 3 年生存割合約 20-40%に比して明らかに高かった。この結果から、手術不能例では SBRT が標準治療となった。現在、IA 期非小細胞肺癌及び 3cm 以下の組織未確定の肺腫瘍に対して、より高線量の SBRT が生存割合を改善するかを検証する第 III 相試験（JCOG1408）が行われているが、線量処方に関しては、標的体積に対する十分な線量を確保する目的で、従来一般的であったアイソセンタ処方から PTV 辺縁に処方する D95%処方に変遷している。

2) 肝細胞癌

各種ガイドラインにおいて、SBRT は、切除やラジオ波焼却術が適応とならない場合の代替という位置づけである。局所制御割合は 90%以上という良好な成績が報告されており、局所治療の 1 つの選択肢として認知されつつある。しかし、他のモダリティと比較しても、エビデンスレベルは十分ではなく、この構築が急務である。

3) 肺・肝以外の腫瘍

従来の肺・肝以外の腫瘍として、2016 年には前立腺癌に対する SBRT が保険収載された。また、腎、副腎、椎体などにも適応拡大が進んでいる。本講演ではその現状について概説する。

4) 転移性腫瘍

オリゴメタステーシスに対する SBRT は従来より行われていたが、免疫チェックポイント阻害剤との併用によるアブスコパル効果が注目されている。本講演では SBRT と免疫チェックポイント阻害剤を併用した臨床試験を紹介し、その有用性を探る。

予稿 「体幹部定位照射技術」

高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射の概要

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

がん研究会有明病院 中島 大

ここ数年で flattening filter free (FFF) といわれる高線量率の装置が導入されている。この最大のメリットは大線量を短時間で照射することが可能で、定位照射においては特に呼吸同期等の体幹部照射に有用である。画像誘導放射線治療 IGRT においても解析ソフト等の機能が向上した事で体幹部定位照射がより効率的にまた安全に照射が出来る様になった。

治療計画装置においても 4 次元計画が可能となり、変形レジストレーション (DIR) の機能を利用した 4 次元輪郭描画が可能となり、より身近な照射環境となっている。治療計画自体も MLC マージンの考えかたや Iso-dose Line を用いた処方線量の考えかたなど、ひと昔前の治療計画とは異なる部分が多くなった。

体幹部定位照射をテーマとしたシンポジウムは 2007 年の第 54 回放射線治療分科会で『体幹部定位放射線治療を成功に導く技術』として過去にとりあげられている。当時と比較してより多くの施設に高精度放射線治療装置が普及している現状を踏まえ、今回一般的なりニアック装置でどのような照射が実際に行われているのかをテーマとした。

本シンポジウムでは経験豊富な 5 名の先生にご講演いただく。

はじめに秋野先生からは体幹部定位照射に必要な FFF ビームや小照射野に関する測定を TRS-483 も含めて紹介していただく。次に奥先生からは定位照射における治療計画の要点を解説していただく。また汎用リニアックを用いた体幹部定位照射の運用における注意点やポイントを鈴木先生、河原先生から紹介していただく。さらに大吉先生からは汎用リニアックを用いたマーカ―待伏せ照射のご経験を紹介していただく。

このシンポジウムにおける情報提供をとおして体幹部定位が普及し、より高精度により安全に照射が出来ることを願望する。

予稿

体幹部定位照射技術
～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～

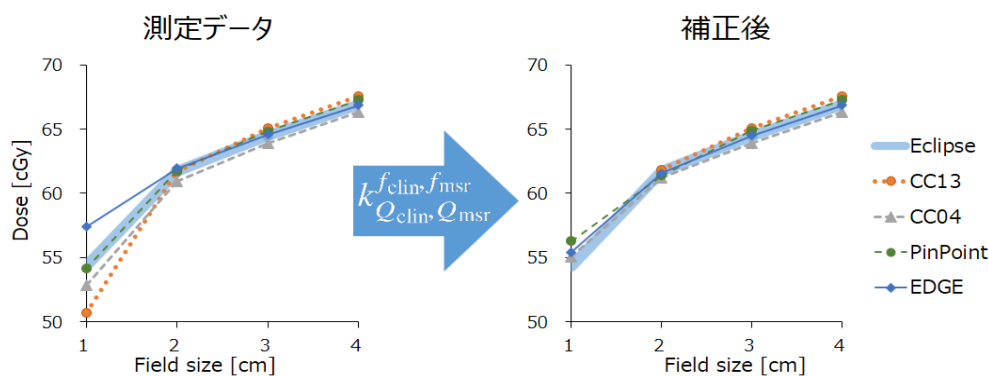
1. 小照射野, FFF ビームの測定

大阪大学医学部附属病院 秋野 祐一

定位放射線治療, IMRT, VMAT といった高精度治療が普及し, 近年では多くの施設で小照射野 X 線を使用する機会が増えた. また検出器も小体積電離箱に加え, ダイオード, ダイヤモンド, プラスチックシンチレータなど小照射野 X 線の測定に特化した製品が増えてきた. それぞれの検出器は異なる特性を持つため, 正しく理解して使わなくてはならない. 下の左図は昨年コミッションを行った TrueBeam の 6MV X 線について, Eclipse の計算結果と実測 (10×10 cm でファーマ形の値と正規化) を比較したものだが, 電離箱もダイオードも Eclipse と値がずれている.

2008 年, IAEA と AAPM から小照射野線量計測に関する新しい数式が提唱され, 2017 年にはその指針となるレポート TRS-483 が出版された. これらの中で, 小照射野測定における検出器の影響を補正する係数 $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$ が登場した. 先程の値にこの補正を行うと, 右図のように実は Eclipse の計算値とよく一致していたことがわかる.

本シンポジウムでは, 小照射野における各検出器の特性や測定における注意点, 測定結果が計画装置の線量計算に及ぼす影響, 患者 QA などについて述べる. また定位放射線治療の照射時間を大幅に短縮できる Flattening filter free (FFF) ビームの線量測定についても紹介する.



予稿

体幹部定位照射技術
～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～

2. 体幹部定位における治療計画

大船中央病院 奥 洋平

体幹部定位放射線治療に関わらず放射線治療計画を行う上で治療計画装置にどのようなデータ、パラメータが入力されているのか、また、そのパラメータが線量計算過程でどこに寄与するのかを理解しているかが重要であり、治療計画はあくまでも治療装置から出力されたビームの体内寄与のシミュレーションであることを念頭に置く必要がある。また、体幹部定位放射線治療の治療計画は線量処方方法、呼吸性対策、CT 撮像方法、輪郭描写等の考慮が必要であり各々に矛盾を生じさせないことが重要である。

本講演では当院で行っている体幹部定位放射線治療計画(特に%Isodose 処方について)、および治療計画装置のコミッショニングについて紹介する。

1) 呼吸性移動対策

当院はこれまで 2000 例以上の SBRT を経験しているが、数例を除いて腹部圧迫他下の抑制自由呼吸下である。腫瘍の呼吸性移動の確認のために治療計画 CT 撮像前に必ず X 線透視を行い、腫瘍の呼吸性移動量に応じて腹部圧迫を施し、呼吸による腫瘍の移動量が 10mm 以下としている。

2) CT 撮像方法/輪郭描写

Fast Scan にて同一スライス位置を 1 秒×6 枚以上撮像し肺 SBRT においては平均加算および MIP 画像を取得する。MIP 画像を輪郭描写すれば ITV が作成され、セットアップマージンを付与すれば PTV となる。肝 SBRT においては平均加算画像を取得し、同一体位、固定方法にて撮像した造影 CT 又は MRI 画像を Image Fusion し GTV を描写する。GTV 対しサブクリニカルマージンを機械的に付与し、患者個々に計測した腫瘍の移動量を考慮したインターナルマージンを付与し、セットアップマージンを機械的に付与し PTV を作成する。

3) 線量処方

当院の線量処方方法は PTV 辺縁に処方線量を一致させ、かつ最大線量の 60%線量(肺の場合)ー70%線量(肝臓)である。例えば、60Gy60%処方の場合 PTV 内の最大線量は 100Gy、PTV 辺縁は 60Gy 線量曲線とほぼ一致する。

4) 治療計画装置のコミッショニング

当院の SBRT は VMAT であるが、PTV 辺縁を処方位置とする場合、MLC 照射野における計算精度が最も重要となる。故に、治療計画装置の MLC に関わるパラメータ(基本的には MLC Transmission および Dosimetric Leaf Gap)の調整を行う必要がある。

予稿

体幹部定位照射技術

～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～

3. 山梨大学医学部附属病院における SBRT の現状

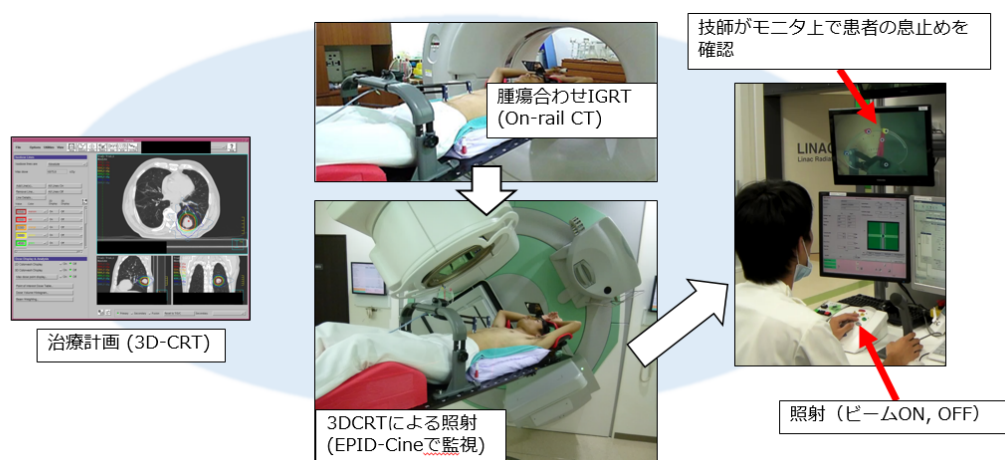
山梨大学医学部附属病院 鈴木 秀和

昨今の放射線治療の高度化はめざましく、とりわけ体幹部定位放射線治療は IGRT や FFF, 呼吸移動対策など最新の技術を集結した最先端の照射技術である。

SBRT による治療は大線量を腫瘍部位に局限して短期間に照射するだけに、治療効果は絶大である一方、高精度に管理されていない状態での照射や、誤照射された場合の正常組織に対する障害は通常照射に比べて甚大なるものがある。

当院では Elekta 製リニアック装置を用い、当院開発の Abches による息止め照射によって、Internal Margin の縮小や OAR への線量低減、患者参加型の呼吸移動対策を行っている。また IGRT のために、本邦初の On-rail CT Liniac を用いたより高精細な CT 画像でターゲットやその位置の再現性を 3 次元的に確認することによって、より高精度な SBRT を実施している。さらには、照射中のターゲット位置についても、EPID-Cine の画像を用いて intra-fractional error に注意を払っている。

当日はこれらについての手順、詳細を紹介する。たま、息止め照射が困難な場合においても良好な照射が行えるよう Abches による呼吸同期照射の可能性についても言及したいと思う。この講演が今後 SBRT を始める施設の参考になれば幸いである。



予稿

体幹部定位照射技術

～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～

4. 高精度リニアック体幹部定位の実際 VARIAN 装置

広島大学病院 河原 大輔

当院では Varian Medical System 社製の Clinac 系及び TrueBeam の 2 種類のリニアックを所有し肺、肝臓に対する体幹部定位放射線治療 stereotactic body radiotherapy, 以下, SBRT) を行っている. SBRT では比較的小さな腫瘍に対して, 多方向から高い位置精度を保ちながらピンポイントで大線量照射を行う高精度放射線治療技術である. 当院の品質管理の取り組みとして呼吸性移動対策・位置照合より妥当なセットアップマージンの検討, 小照射野線量検証などを行ってきた. さらに近年では, 複雑な照射技術である VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)を使用した SBRT も行っており, 図 1 に示すように処方方法も Point 処方から Volume 処方へ移行した. この処方方法の変遷に伴う等価処方線量の算出や患者線量検証についても検討を行ってきた.

本シンポジウムでは, 図 2 に示すような当院の SBRT ワークフローを紹介し, SBRT 実施に必要な品質管理について過去から近年まで放射線治療法の変遷に対応した物理的, 技術的な取り組みを紹介する.



図 1. Point 処方と Volume 処方の違い

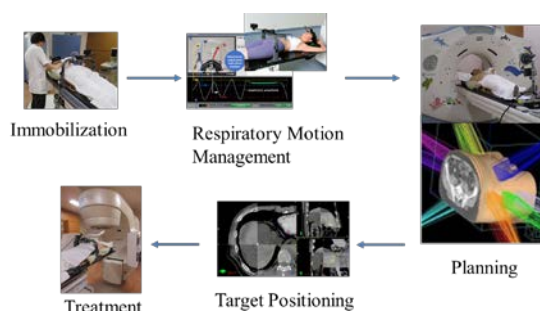


図 2. 当院の SBRT ワークフロー

予稿

体幹部定位照射技術

～高精度リニアックなら、ここまで出来る体幹部定位照射～

5. マーカを利用した汎用高精度リニアック体幹部定位

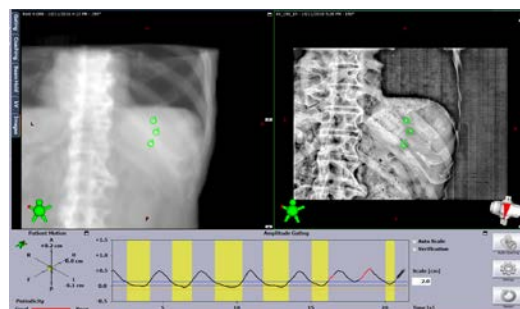
国立がん研究センター東病院 大吉

当院では 2015 年 8 月に Varian Medical Systems 社製の医療用直線加速器 TrueBeam を導入し、同年 10 月より体幹部定位放射線治療(Stereotactic body radiotherapy : SBRT)を開始した。TrueBeam 導入以前も SBRT は行っていたが金属マーカを利用した照射ができない理由から肺疾患のみを治療していた。

現在、当院では特殊なシステムを装備しておらず、汎用型高精度リニアック TrueBeam(Ver 2.5.13.5) を用いて肺と肝臓の SBRT を行っている。肺に関しては呼吸同期法または自由呼吸にて治療を行っている。肝臓に関しては呼吸同期法と迎撃法の併用により治療を行っている。呼吸同期法は自由呼吸にて呼気終末相のみを照射するように設定している。迎撃法は腫瘍近傍に留置された直径 1.2mm のマーカに対し、On-Board Imager(OBI)キロボルト(kV)イメージングを用いて呼気終末相のタイミングで画像を取得、計画時のマーカと一致したときのみ照射するように設定している。

呼吸とマーカのダブルモニタリングにより正確・安心した治療を提供できるようになったが、それに伴う治療中の問題点も明らかになった。例えばマーカを観察する際、OBI の撮影角度・条件によってはマーカが認識されない場合がある。その結果治療時間の延長さらに呼吸位相の変化、被曝の増加に繋がってしまうという問題がある。

今回の発表では肝臓 SBRT におけるマーカを駆使した手法、治療時の課題・改善点について報告する。



予稿

「小線源治療の吸収線量計測法」

近畿大学原子力研究所 山田 崇裕

密封小線源治療は、腫瘍の中又は近傍に放射線源を配置し放射線照射を行う治療法である。外部照射と異なり、密封小線源治療では、線源と腫瘍の位置関係が一定であるため、腫瘍に局限した線量投与が可能である。この治療法はキュリー夫妻によるラジウムの発見から数年後には臨床応用され、約 120 年間にわたる歴史をもっている。様々な先進技術が臨床応用される中で、このように長く臨床に利用されていることは、この治療法の有用性の裏付けともいえる。これは、標的患部に局限した線量集中性という密封小線源治療の特長によるものであり、外部放射線治療が高度に発展した今日においても重要ながんの治療法として未だ欠かせぬ技術として選択される所以であろう。密封小線源治療は、 ^{60}Co を用いた高線量室 (HDR) のアフターローディング治療装置が普及したが、その後大きく減少し、 ^{125}I シードによる永久挿入の低線量率 (LDR) 密封小線源治療を実施する施設数、国内取扱線源個数が大きく増加した。また、高線量率線源は ^{192}Ir 小線源が、腔内治療などに広く用いられるようになり、技術的にも画像誘導による小線源治療が実施されるなど、高度化され進化している。このような進化に伴い、治療計画装置、照射装置及び周辺機器のシステム化が進み複雑化した。また、新たに提案された線量計算アルゴリズムの採用も進んだ。しかしながら、臨床における品質管理上の錯誤による事故も報告されている。

このような中、日本医学物理学会は「密封小線源治療における吸収線量の標準計測法 (小線源標準計測法 18)」を 18 年ぶりにタイトルも新たに最新の知見をもとに改訂発行した。密封小線源治療は、近接照射によるため、外部照射では考えられないような高線量を障害なく投与できる、究極の高精度治療である一方で、小線源治療における組織吸収線量は、線源強度から決定されることから、様々な技術の高度化が図られた今日でも、投与線量の正確性の基本は線源強度測定に委ねられる。そこで、本講座では、密封小線源治療の入門として、本書に沿って密封小線源核種の特性や市販されている治療用の主な密封小線源をその物理特性とともに紹介する。さらに、線源強度測定に求められる計測トレーサビリティについて、各線源の国家標準の整備状況を紹介するとともに、各病院において密封小線源治療の線量計算に必要な線源強度測定を行う上での基本となる治療の品質保証の上での線量測定における計測のトレーサビリティの確保の重要性について述べる。

予稿

「光学式 3 次元体表面位置照合システムによる IGRT の臨床経験」

東京ベイ先端医療・幕張クリニック 横浜 亘

光学式 3 次元体表面位置照合システムは、治療室の天井に固定された高解像度ステレオカメラにより体表面画像を作成し、3 次元の患者体表面位置情報を取得する装置である。現在、光学式 3 次元体表面位置照合システムは世界的にも広く普及しており、近年では日本国内においても数十施設で稼働および導入されている。平成 30 年度の診療報酬改定により、体表面の位置情報によるものとして画像誘導放射線治療加算 150 点（乳房照射に係るもの）、深吸気位において心臓の線量低減が可能な左乳がんに対し、体外照射呼吸性移動対策加算 150 点がそれぞれ追加算定可能となった。

国内で導入されている体表面位置照合システムは、レーザーを患者に投影してスキャンすることで体表面画像を作成するもの、特殊なパターンをプロジェクタで患者に投影し、高解像度カメラで読み取ることによって体表面画像を作成するものがある。また、基準体表面とリアルタイムに得られる体表面の位置照合アルゴリズムは、剛体レジストレーションと非剛体レジストレーションの 2 種類がある。体表面位置照合システムは、特に乳房の位置合わせにおいて高い照合位置精度が期待できるが、使用者は装置の特性や仕組み、位置照合アルゴリズムについて理解し、臨床における運用方法について検討する必要がある。また、装置の導入にあたって参考となる文献として、AAPM タスクグループ 147 のレポートがあげられ、アクセプタンスやコミッショニング、品質管理などについて推奨事項が記載されている。

各社より提供されている体表面位置照合システムは、乳房における患者体表面の位置照合のみならず、被ばくを伴わず治療中の患者体動を数値化し、監視できることが大きなメリットである。また、さまざまな部位におけるセットアップの補助として機能し、皮膚マークの減少によって患者負担の軽減に貢献できる。さらに、呼吸ゲーティング機能を併せ持つことから、左乳房の深吸気息止め照射をはじめとするさまざまな呼吸性移動対策を伴う放射線治療への応用など幅広い活躍が期待できる。

本講演では、光学式 3 次元体表面位置照合システムの原理と機能、臨床運用の例、使用上の注意点、今後の展望などについて紹介する。そして、今後国内において装置の導入や臨床使用を検討している施設の参考になれば幸いである。

医療用加速器のビームデータ取得と治療計画装置モデリング

ユーロメディテック株式会社 谷 謙甫

1. はじめに

医療用加速器および治療計画装置の新規導入時に実施するコミッショニングは現在、変革期にある。基準ビームデータの利用などを中心に、負担が大きいリニアックと治療計画装置のコミッショニングの効率化が検討されている。本講演では、そのコミッショニングにおけるビームデータとモデリングのそれぞれの特長や関係性などについて概説し、どのようなビームデータを用いる場合においても、治療計画装置のコミッショニングは変わらずに重要であり、むしろその重要性は増していることを結論として述べた。

コミッショニングの定義は、各ガイドラインの目的によって様々であるが、広義には「ユーザー責任における安全かつ効果的な臨床使用のための臨床開始前試験」である。コミッショニング、臨床開始前試験のゴールは、安全かつ高精度な臨床開始である。そのゴールから逆算し、リニアックや治療計画装置のみならず、CTやモーションマネジメント、臨床プロトコル等のコミッショニングも含め、開始する治療内容を行うために必要な事項を包括的に品質保証することが重要である。その中で治療計画装置のコミッショニングは AAPM Medical Physics Practice Guideline #5 [1] では、図 1 のようにワークフローが定義されている。すなわち治療計画装置のコミッショニングとは、①. 登録ビームデータの取得と検証（左）、②. モデリングと計算モデルの検証・調整（右）の 2 つに分けることができる。本稿では、このビームデータ取得とモデリング・検証に関わる重要であることの一部を、「コミッショニング変革期に押さえておきたい 6 つのこと」として紹介する。

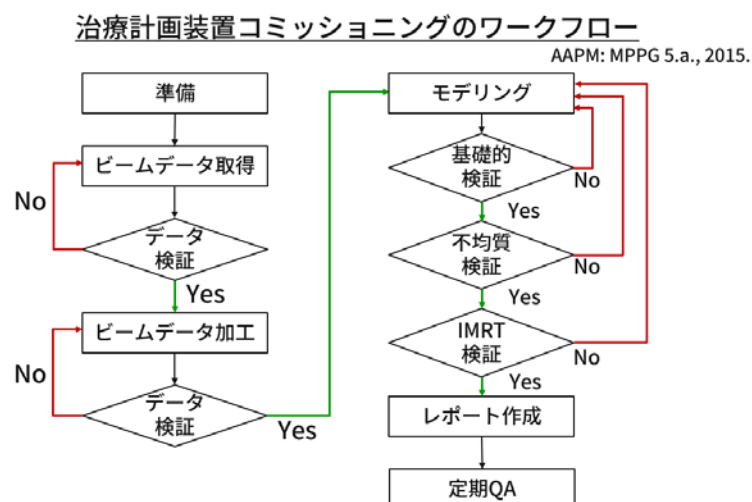


図 1. 治療計画装置コミッショニングのワークフロー

2. ビームデータ取得方法を検討する理由

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の1つ目は、そもそもなぜビームデータ取得方法を検討するのかである。現在、基準ビームデータの利用などビームデータ取得方法を検討する理由は下記の3つである。

- i. 治療開始までにコミッショニングすべきことの増加
- ii. 汎用型リニアックの搭載線質数の増加
- iii. リニアックビームの均質化

はじめに治療開始までにコミッショニングすべきことの増加について、コミッショニングはゴールを正しく設定し、その逆算から実施事項を計画することが重要である。コミッショニングのゴールは、治療計画装置へビームデータ登録が完了、または測定値と計算値の比較、であるというイメージは少なくないかもしれない。しかし、前者が意味することは、治療計画装置が線量計算できるようになった（精度は不明）ということであり、後者が意味することはファントムにおける測定線量と計算線量が一致していることを確認したということである。それらは重要な土台ではあるが、患者へ安全かつ高精度な放射線治療を提供できることと同意ではない。患者へ安全かつ高精度な放射線治療を提供するためには、技術的・物理的な側面からは、様々な技術導入を行い、その技術を臨床プロトコルへ反映させ、日々の臨床を高水準に行っていくことが重要である。そのため、IGRT、呼吸管理システム、4DCT、DIRなどのコミッショニングやインバースプランニングの習熟、プロトコル・ワークフローの確立など、治療開始までにコミッショニングすべきことは非常に多い。

次に汎用型リニアックの搭載線質数の増加について、近年では、汎用型リニアックの搭載線質数はこれまでの1~3種から5~7種となり、学会標準[2]で計算するとビームデータ測定とリニアック・治療計画装置のコミッショニングに半年程度かかることになる。

最後にリニアックビームの均質化について、複数の同型リニアックにおける測定ビームデータ比較において、それらの偏差は小さいことが報告されている[3-6]。すなわち「測定値≒基準値」がほぼ成り立っているため、基準ビームデータ等の使用が検討されている。

これら3つの理由から効率的に安全かつ高精度な治療開始へ向かうために、ビームデータ取得から治療計画装置のコミッショニングを効率化する方法が検討されている。

3. 取得するビームデータの特性

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の2つ目は、取得するビームデータが放射線のどんな特性を示しているのかである。

ビームデータとは、リニアックから出力される放射線の特性を表すデータのことである。そのビームデータを取得する目的は大きく分けて2つある。1つは治療計画装置でリニアックビームを再現する線量計算モデルデータを作成（モデリング）するため、もう1つはリニアックQA時や部品交換、ベンダーによるビーム調整時の比較用基準データを取得するためである。

モデリングのために必要なビームデータは治療計画装置によって様々であるが、取得が必要な代表的なビームデータについて、その種類、概要、および放射線のどんな特性を表しているかを、表1にまとめて示す。

表 1. 代表的なビームデータの種類, 概要, およびビームデータが示す放射線の主な特性

ビームデータの種類	概要	データが示す放射線の主な特性
PDD (深部線量百分率)	深さ方向の線量分布	エネルギー
OCR (軸外線量比)	横方向の線量分布	フルエンス分布 横方向のエネルギー
OCD (対角軸外線量比)	斜め方向の線量分布	ヘッド構造体の形状と影響
OPF (散乱係数)	照射野に対する線量変化	ヘッド・ファントム内での散乱

4. モデリングの概要

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の3つ目は、モデリングを中心としたビームデータ登録から線量計算までの一連の流れである。

モデリングとは、反復計算（最適化計算）により、登録した比較用ビームデータに一致するよう線量計算パラメータを生成すること[1]である。モデリングの流れについて、取得ビームデータの登録から、モデリング、モデルパラメータの生成、線量計算までの概略を図2に示す。生成されるモデルパラメータの種類も治療計画装置によって様々であるが、代表的なものとして、ターゲットに衝突した電子による制動放射線の光子スペクトルをモデル化したエネルギースペクトル、光子以外のビルドアップ領域での線量付与成分をモデル化した混入電子、ビーム軸から半径方向へのフルエンス分布をモデル化した強度プロファイル、およびビーム軸から半径方向へのエネルギー分布をモデル化した側方エネルギー分布が挙げられる。

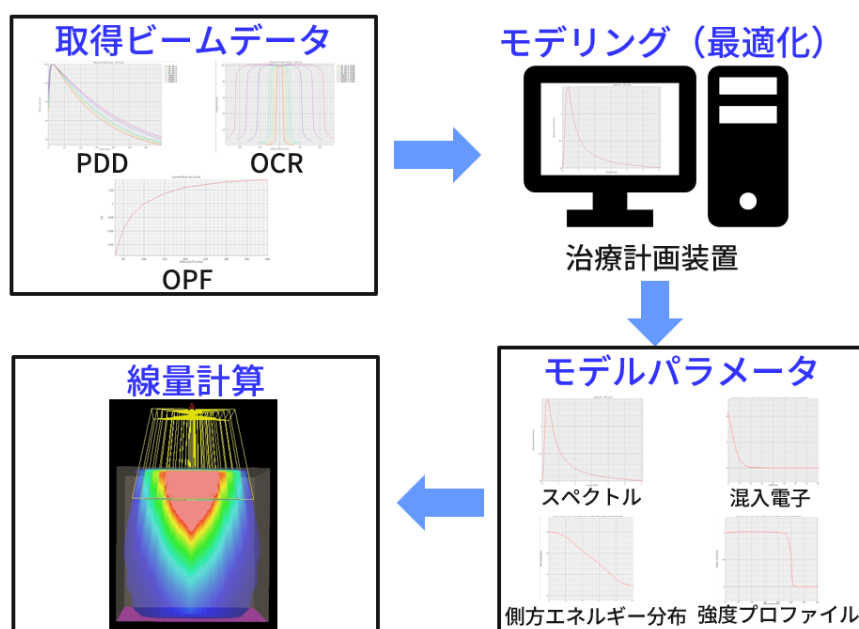


図 2. モデリングの流れに関する概略

5. ビームデータ取得方法の選択肢

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の4つ目は、モデリングのためのビームデータを取得する方法の選択肢とした。

モデリングのために必要なビームデータ取得方法の選択肢は主に3つある。1つは従来から行われている全てのビームデータを測定する方法、もう1つはベンダーから提供されている基準ビームデータを治療計画装置に登録する方法、最後は第3者サポートビームデータを用いる方法である。

本稿では第3者サポートビームデータの概要について紹介する。第3者サポートビームデータは、図3に示したように、まず数本のビームデータを測定する。複数の同型リニアックのビームデータを搭載しているデータベースに、測定した数本のビームデータを入力すると比較解析プログラムが動作し、測定結果に最も一致するビームデータセットを選択し、出力するものである。どのビームデータ取得方法もそれぞれ利点と欠点があり、それらを表2にまとめて示す。

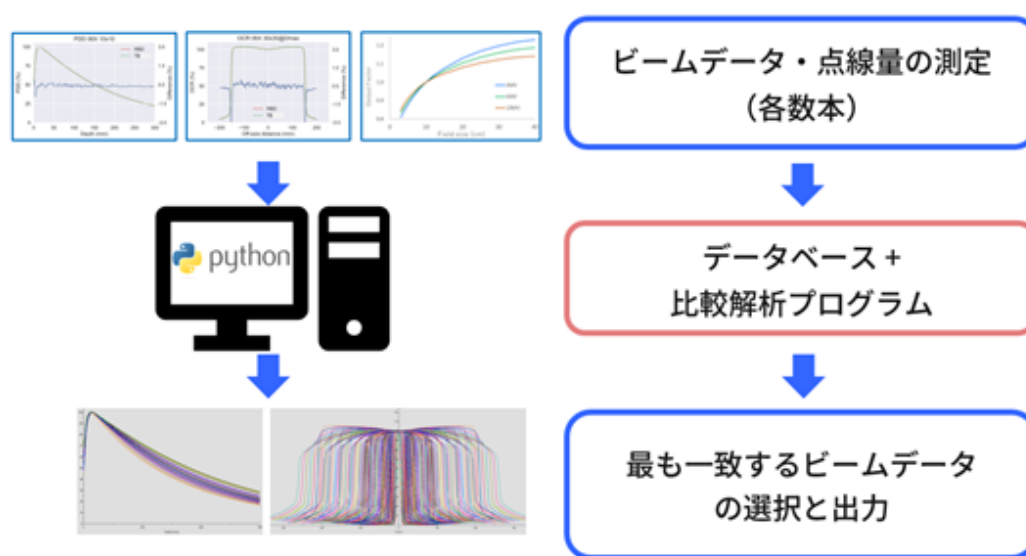


図3. 第3者サポートビームデータの手順概要

表2. ビームデータ取得方法の利点と欠点

	測定 ビームデータ	基準 ビームデータ	第3者サポート ビームデータ
利点	<ul style="list-style-type: none"> ● 施設ビームに一致 ● 測定経験 	<ul style="list-style-type: none"> ● 短期化 ● 施設内で統一可能 	<ul style="list-style-type: none"> ● 短期化 ● 施設ビームに一致
欠点	<ul style="list-style-type: none"> ● 時間がかかる 	<ul style="list-style-type: none"> ● 必要な一致度が不明 	<ul style="list-style-type: none"> ● コストがかかる

6. 計算線量に対する計算モデルの影響

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の5つ目は、モデリングされた計算モデルは、計算線量にどのように影響を与えるのかである。

図1に示したように治療計画装置のコミッショニングでは、取得したビームデータを用いてモデリングを行い、種々の検証を通じてその計算モデルが最適であることを確認、または必要に応じて最適化する必要がある。以下にエネルギースペクトルの調整前後での、Jawで形成された正方形照射野における20 cm深の点線量検証の結果の一例を示す。AAPM TG-53[7]ではJawで形成された正方形照射野の中心軸での計算線量精度は1%以内とされている。図5.(a)に示したようにわずかなエネルギースペクトルの違いで、図5.(b)に示したように線量検証結果は変化する。このように、わずかな計算モデルの違いで計算線量は異なる。

ここで重要なことは、取得ビームデータと計算モデルは1対1の関係ではないということである。図5.(a)に示した2つの計算モデルは、登録ビームデータは同一のものであり、違いは計算モデルの再調整をしたか否かである。そのため、登録するビームデータのみならず、モデリングを通じて生成され、コミッショニングを通じて調整される、最終的な線量計算モデルの質が重要である。

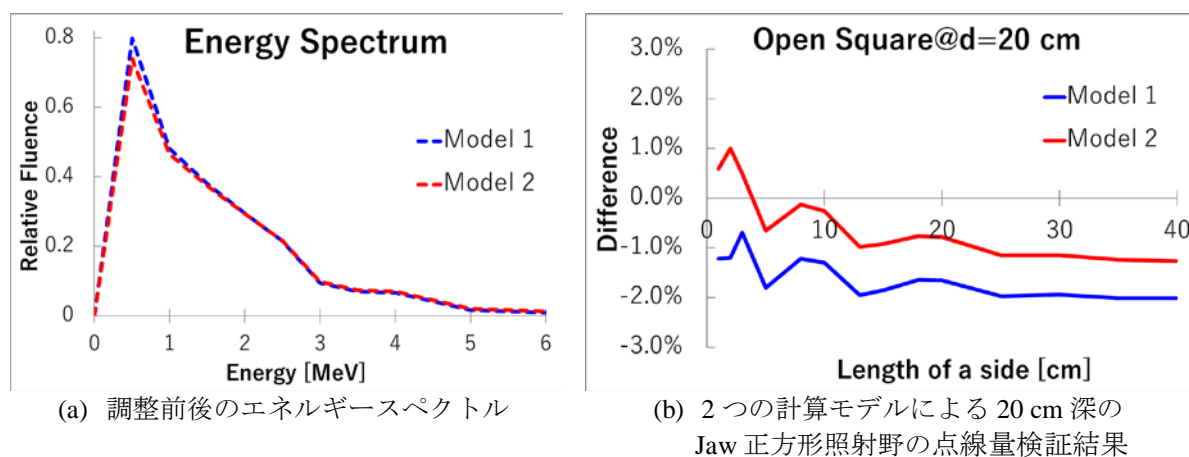


図5. モデリング後 (Model 1) と再調整後 (Model 2) のエネルギースペクトルの違い (a) による Jaw で形成された正方形照射野の 20 cm 深の点線量検証結果 (b) . (a) の横軸は光子エネルギー (MeV) , 縦軸は相対的なフルエンス, (b) の横軸は照射野サイズの一片の長さ (cm) , 縦軸は測定線量に対する各計算線量の相対線量差である。

7. ゴールデン計算モデル構築へ向けた取り組み

「コミッショニング変革期に押さえておきたい6つのこと」の6つ目は、測定ビームデータの差が小さいことが、計算モデルが統一されていることと同意であるか否かを示すこととした。

現在、我々はゴールデンビームデータではなく、ゴールデン計算モデルの構築を進めている。本研究の最初のステップとして、ビームの個体差が小さいと言われているリニアックにおいて、「測定ビームデータの差が小さい」ということは「計算モデルパラメータは変わらない」ということと同意なのか否かを明らかにすることを目的に、2種類の治療計画装置に対して、測定ビームデータよりモデリングした8施設分の計算線量および計算モデルを多施設解析した。その結果、10 cm×10 cm 照射野で治療計画装置に登録されている測定 PDD は大きな差はなかった一方で、どちらの治療計画装置においても線量計算より得た計算 PDD は、2%以内ではあったが、ばらつきがあることが明らかになった。同時に計算モデルについても解析を行い、それらは主に計算モデルのばらつきに起因することが明らかになった。

本結果が意味することは、基準ビームデータ等を治療計画装置のモデリング用ビームデータとして利用する場合、「測定値 \equiv 基準値」となっていることに着目されがちであるが、最も重要なことは、使用するビームデータの取得方法に関わらず、「測定値 \equiv 計算値」という関係性が成立していることを保証すること、すなわち治療計画装置のコミッショニングである。クラークソン法等の実測ベース線量計算アルゴリズムでは、ファントムにおいて「登録値 $=$ 計算値」の関係性がほぼ成立する。しかし、現代のモデルベース線量計算アルゴリズムは、線量計算に直接、登録ビームデータを用いることはない。どのようなビームデータを使用するとしても、「登録値 $=$ 計算値」とはならないため、線量計算モデルを検証する治療計画装置のコミッショニングが重要である。

8. おわりに

本報告では、治療計画装置のコミッショニングにおいてビームデータ取得と治療計画装置のモデリングについて概説し、その関係性や計算モデルを検証・最適化することの重要性を示した。基準ビームデータ等は放射線治療の品質保証の中で重要な役割を担うことが可能な非常に有用なデータである。ただし、コミッショニングに効率化はあっても、何かを省略できるような近道はない。コミッショニングの方法を問わず、臨床開始までの全ての工程をしっかりと検証および最適化する必要があることは変わらず、最終的により多くの患者が期待通りの臨床成績を得られる放射線治療を品質保証することが重要である。その中で土台となるビームデータ取得とモデリングについて、本講演を通じて理解がより一層深まっていれば幸いである。

最後に、このような貴重な機会を与えて頂きました日本放射線技術学会治療部会の皆様と、本発表にお力添えを頂きましたゴールデン計算モデル構築のための研究の共同研究者の皆様に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] J. B. Smilowitz, I. J. Das, V. Feygelman, *et al.*, AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 16(5) (2015), 14-34.
- [2] 放射線治療品質管理機構, 放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について (2008)
- [3] Z. Chang, Q. Wu, J. Adamson, *et al.*, Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines. *Med. Phys.* 39(11) (2012), 6991-7018.
- [4] G. P. Bayer, Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14(1) (2013), 273-288.
- [5] C. Gulide-Hurst, M. Belling, R. Foster, *et al.*, Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study. *Med. Phys.* 40(3) (2013), 031719 1-15
- [6] J. R. Kerns, D. S. Followill, J. Lowenstein, *et al.*, Reference photon dosimetry data for Varian accelerators based on IROC-Houston site visit data. *Med. Phys.* 43(5) (2016), 2374-2386.
- [7] B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, *et al.*, American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.* 25(10) (1998), 1773-1829.

第 77 回放射線治療部会（仙台市）シンポジウム
「医療用加速器の基準ビームデータと活用」

座長集約

都島放射線科クリニック
藤田保健衛生大学

辰己 大作
林 直樹

第 77 回放射線治療部会シンポジウムを仙台の秋季学術大会で開催しました。今回のシンポジウムは、近年利用が可能になった基準ビームデータを用いたリニアック装置の立ち上げをテーマに、4 名のシンポジストの先生と教育講演の谷先生にも加わって頂き議論を行いました。

本シンポジウムを企画した約 1 年前は、いくつかの施設が、基準ビームデータを用いて装置の立ち上げを試みたという程度の印象でした。しかし、今回のバリアン辻井先生のプレゼン報告によると、2018 年のバリアン装置導入施設の 46.7%がバリアンの RBD (Representative beam data) と呼ばれる基準ビームデータにより立ち上げが行われており、RBD の利用が急速に普及していることが明らかになりました。

田中先生の放射線治療かたろう会からの多施設ビームデータ解析結果や恒田先生の RBD を利用した立ち上げ経験をはじめ、各先生のプレゼンを拝見すると、施設間でのリニアックのビームデータの差異は非常に小さいということがわかりました。これらの結果から、現代のリニアックの装置精度やビーム調整技術においては、臨床上問題の無いレベルにまでビームデータを合わせ込むことは十分可能であるという結論でありました。一方、注意すべき点として、RBD の全散乱係数(Scp)の測定位置は SSD=95 cm, Depth=5 cm で取得したものであるというような測定体系の違いを把握せねばならないことや、小照射野においては、ビーム特性は JAW や MLC の機械的位置精度に大きく影響を受けるため、基準ビームデータでの合わせ込みの前に、JAW や MLC の位置調整が重要だということが分かりました。

これまでは基準ビームデータというとバリアン社のみでの対応でした。しかし、本シンポジウムでは、三宅先生よりエレクトラ社での基準ビームデータの取り組みが本邦で初めて報告されました。エレクトラ社では、基準ビームデータではなく、治療計画装置の基準ビームモデルを提供し、その基準ビームモデルの計算結果とリニアックの実測結果が合うように調整するとのことでした。ビームデータの調整には IC プロファイルを用い、照射野 30 cm ×30 cm のプロファイルを調整することで、エネルギー(PDD)も連動して合わせ込むという仕組みでした。また、治療計画装置のアクセプタンスに基準ビームデータのコミッショニングが包含されるという点も興味深いと感じました。

このような基準ビームデータを用いた装置の立ち上げは、バリアン社であれば治療計画装置 Eclipse、エレクトラ社であれば治療計画装置 Monaco のみが対象となり、その他の治療計画装置への展開は、今のところないとのことでした。しかしながら、教育講演の谷先生によると、既に米国では第三者的な立ち位置でのビームデータコミッショニング機関が複数存在し、これらの機関が、利用施設の本来のビームデータと他施設ビームデータ、あるいは基準ビームデータの相違を

確認しながらリニアックの立ち上げをサポートしているとのことでした。なお、谷先生の所属されているユーロメディテック社でも、このようなサポートサービスを提供されており、今後データを集積することができれば、他の治療計画装置への展開も期待できるであろうとのことでした。今後、各施設で様々な研究がなされ、また新たな展開が期待できるのではないかと考えています。

基準ビームデータによる立ち上げの最大のメリットは立ち上げの効率化ですが、ユーザは、長期にわたり継続して装置の管理をせねばならず、すべての測定から解放されるわけではありません。導入時のベースラインデータが、基準ビームデータに合致していることを検証すること、また、装置の不変性を確認するための QA 用ビームデータ取得は最低限必要です。

基準ビームデータの利用は、まだ始まったばかりです。基準ビームデータはどのような環境下で測定されたものなのか、どんなデータを提供するのかということは知っておかなければなりません。さらに、一致性の検証はどのように行えばいいのか？ またどの程度を許容値とするのか？ については、誰も答えを持っていません。加速度的に利用が促進される中、安全を担保するためのガイドラインの作成が必要ではないかとの意見もありました。この誌面を見て頂いている皆さんも、今後、必ず直面する課題になると思います。

安全に装置の導入を行うために、メーカーと対等に議論できる知識を各シンポジストの先生の後抄録から吸収して頂くことを願っています。

1. 基準ビームデータに対する放射線治療かたろう会の取り組み － 多施設解析からみえたこと － 京都第一赤十字病院 田中 義浩

1. はじめに

放射線治療の医療事故について、全体の約 4 分の 1 はコミッショニング時に発生していることが WHO (World Health Organization) の報告から明らかとなった。¹ また、Kapanen らはビーム中心軸における線量計算精度をリニアック 28 台で評価したところ、出力係数 (OPF: Output factor) が他施設と比較して大きく乖離している施設があったことを報告している。² 一方、リニアックの製造工程の安定化に伴い、一部のベンダーでは各ビームデータの平均から算出される基準データ、すなわち、Golden beam data (GBD) を構築しユーザへ提供している。この GBD を臨床使用することでコミッショニングに関する医療事故を防ぐことができないか、世界的に議論されているが、未だ答えは出ず、米国医学物理学会 (AAPM: American Association of Physicists in Medicine) の Task group 106 (TG-106) からの報告では参照データとして使用すべきで治療計画装置に登録してはいけないとしている。^{3,4} しかし、米国および本邦では、既に GBD によるリニアックの立ち上げを実施した施設は多く、GBD の精度およびその取り扱い方を検討する必要があるといえる。

そこで、関西の放射線治療研究会である放射線治療かたろう会では、GBD の精度とその取り扱い方を検討することを目的に、GBD working group (GBD-WG) を設立し、本邦における汎用リニアックのビームデータ多施設解析を実施した。^{5,6} そして、ここで構築されたデータベースを活用しリニアックを新規導入する施設が治療計画装置のモデリングを行う前に、自施設で測定したビームデータの妥当性を確認できるシステムも開発した。さらに、Varian 社製リニアックの TrueBEAM の基準データ (RBD: Representative beam data) は測定に関する情報が公開されており、我々は追加解析によってその精度検討を行い、RBD の臨床使用の有用性および limitation を報告した。⁶ 本報告では、このような多施設解析から明らかとなったことを述べる。

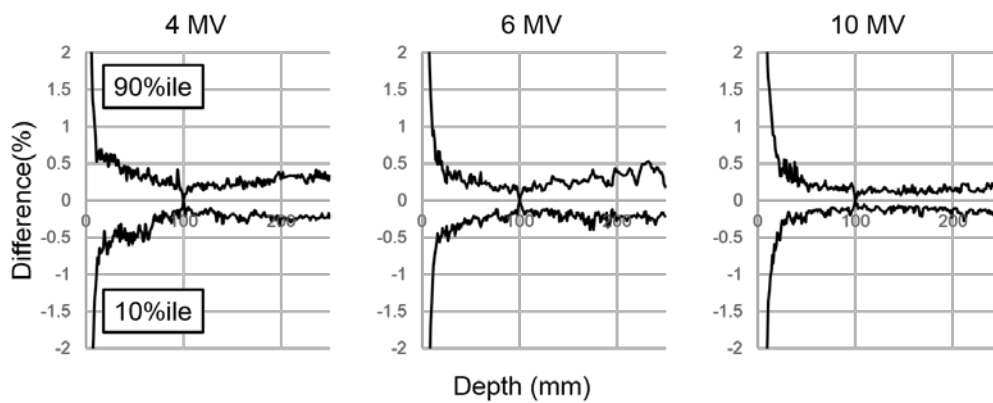
2. 本邦におけるビームデータのばらつき

解析対象としたリニアックは、Clinac-iX (Varian 社製) および Novalis-Tx (Varian および BRAINLAB 社製) を合わせた 40 台と、Synergy および Agility MLC が付属された Infinity (ELEKTA 社製) を併せた 15 台とした。線質はいずれも X 線とし、エネルギーは 4, 6 および 10MV で照射野サイズは 3×3, 10×10 および 20×20cm² とした。解析対象のビームデータは、%dd(10)で normalize されたビーム中心軸の Percent depth dose (PDD) と、centering かつ center normalize を施した最大深および 10cm 深の Off-center ratio (OCR) とし、収集データから平均データをそれぞれ算出した。平均データに対する Dose difference (DD) および Distance to agreement (DTA) を施設ごとに計算し、10%ile と 90%ile からばらつきを評価した。⁵ 本報告では照射野サイズ 10×10cm² の解析結果について述べる。

PDD の DD の解析結果を図 1 に示す。最大深以降ではそれぞれ平均値に対する DD が 0.5% 以内とな

り、よって、平均データに対して 80%の施設が測定精度およびリニアックの個体差によるビームデータの差を含め 1%以内のばらつきであることが確認された。

(a)



(b)

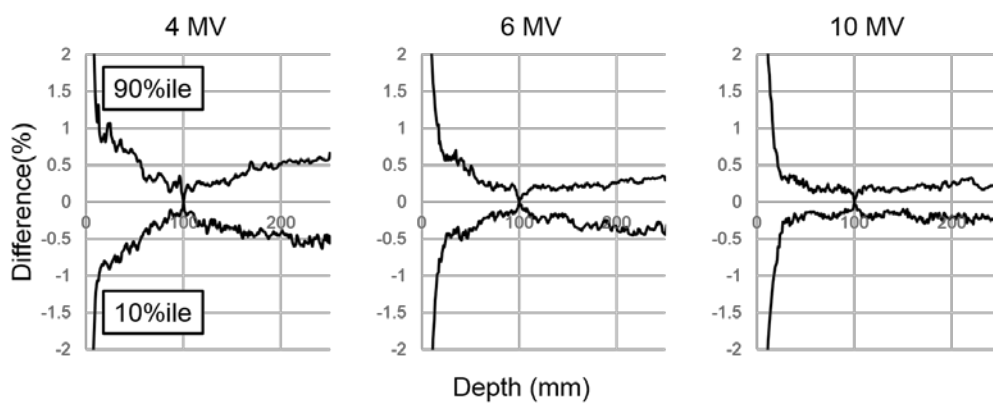
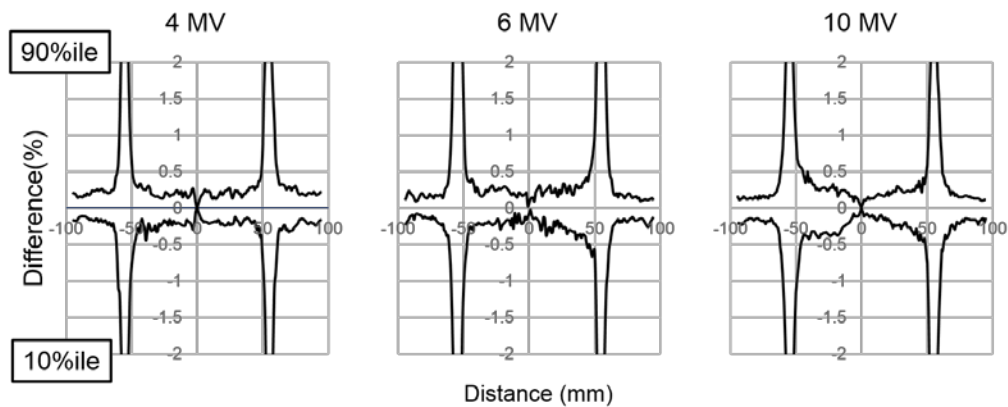


図 1 平均データに対する各施設の PDD の DD (a) Varian および BRAINLAB (b) ELEKTA

OCR の DD および DTA の解析結果を図 2 および 3 に示す．平坦領域の DD は各%ile が 0.5%以内となり、また、ペナンプラ領域の DTA は 90%ile で 1mm 以内であった．これより、平均データに対して 80%の施設が測定精度およびリニアックの個体差によるビームデータの差を含め 1%/1mm 以内のばらつきであることが確認された。

(a)



(b)

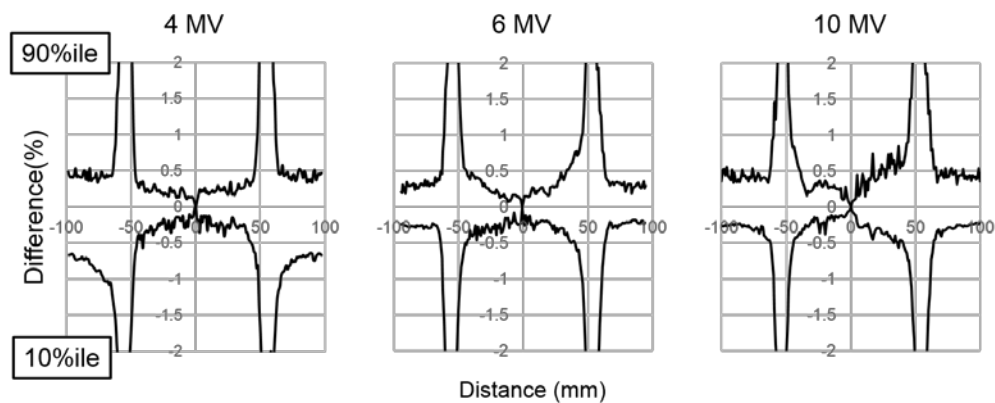
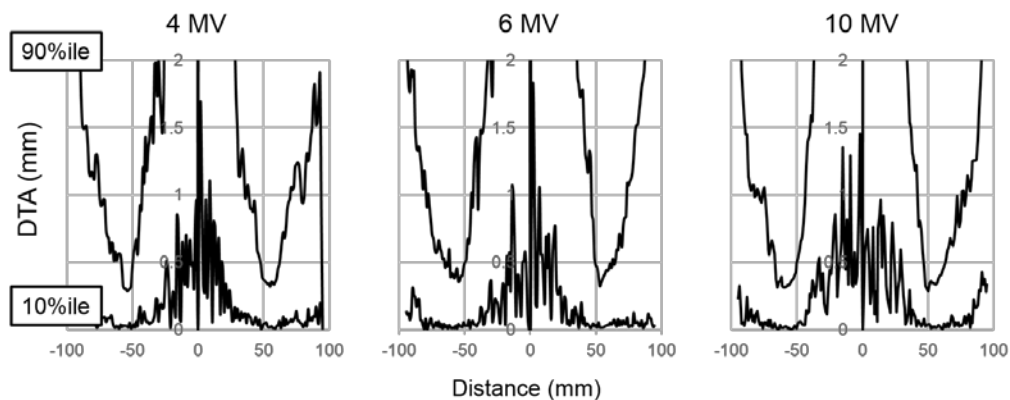


図2 平均データに対する各施設の OCR の DD (a) Varian および BRAINLAB (b) ELEKTA

(a)



(b)

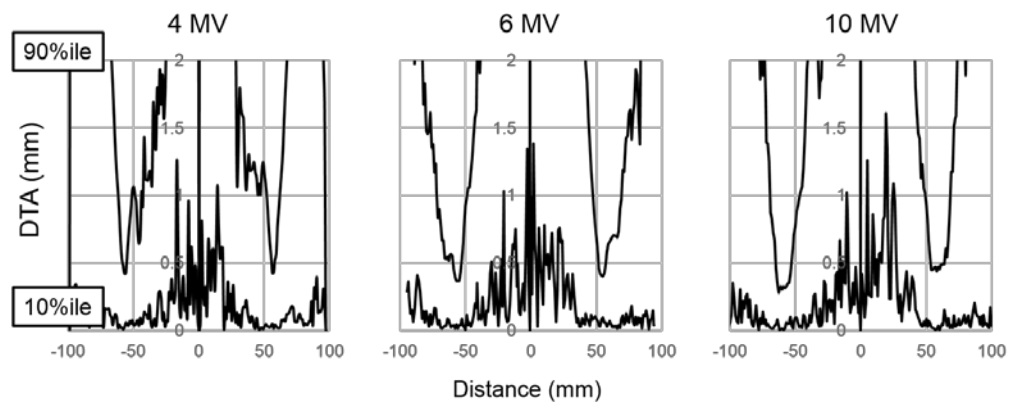


図3 平均データに対する各施設の OCR の DTA (a) Varian および BRAINLAB (b) ELEKTA

我々の解析結果から、本邦で臨床使用されているリニアックのビームデータのばらつきは小さいと判明したが、一方で他施設と比較して深部に移行した PDD が検出されたことや、大照射野になればばらつきは大きくなったことも確認されたため、参照データとの比較は重要であるといえる。是非、我々の放射線治療計画装置入力用データの標準化調査および解析サービスをご利用頂きたい。

3. GBDの精度およびlimitationの検討

GBD という表現は TG-106 の報告から取り扱われるようになったが、そこにはベンダー提供データというだけで、どのように構築され、元データはどのように測定されたかなどの詳細は述べられていない。実際、現時点で我々が臨床使用できる GBD は Varian 社製リニアックの一部のみであり、データに関する詳細な情報が公開されているのは RBD だけである。そこで、我々は RBD の精度と臨床使用における limitation について検討を行った。⁶ 本報告では照射野サイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ のフラットニングフィルターありの解析結果について述べる。

PDD の DD の解析結果を図 5 に示す。全てのエネルギーについて、平均値と RBD の DD は最大深以降で 0.5% 以内となった。

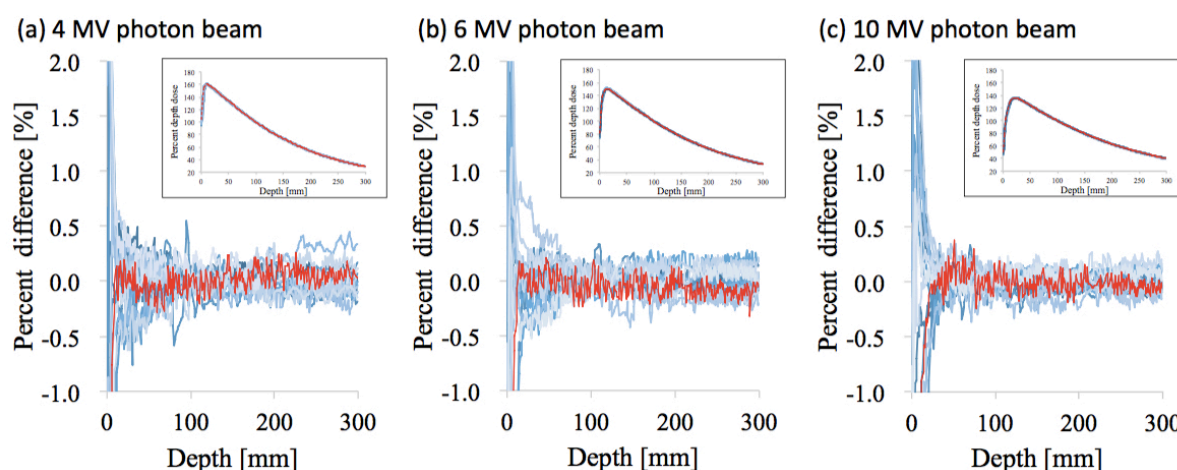


図 5 平均データに対する各施設および RBD の PDD の DD (赤線: RBD)

OCR の DD および DTA の解析結果を図 6 に示す。全てのエネルギーについて、平均値と RBD の DD は平坦領域で 1% 以内、DTA はペナンプラ領域で 0.5mm 以内であることが確認された。

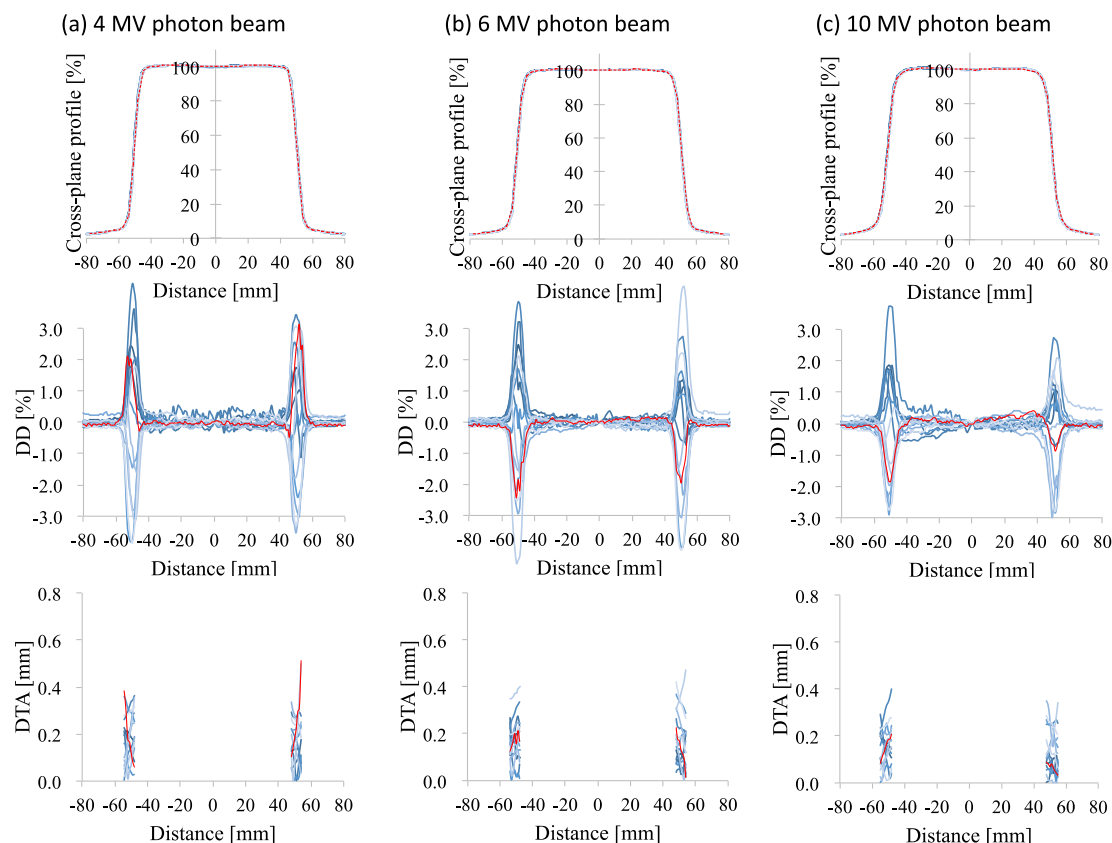


図6 平均データに対する各施設およびRBDのOCRのDDおよびDTA(赤線: RBD)

以上より、RBDは基準データとして有用であることが示唆されたが、照射野サイズ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ のOCRでは平坦領域の最大DDが2%を超える結果がみられた。これについては、平坦領域の定義が照射野サイズの80%であるため⁷、我々の解析方法のlimitationであることも考えられるが、次に挙げる要因を否定することはできない。1つめは測定条件である。Data collection mode, Dose rate, Resolutionなどプロファイルに影響を及ぼす測定因子は多く存在するが、これらに関する情報は公開されておらず、同一条件での測定を行うことができない。2つめはリニアックの機械的精度のばらつきである。特にJawの精度については、multi-leaf collimatorよりも劣ることがベンダーの仕様でも公開されており、小照射野のビームデータには大きく影響することは明らかである。また、RBDはCC13(IBA社製)で測定されたデータのみであり、小および極小照射野に関するビームデータは含まれていない。Akinoらは、本邦で臨床使用されているNovalis-TxのOPFのばらつきは、照射野サイズが $0.5 \times 0.5 \times 5 \text{ cm}^2$ で最大20%あったことを報告している⁸。これらのlimitationを把握した上で、RBDの臨床使用を検討しなければならない。

4. おわりに

現在の汎用リニアックのビームデータのばらつきは小さいが、測定によってビームデータを取得するのであれば、参照データと比較しデータ測定において問題がないことを確認する必要がある。また、RBDと本邦の平均データに差はほぼなく、基準データとして有用であることが示唆されたが、limitationを理解して活用すべきである。

参考文献

1. WHO. Radiotherapy risk profile, Technical manual. (World Health Organization, Geneva, 2008).
2. Kapanen M, Sipilä P, Bly R, et al. Accuracy of central axis dose calculations for photon external radiotherapy beams in Finland: The quality of local beam data and the use of averaged data. *Radiother Oncol.* 2008;86:264-271.
3. Das JJ, Njeh CF, and Orton CG. Point/counterpoint: vendor provided machine data should never be used as a substitute for fully commissioning a linear accelerator. *Med Phys.* 2012;39(2):569-572.
4. Das JJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys.* 2008;35(9):4186-4215.
5. 五十野優. リニアックのビームデータ測定を考える～多施設解析により見えたもの～. 放射線治療かたろう会誌 22 号. 2017.
6. Tanaka Y, Mizuno H, Akino Y, et al. Do the representative beam data for TrueBeamTM linear accelerators represent average data?. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;1-12.
7. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36(9):4197-4212.
8. Akino Y, Mizuno H, Tanaka Y, et al. Inter-institutional variability of small-field. *Phys Med Biol.* 2018;63(20):205018.

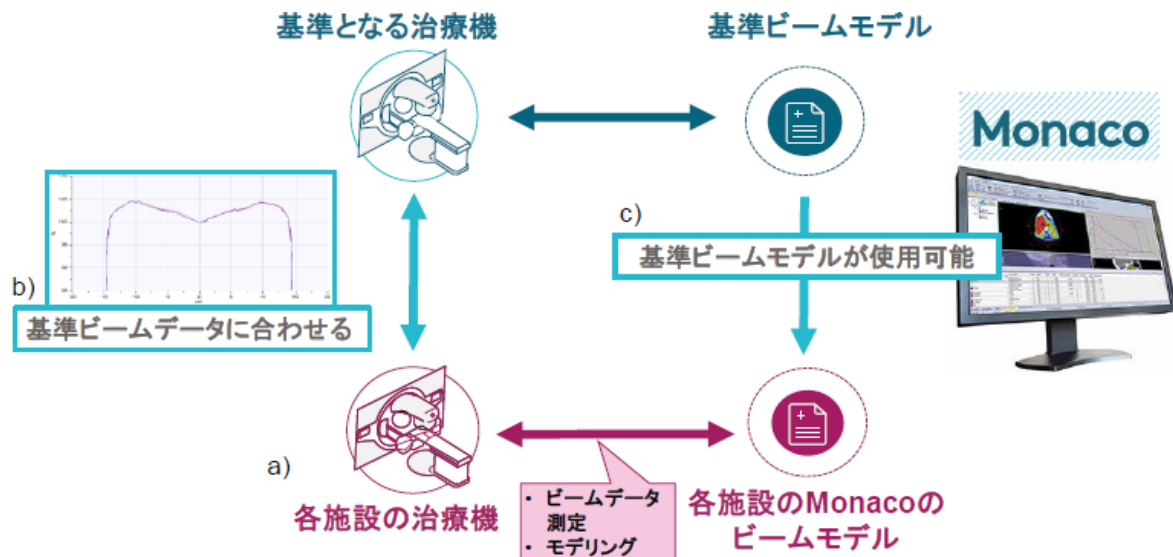
2. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み（1）

エレクタ株式会社 三宅 悠太

1. Accelerated Go Live（AGL）とは

Elekta では、基準ビームデータに対する取り組みを Accelerated Go Live（以下 AGL）と称して推進している。臨床開始までの日数削減を目指した取り組みであり、個々の治療機の出力量を基準ビームデータに合わせ込み、同一の“基準ビームモデル”を顧客の治療計画装置（Monaco）に導入するというプロジェクトである。ビームデータではなく、Monaco で使用するビームモデルを提供する。ビームデータ測定とモデル化の必要がなく、臨床開始（Go-Live）を加速（Accelerate）させることが可能になる。

従来は治療機のビーム特性は装置間でもばらつきがあるため、治療機ごとにビームデータ測定とモデル化が必要であった（図 1.a）。AGL においては、各施設の治療機を調整する際、基準ビームデータに合わせ込む（図 1.b）。そうすることで、基準となる治療機のビームモデルである基準ビームモデルを各施設のビームモデルとして利用可能にするというものである（図 1.c）。つまり、Monaco の基準ビームモデルを使用するために、治療機のビームを合わせている。治療機の受け入れ試験完了と同時に基準ビームモデルを納入できるため、直ちにコミッショニングが可能になる。



基準ビームデータは、弊社がビーム調整時に使用する BeamPro（IC Profiler 用ソフトウェア）内に登録されている照射野 30 cm × 30 cm のビームプロファイルを意味する。BeamPro では基準プロファイルと実プロファイルの同時表示、及び誤差表示が可能である。その誤差を確認しながら基準ビームデータに合わせ込まれる。つまり、合わせ込むための基準がこの基準ビームデータとなる。AGL では、プロファイルの 7 cm と 10 cm の箇所許容範囲を 0.5 %としている。基準プロファイルと同じ形状を持つビームはエネルギー指標（PDD や線質指標）においても同一となる。

Elekta では、基準ビームモデルと、合わせ込まれた治療機のビームとの整合性が取れているか確認するため、ビームモデルの受け入れ試験を設けている。この受け入れ試験では、「基準ビームモデルを使った Monaco の計算データ」と「施設の治療機で測定した実測データ」を比較し、その結果がエレクタのモデリング基準に入っているか確認する。このモデリング基準は、従来の方法すなわち実測データに基づいてのモデリングと同じ基準を採用している。また、この受け入れ試験を実施することで、顧客は導入時のベースデータを測定することになる。すべての測定を無くすのではなく、受け入れ試験や今後の治療品質管理のためにも測定は無くさないという方針である。また、AGL は、基準ビームモデルの他に、幾つかのプランテンプレートも提供する。例えば、受け入れ試験後のカウチモデリング用プランテンプレートや米国医学物理学会の TG119 を基にした IMRT/VMAT プランテンプレートがコミッショニング時に活用でき、臨床開始までの更なる加速が図れる。

2. 正式リリース

2018 年春に東北大学病院と金沢大学附属病院にご協力いただき、パイロットサイトとして AGL を実施した。現在、この 2 施設では AGL で導入した基準ビームモデルで運営している。なお、AGL は X 線のみであり、エネルギー構成は 4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF となる。国内では 2018 年 11 月に AGL を正式リリースした。

3. 今後の可能性

基準ビームモデルを用いることによる今後の可能性としては、短縮できた時間を追加のコミッショニングに使用できる点と、複数台のリニアックでも、共通の 1 つのビームモデルが使用できる点である。従来、臨床開始直前の限られた時間でコミッショニングを行い、臨床開始を迎えていたが、コミッショニングにおける時間を確保して確認を行うことで、より安心安全な臨床開始へ繋げることができる。また、施設内外での治療機の振り替えを可能にし、災害時であっても地域の AGL サイトにて治療を継続することができる、AGL サイト間で計算データや実測データを共有することで品質管理を連携しながら徹底できるなど、患者と顧客の目線から様々な可能性を秘めている。

3. 基準ビームデータに対するメーカーの取り組み（2） バリアンメディカルシステムズ 辻井 克友

1. はじめに

最近、弊社のリニアック装置である TrueBeam (TrueBeam STx, VitalBeam を含む) を導入されたご施設で基準ビームデータの利用が増えてきている。弊社独自で調査したところ、基準ビームデータを用いた TrueBeam の立ち上げ施設率は 2013 年では 9.7% であったのが、2018 年では 46.7% に増加し、急速に普及している現状が見えてきた (2018 年 9 月時点)。この背景には、本邦の学会などにおいて基準ビームデータに関する演題やシンポジウムの講演が増え、基準ビームデータによる立ち上げが認知され始めたこと、そしてリニアック装置の個体差が小さくなったことが考えられる。しかし、導入したリニアック装置が基準ビームデータと許容値内で一致するかはビームデータを測定してみないとわからない。

今回は、RBD を安全に利用していただけるように、RBD の概要と利用する際の注意点 (記載する注意点のみ守っていれば安全という訳ではない) などを記載する。また、リニアック装置の精度を向上させるための弊社の取り組みを紹介する。

なお、IASTRO QA ガイドライン¹⁾で述べられているように、ビームデータ測定はユーザ責任で行うものであり、基準ビームデータを利用するかどうかはその範囲であることに注意していただきたい。したがって、弊社は基準ビームデータの利用を推進もしくは抑止する立場ではないことを明記する。

2. Representative Beam Data

弊社のリニアック装置である TrueBeam の基準ビームデータは Representative Beam Data (以下、RBD) と呼ばれる。これは米国 Duke University に導入された TrueBeam 3 台の平均ビームデータである。RBD には、X 線および電子線の PDD (Percentage depth dose), OCR (Off-center ratio) (物理ウェッジ照射野を含む), OPF (Output factor) などのデータが含まれている。提供されているファイル形式は、弊社の放射線治療計画装置である Eclipse に直接インポートできる形式の W2CAD ファイルと参照ビームデータとして使用できる形式の EXCEL ファイルである。

ここで注意しておかなければいけないのは PDD および OCR の測定条件と OPF の測定条件が異なる点である。PDD および OCR は SSD 100 cm で測定されているのに対して、OPF は SSD 95 cm (深さ 5 cm) で測定されている。

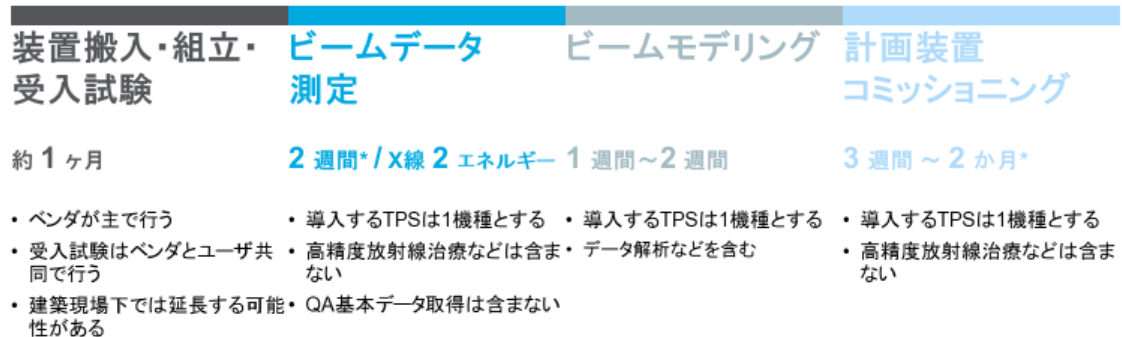
また、この RBD はバリアンのユーザサイトである「MyVarian」でダウンロードが可能である。

3. Representative Beam Data を利用する場合のメリット・デメリット

RBD を利用するにあたって、ユーザサイドから考えられる最大のメリットはリニアック装置の立ち上げ時間短縮である。図 1 は測定ビームデータを使用する場合の装置導入から治療開始までの流れを示す。記載されている作業期間は「放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について (放射線治療品質管理機構, 2008)」²⁾から引用している。X 線が 2 ビームの場合、必要な期間は約 2.5 ヶ月から 4 ヶ月になる。

装置導入から治療開始までの流れ | 測定ビームデータの場合

立ち上げの時間短縮



* 放射線治療品質管理機構、放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について、2008

VARIAN CONFIDENTIAL/ PROPRIETARY. DISCLOSED SOLELY FOR IMMEDIATE RECIPIENT ONLY

varian

図 1. 測定ビームデータを使用する場合の装置導入から治療開始までの流れ

一方、RBD を利用する場合は、ビームデータ測定、ビームモデリング、計画装置コミッショニング工程の期間を短縮できる。(図 2)

ビームデータ測定工程では、測定項目の簡略化が検討できる。ビームモデリングには、エネルギーにつき数本の PDD および数十本の OCR が必要であり、通常すべてのビームデータを測定する必要がある。一方、RBD を利用する場合、測定ビームデータは RBD と許容値内で一致しているかを確認するために主に使用される。従って、RBD との一致が保証できるような測定項目に絞ることが可能である。ただし、測定項目を減らしすぎると装置の不具合を見逃す可能性があるため、どこまで測定項目を減らすかは各施設の十分な検討が必要である。

ビームモデリング工程では、RBD を利用することで測定ビームデータを待たずしてビームモデリングが行える。さらにリニアック装置搬入と同時期に Eclipse、もしくは Eclipse T-BOX（データ検証などに用いられるスタンドアロンタイプの非臨床用 Eclipse）を納品することも可能であり、ビームモデリングをより早期に開始できる。ただし、必ずしも Eclipse (Eclipse T-BOX) を早期に使用できるとは限らない。これは建屋建築状況による立ち入り許可、また既存のリニアック装置がある場合、バージョンアップの時期を考慮する必要があるためである。

計画装置コミッショニング工程では、Eclipse (Eclipse T-BOX) のビームモデリングが終了した時点から検証プランを作成することで期間を短縮できる。もし施設のマンパワーが十分にあるなら、ビームデータ測定と並行して検証プランを作成することも可能である。

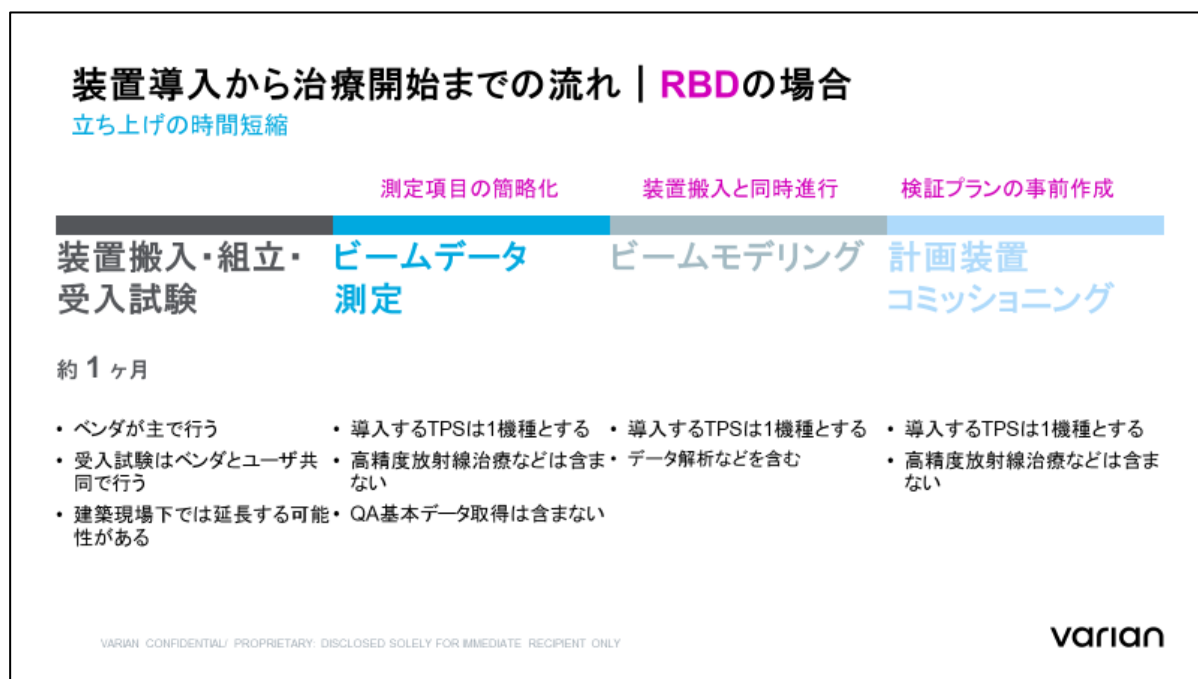


図 2. Representative Beam Data を利用する場合の装置導入から治療開始までの流れ

RBD を利用するにあたって、ユーザサイドから考えられるデメリットは施設のリニアック装置の詳細な特性または傾向性を取得できないことである。その結果、装置の不具合を見逃す可能性はある。

このように RBD を利用する場合のメリット・デメリットは、リニアック装置の立ち上げ効率に対する視点、リニアック装置の安全性に対する視点、さらに現実問題として治療停止による病院の損失などの収益に対する視点が挙げられる。各施設において、これらを十分に考慮してリニアック装置の立ち上げ計画をたてる必要がある。

4. Representative Beam Data の精度

シンポジウムでは、駒澤大学バリエーション放射線治療人材教育センター（KVEC: Komazawa-Varian Education Center）に導入した TrueBeam 1 台と大阪国際がんセンターの TrueBeam 2 台および TrueBeam STx 1 台の X 線 6 MV ビームデータ（駒澤大学 保科正夫先生および大阪国際がんセンター 五十野優先生よりご提供）と RBD を比較した。RBD に対する Global difference は、PDD（最大深から 30 cm 深まで）および OCR（相対強度 80% 領域）で 0.5% 以内であった。ここでは、ビームデータの精度に関する 4 つの文献を簡単に紹介する（表 1）。これらの文献では PDD、OCR および OPF の SD (Standard deviation) が 1% 以内の精度であった。また、3 つの文献では Penumbra の SD が 0.42 mm 以内であった。

(1) Chang Z, et al., Med Phys. 2012 Nov;39(11):6981-7018³⁾

Duke University (Durham, NC) に導入された TrueBeam 3 台のビームデータを比較している。Representative Beam Data の基となった文献である。

(2) Beyer GP, J Appl Clin Med Phys. 2013 Jan 7;14(1):4077⁴⁾

異なる施設の TrueBeam 3 台と Trilogy (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) 1 台および Clinac 2100 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) 1 台のビームデータを比較している。ここでは、TrueBeam のデータのみ記載する。

(3) Glide-Hurst C, et al., Med Phys. 2013 Mar;40(3):031719⁵⁾

Henry Ford Health Systems (Detroit, MI), University of Texas Southwestern (Dallas, TX)および University of Colorado Denver (Denver, CO)の TrueBeam 5 台のビームデータを比較している。

(4) Kerns JR, et al., Med Phys. 2016 May;43(5):2374⁶⁾

The Imaging and Radiation Oncology Core-Houston (IROC-H) Quality Assurance Center で収集した 500 台以上のバリアン社製リニアックのビームデータを比較している。ここでは TrueBeam 約 30 台のデータを記載する。

表 1. ビームデータの精度に関する文献

	Material	PDD(10)	OCR	Penumbra	OPF
		SD	SD	SD	SD
1. Chang Z, et al.	3 TBs (7 photon energy)	<0.80%	<0.42%	<0.42 mm	<0.16%
2. Beyer GP	3 TBs (3 photon energy)	<0.25%	<1.0%	<0.21 mm	<0.5%
3. Glide-Hurst C, et al.	5 TBs (5 photon energy)	<0.3%	Good agreement	<0.42 mm	<0.5%
4. Kerns JR, et al.	~30 TBs (4 photon energy)	<0.3%	<0.5%	N/A	<0.6%

Abbreviation: TB: TrueBeam and/or TrueBeam STx

5. Representative Beam Data を利用する際の注意点

RBD を利用する際の注意点を記載する。ただし、下記の点のみ注意すればいいというものではなく、他にも予期せぬエラーが発生する可能性も考えられる。RBD を利用する際は十分な注意が必要である。

(1) 絶対線量と OPF の測定条件の登録間違い

Eclipse では絶対線量を登録する際に SPD (Source-phantom distance)および calibration depth を入力する。標準計測法 12 に従うと、SPD は 900 mm, calibration depth は 100 mm と入力する。

同様に OPF の登録でも SPD および calibration depth を入力する。ここで、RBD の OPF を利用する場合、SPD は 950 mm, calibration depth は 50 mm の測定データであることを理解しておかなければいけない。Eclipse の両者パラメータ登録画面が似ていることもあり、これらの SPD および calibration depth を間違えて入力してしまうことがある。これは致命的な線量エラーを招くことになる。

(2) 簡易的なビームデータ測定の実施

知っておきたいことはアクセプタンステストでは JAW の絶対位置を光照射野による目視で現地調整していることである。従って、OCR のペナンプラ領域が RBD と一致しているかはビームデータを測定するしか評価できない。

このようにビームデータ測定およびコミショニングはアクセプタンステストを補う役割があるため、RBD を利用する場合でも簡易的なビームデータ測定を実施すべきである。

(3) MLC パラメータのコミショニング実施

Eclipse で扱う MLC パラメータは Leaf Transmission と Dosimetric Leaf Gap の 2 つである。IMRT や

RapidArc を立ち上げる際には、臨床模擬プランや臨床患者プランを用いて、計画値と実測値が合うようにMLCパラメータを調整する作業が必要である。これらパラメータの最適値は照射野サイズ、深さ、照射法、プランの複雑さなどに依存するため、施設ごとにMLCパラメータを決定しなければならない。RBD ではこの2つのパラメータは提供されておらず、各施設におけるコミッショニングが必要である。

6. Representative Beam Data に対するバリエーションの取り組み

RBD に対する弊社の取り組みである Enhanced Beam Conformance オプションを紹介する。これは工場組立時に通常より厳しい許容値で X 線および電子線ビーム調整を行うオプションである。具体的には、X 線および電子線エネルギーを通常よりも厳しく調整し、X 線プロファイルを RBD に近づくように調整する。(表 2)

表 2. Enhanced Beam Conformance の詳細

		許容値	
		通常	EBC
X 線エネルギー	PDD(10)	±1.0%	±0.5% ^{*1}
X 線プロファイル (クロスおよびビーン)	照射野: 10 cm×10 cm, 30 cm×30 cm ポイント: 各照射野内 2 点	調整なし ^{*2}	RBD ≤ 1.0%
電子線エネルギー	R90, R50	±1.0 mm	±0.7 mm ^{*3}
	R80	±0.7 mm	±0.5 mm ^{*3}

^{*1} X 線 4 MV では±0.7%

^{*2} EBC オプションの有無にかかわらず、プロファイルの平坦度および対称性の許容値は存在する

^{*3} 電子線 12–22 MeV では R90 および R50 ±0.8 mm, R80 ±0.6 mm

- 1) JASTRO, 外部放射線治療における QA システムガイドライン. 2016. 2016:64-65
- 2) 放射線治療品質管理機構, 放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について. 2008
- 3) Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al., Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines. Med Phys. 2012 Nov;39(11):6981-7018
- 4) Beyer GP, Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. J Appl Clin Med Phys. 2013 Jan 7;14(1):4077
- 5) Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al., Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. Med Phys. 2013 Mar;40(3):031719
- 6) Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al., Technical Report: Reference photon dosimetry data for Varian accelerators based on IROC-Houston site visit data. Med Phys. 2016 May;43(5):2374

4. 基準ビームデータの活用を意識したデータ取得

東京女子医科大学 恒田 雅人

1. はじめに

Varian Medical Systems 社製の医療用直線加速器 TrueBeam と放射線治療計画システム Eclipse, 放射線治療計画支援システム Velocity の導入に際し, ベンダーから提供される Representative BeamData (以下, RBD と称する) を利用したビームモデリング, コミッショニングを実施した. RBD とは, IBA 社製の CC13 電離箱線量計を用いて, Duke University にインストールされている 3 台の TrueBeam より測定されたビームデータである [ref. 1]. 光子線 4-15MV (FFF ビームも含む), 電子線 6-22MeV のデータが CSV 形式と Eclipse にインポート可能な W2CAD 形式でベンダーから供給される.

本報告では, 会場での報告に用いたスライドの内容に加えて, 会場や座長, 演者の先生と討論した内容についてまとめる.

2. RBD を用いたコミッショニングについて

当院では, 治療計画装置におけるビームモデリングの前に RBD と当院の実測データに相違がないか検証した. 検証項目は, 照射野サイズ 4cm x 4cm, 10cm x 10cm, 40cm x 40cm 角の PDD と Cross-line OCR (深さ: dmax, d10cm, d20cm, d30cm) とした. 検証の際, RBD の測定に用いられた CC13 電離箱線量計を使用した. 図 1 は, 照射野サイズ 10cm x 10cm における RBD-PDD と当院の実測した PDD の比較結果である. Dmax 以降, $\pm 1\%$ で一致した. また, OCR 解析の一例として, 表 1 に当院の測定データと ref. 2 の比較を示す. 大きな誤差はなく, 問題となる結果は見受けられなかった.

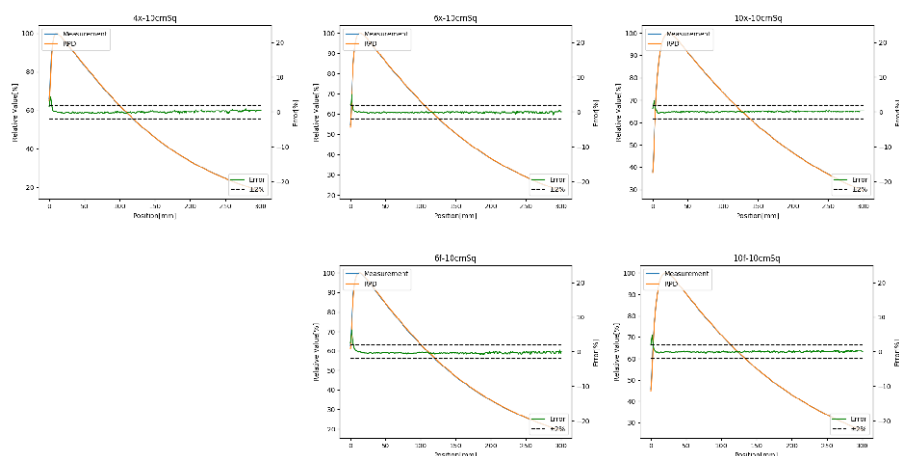


図 1 : RBD として提供される PDD と当院で実測した PDD

表 1：参考文献より引用した OCR 解析結果 [ref. 2] (a), 当院で測定した OCR 解析結果 (b)

(a)

TABLE 4. Beam profile analysis for TrueBeam, Clinac, and Trilogy linear accelerators.

Depth (cm)	Energy = 6 MV Linear Accelerator	10 cm × 10 cm Field Size		40 cm × 40 cm Field Size	
		Penumbra (mm)	Field Width (cm)	Penumbra (mm)	Field Width (cm)
1.5	TrueBeam#1	5.7	10.17	6.0	40.77
	TrueBeam#2	5.6	10.18	5.9	40.78
	TrueBeam#3	5.5	10.17	5.8	40.79
	Clinac 2100	5.4	10.15	5.7	40.72
	Trilogy	5.5	10.16	5.7	40.91
10	TrueBeam#1	7.2	11.03	10.1	44.14
	TrueBeam#2	7.0	11.03	10.0	44.11
	TrueBeam#3	7.0	11.05	9.9	44.19
	Clinac 2100	6.8	11.02	10.0	44.16
	Trilogy	6.8	11.03	10.1	44.29

(b)

Energy: 6MVX		Aside of Field Size: 10 cm		Aside of Field Size: 40 cm	
Depth [cm]	LINAC	Penumbra [mm]	Field Width [cm]	Penumbra [mm]	Field Width [cm]
dmax	TrueBeam @tumu	5.3	10.19	5.7	40.68
10	TrueBeam @tumu	7.0	11.06	10.2	44.08

高精度放射線治療（回転強度変調放射線治療，体幹部定位放射線治療）に対して，多次元検出器（ScandiDos 社製 Delta4, SunNuclear 社製 MapCHECK2）と IBA 社製の CC04 電離箱線量計，水タンク式肺ファントム[ref. 3], 4 次元プラットフォームを用いてコミッショニングを行なった（図 2）。

まず，Dosimetric-leaf gap（DLG）と Transmission factor（TF）の測定に関して当院の経験を共有する。DLG/TF 共に，ベンダーから提供されている RT-plan を用いて測定を行なった。測定した DLG/TF（以下，導入時 DLG/TF とする）を初期値として治療計画装置に登録し，複数の VMAT プランを作成した。その後，Delta4 と CC04 電離箱線量計の測定値を考慮しながら，フィードバックをかけ，DLG/TF の合わせこみを実施した。しかしながら，臨床運用開始後 MLC モーターの交換が頻発した。メンテナンス時に確認したところ，MLC 全開時に A bank と B bank の MLC が接触し，圧がかかっていた。Bank 間の間隙を取り，Weekly QA で確認している MLC output と DLG/TF, patient specific QA（胸部と腹部領域の患者プラン）の測定を行なった。当然出力は高くなったが，当院の臨床プランを用いた測定では絶対線量測定値が平均+0.4%であったため，再コミッショニングの必要はないと判断した。この経験から，コミッショニング時から“情報”として，DLG/TF をはじめとするパラメータや測定値について他院の TrueBeam ではどの程度であったかを把握しておくべきであると考えた。把握しておくことで効率的にコミッショニングを進めることができと思う。しかしながら，実機の個体差などにより，同値になるかは不明であり，この点に関してユーザー間で情報共有する必要がある。図 3 は，当院の導入時 DLG/TF とメンテナンス後 DLG/TF のプロットである。このデータが今後 TrueBeam を導入する施設の役に立てば幸いである。

当院では，回転強度変調放射線治療時に patient specific QA として Delta4 を用いた線量分布検証と CC04 電離箱線量計を用いた絶対線量検証をルーチンとしている。2018 年 1 年間における絶対線量検証の結果を図 4 に示す。概ね±1%以内で一致し，安定した結果が得られたと考えている。

RBD を利用することで，コミッショニング期間を短縮することが可能であった。加えて，解析用プログラムや測定用 Excel シートをあらかじめ用意しておくことで作業の簡略化ができた。何か“基準・参考になるデータ”という点で RBD の使用の可否に限らず，提供されるデータは利用

すべきであり、かつ重要だと考える。

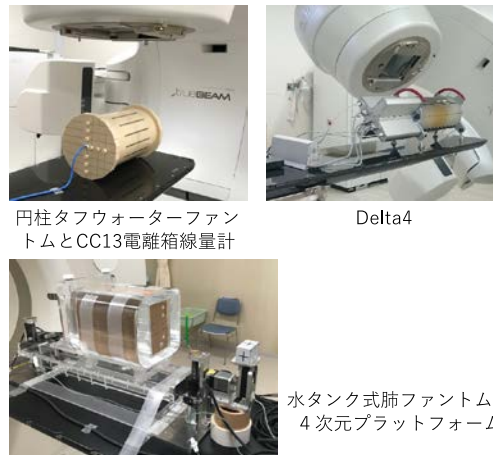


図2：高精度放射線治療に対するコミッショニングに使用した機器

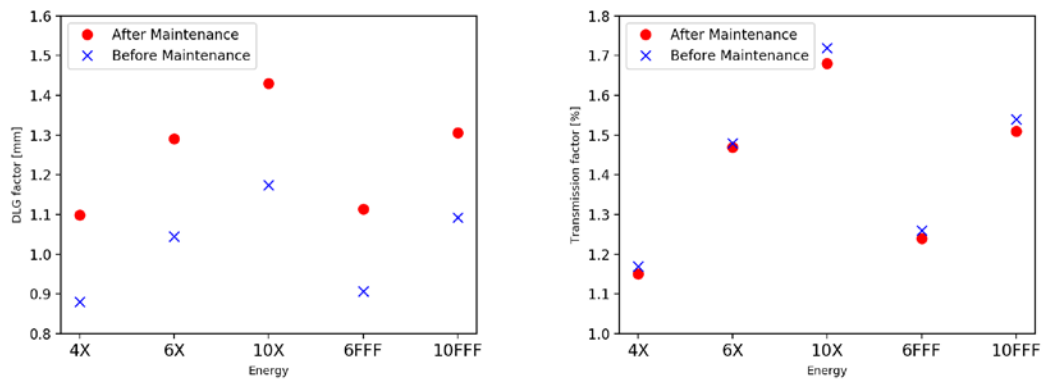


図3：当院にて測定した導入後、調整後のDLG（左）、TF（右）

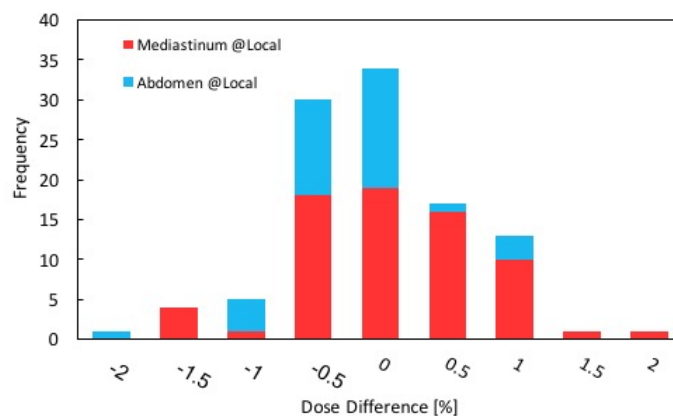


図4：2018年1月から2018年12月までの患者QA（絶対線量測定）結果

3. RBDを用いたコミッショニングの課題と今後

- RBDと測定データの比較について、どの測定を行うか指針がない

当院では、大中小の照射野サイズとして4, 10, 40cm角正方形照射野を選択し、PDDとCross-line

OCR の測定を行なった。しかしながら、どの項目を測定し、RBD との一致度を検証すべきか推奨はない。よって、国内の TrueBeam 所有施設で連携し、「どの測定が必要であり、そのクライテリアはどの程度なのか」に関して統一することが望ましいと考える。

- **品質管理 (QA/QC) 用にベースラインとするデータは RBD または測定データなのか**

導入後、品質管理の項目として、PDD や OCR のベースライン（導入時）からの変位量を評価することが必要である。この点に対して、ユーザーが十分に理解し、QA/QC を実施する必要がある。RBD には、In-line 方向の OCR は含まれていない。当院では、導入時に RBD と CC13 を用いて測定した実測データを比較した。その際、In-line 方向の OCR を追加測定し、In-line OCR のベースラインデータとした。PDD と Cross-line OCR については、RBD をベースラインデータとして運用している。

4. 最後に

LINAC 立ち上げ時に RBD を利用することでコミッショニング期間の短縮につながる。しかしながら、ユーザーは先 10 数年間、安全に治療を実施するために LINAC の品質管理を行う必要がある。よって、品質管理に必要なデータは導入時に揃えておく必要がある。この点に関して、RBD を用いてコミッショニングを行う場合と実測データを用いてコミッショニングを行う場合で「何の測定データがあり、何の測定データがないのか」について十分に把握し、準備する必要があると思う。

5. 参考文献

- [1] Zheng Chang *et al.* Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines. Medical Physics. 2012; 39(11)
- [2] Gloria P. Beyer. Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2013; 14(1): 273-288
- [3] T. Nishio *et al.* Design, development of water tank-type lung phantom and dosimetric verification in institutions participating in a phase I study of stereotactic body radiation therapy in patients with T2N0M0 non-small cell lung cancer: Japan Clinical Oncology Group trial (JCOG0702), Journal of Radiation Research. 2014; 55(3): 600-607

粒子線治療装置の構造とビーム形成方法

南東北がん陽子線治療センター 下小牧 遼太

【粒子線治療の概要と近況】

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

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

このように粒子線治療を行うことができる施設が増加し、また保険適用が拡大されたこと、さらに粒子線の性質自体についての知識が広まったことによって、粒子線治療は我々のような医療現場で放射線業務に従事する者にとって、少しずつではあるが以前よりも一般的なものになりつつある。しかし、当然のことではあるが、粒子線治療の業界には普段業務に従事している医師や診療放射線技師、医学物理士、その他技術員以外には聞きなれない専門用語・機器が多く存在するため、非常にわかりにくいものになっているように感じられる。本稿では普段粒子線治療に触れることのない初学者にもできるだけ簡単に、わかりやすく感じてもらえるよう、それら様々な用語や機器について、特に陽子線治療の拡大照射法に使用される様々な装置とそれらの特徴を中心に説明する。

【拡大照射法における照射野形成】

シンクロトロンもしくはサイクロトロンにより加速され射出された粒子線は、ほぼ単一エネルギーかつペンシルビーム状の細いビーム束であるが、腫瘍はある程度の大きさを持っているため、一様に線量を与えるためには様々な工夫が必要である。実用に足る線量分布を形成する主な方法としては、ビーム進行方向および側方に拡散させ使用する拡大照射法と、ほぼそのままの状態で使用する、最新技術であるペンシルビームスキニング（PBS）法の2種類が存在する。これまでは拡大照射法が主流であったが、近年はPBS法での治療を行える装置を導入した粒子線治療施設が増えつつある。

(1)側方への照射野形成

細い粒子束の状態の粒子線を側方へ広げる方法としては、金属等の物質（散乱体）による散乱を利用した二重散乱体法と磁力による偏向を利用したワブラー法の主に2種類の方法が存在する（図1）。

二重散乱体法は、散乱体を2つ用いることで粒子線を側方へ大きく散乱させ、治療に足るだけの側方への広がりを持った粒子線の分布を得る方法である。通常、第一散乱体には一様な厚さで単一の材質のものが用いられる。第一散乱体を通じた後の粒子線はガウス分布状の広がりを持つため、照射位置で平坦な分布となるように第二散乱体の材質・形状が決定される。この方法の利点は、時間的な変動がないためにビームの強度変化に強いことである。一方、散乱体を2つ使用するため、ビーム位置には高い正確度が要求され、またビームのエネルギー損失が大きくなる。照射のパラメータによって第二散乱体を交換する必要もある。炭素線をはじめとした重粒子線においては、入射粒子のフラグメンテーションなどの問題が発生する。

ワブラー法は電磁石によりビームを円形や螺旋形に走査し、その後散乱体を通させ、時間積分により照射位置で平坦な分布を形成する方法である。二重散乱体法に比べるとエネルギー損失が小さくビーム位置の揺らぎにも強い、電磁石の電流値を調整することで回転半径を調整することができ比較的柔軟に照射野サイズを変更できる、などの利点があるが、時間的な変動があるため、のちに述べるレンジモジュレーションホイール(Range Modulation Wheel ; RMW)との併用はできない。

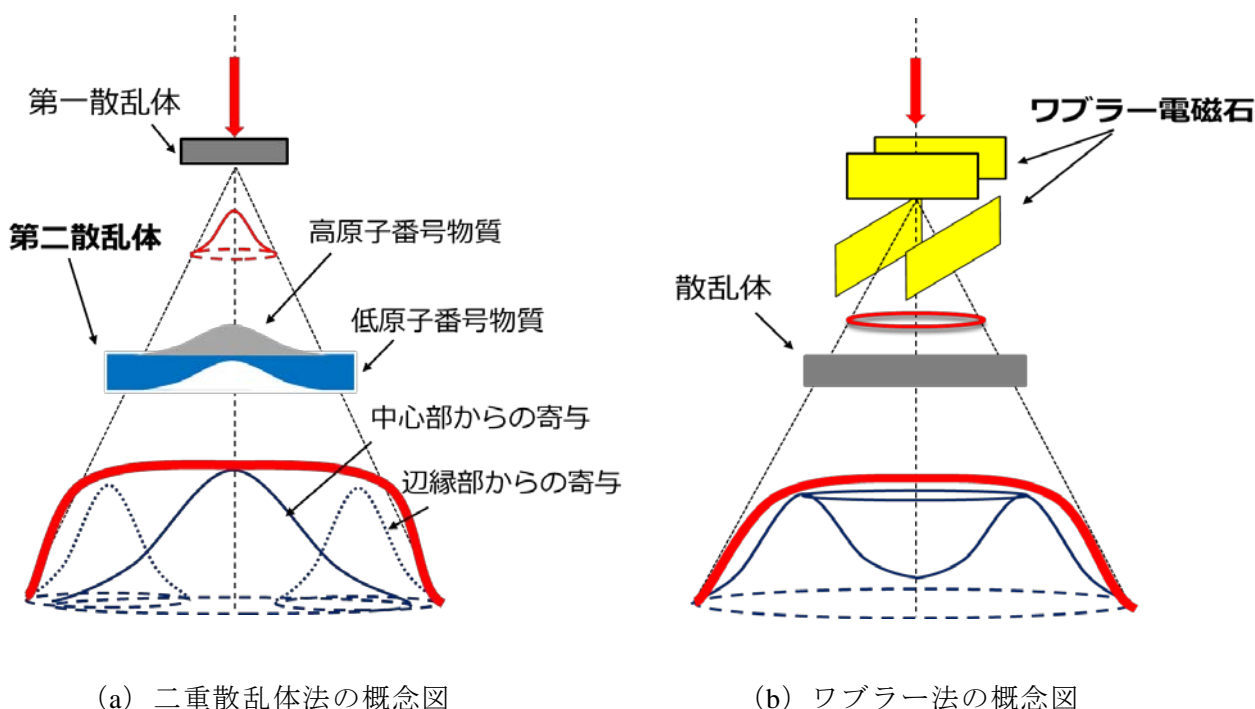


図1 拡大照射法における側方への照射野形成

(2) 深部方向への照射野形成

粒子線の特長であるブラッグピークは細く鋭い深部線量分布を描くため、そのままではある程度の大きさを持つターゲットに対し均一に線量を与えることができない。したがって、その線量分布を深部方向へ拡大させた拡大ブラッグピーク (Spread-Out Bragg Peak ; SOBP) を形成させる必要がある。拡大照射法において SOBP を形成させるには、ビームを様々な厚みを持つ物体 (装置) に照射し透過させ、飛程を変化させたピークを重ね合わせることが必要となる。その装置として、国内ではリッジフィルタと RMW が使用されている。

リッジフィルタは楔形の構造を多数持つ装置で、通過位置によってビームの飛程が変化し、照射位置で SOBP が形成される (図2)。ビームライン上に静的に配置する装置であり時間的な変動がないため、先に述べた二重散乱体法だけでなくワブラー法にも用いることが可能である。

リッジフィルタの形状はある範囲のエネルギーと SOBP 幅に対し最適化されるよう設計されているため、臨床に用いるには施設で使用する加速エネルギーと SOBP 幅の数だけ必要となる。したがって、リッジフィルタを簡単かつ迅速に入れ替えることができる機構が必要とされる。

RMW は回転するホイールの上に複数のリッジフィルタが乗っているような構造をしており、ビームが通過する位置は変化しないが、ホイールが回転することでリッジの各厚みをビームが通過することになる（図 3）。加速器の精確なコントロールが可能であれば、ビームのオン・オフのタイミングやビーム電流の強度を変化させることにより、原理的には 1 つのホイールで複数のエネルギー範囲や SOBP 幅に対応可能となる。

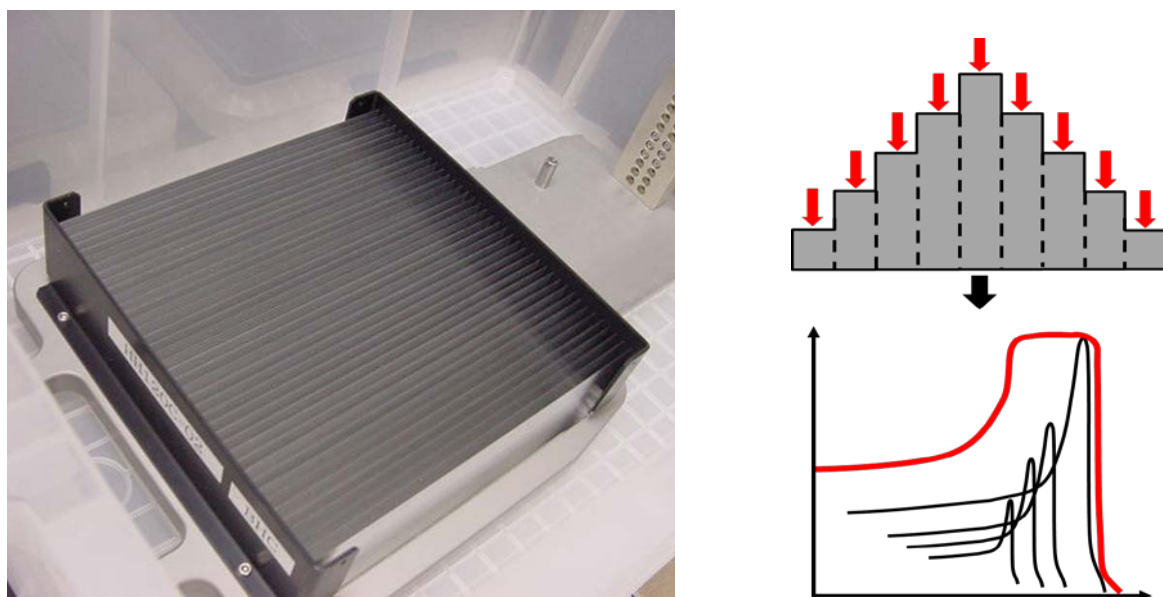


図 2 リッジフィルタ

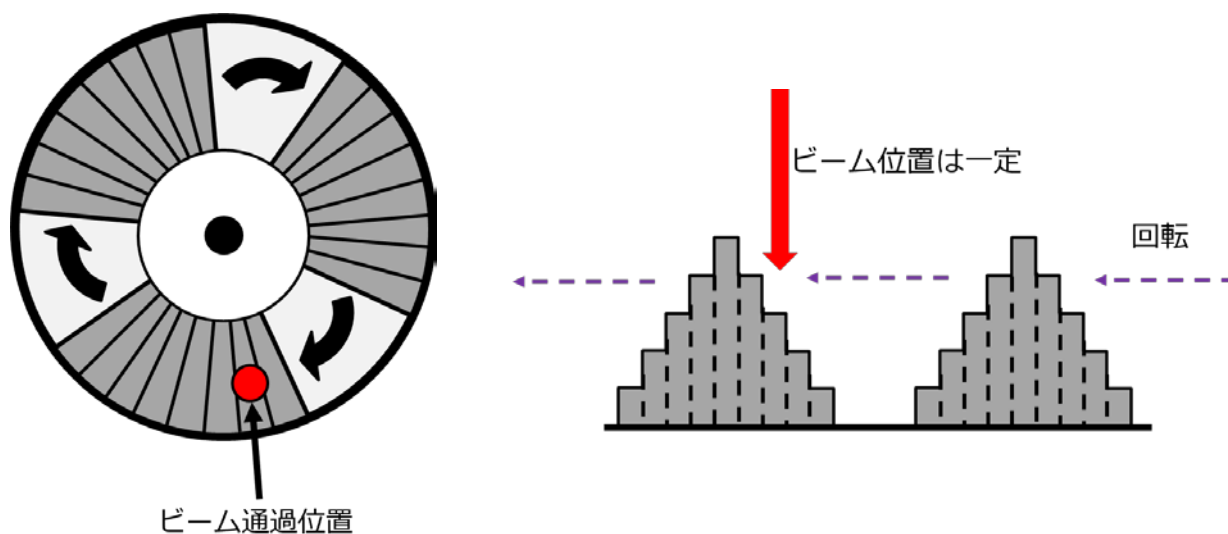


図 3 レンジモジュレーションホイール (RMW)

SOBP を形成させた後は、その位置を微調整することが必要となる。粒子線の飛程は加速器のエネルギーによって決定されるが、ミリメートル単位での細かな飛程の調整をそれのみによって行うことは難しい。そこで用いられるものがレンジシフタと呼ばれるもので、ビームライン上に様々な厚みのレンジシフタを直接配置することで、粒子線の飛程をビーム上流側へ調整するというものである（図 4）。現状では平らな板状のバイナリ型と呼ばれるものがよく用いられており、その他には楔形をしたウェッジ型と呼ばれるものもある。

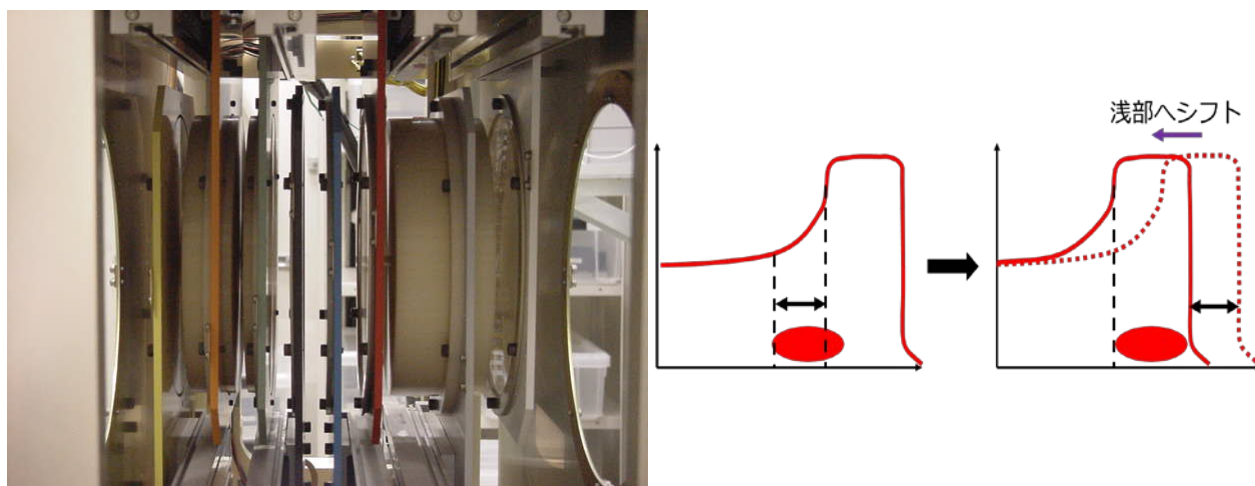


図 4 レンジシフタ

SOBP を形成させその位置を腫瘍の位置に合わせた後は、より正常組織への照射を少なくするために、線量分布を腫瘍の形状に合わせる必要がある。当然ながら腫瘍の形状は患者によって、またビームの照射方向によってさまざまであるため、それぞれに適した照射野を形成する必要がある。側方への照射野形状の形成は、光子線治療同様、粒子線治療でもマルチリーフコリメータ（MLC）が用いられることが多いが、それに加えて粒子線治療の場合、ある深さ以降にはほとんど線量を与えないという最大の特長を活かすため、飛程末端の線量分布の形状を腫瘍の形状に合わせる必要があるとされる。その際に使用されるのが飛程補償体、一般的にはボラスと呼ばれるものである（図 5）。ボラスを用いることで腫瘍後方の正常組織の手前でビームを停止させることができる。その一方で、SOBP をビーム上流側へそのままシフトさせる形になるため、腫瘍手前に高線量域が生まれることになる。通常、ビームラインの最下流に配置されるのがこのボラスである。なお、このボラスは高エネルギー X 線・電子線治療で利用されるものとは別物である。

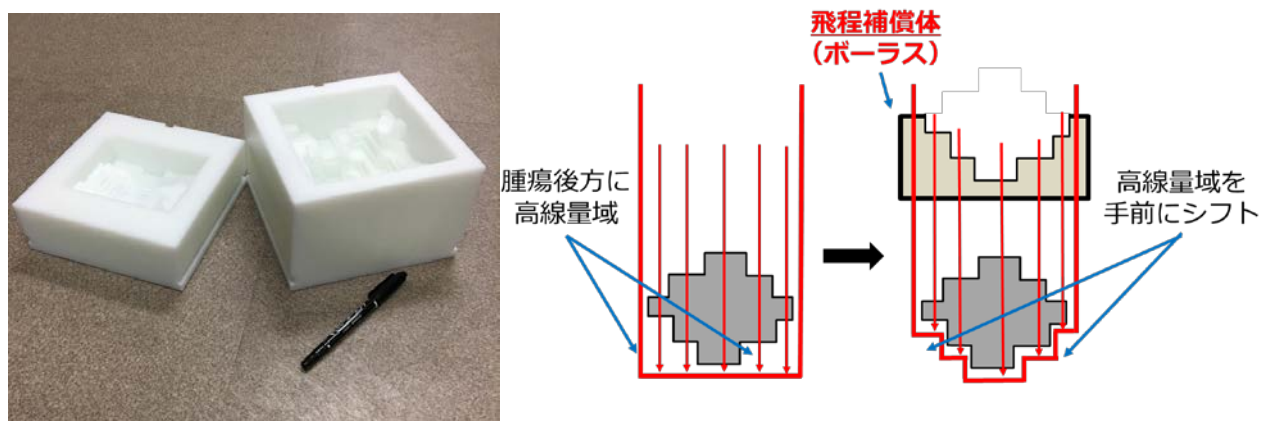


図 5 ボラス

【ビームラインの形成】

これまで述べてきたシステム・機器は、下図のような形で実際に配置される．図 6 はワブラー法とリッジフィルタを用いたビームラインを簡略化して表したもので、筆者の所属する南東北がん陽子線治療センターなどで採用されている．図 7 は二重散乱体法と RMW を用いたものであり、国内では名古屋陽子線治療センターで採用されている．このビームラインにおいて、RMW は第一散乱体の役割も兼ねている．

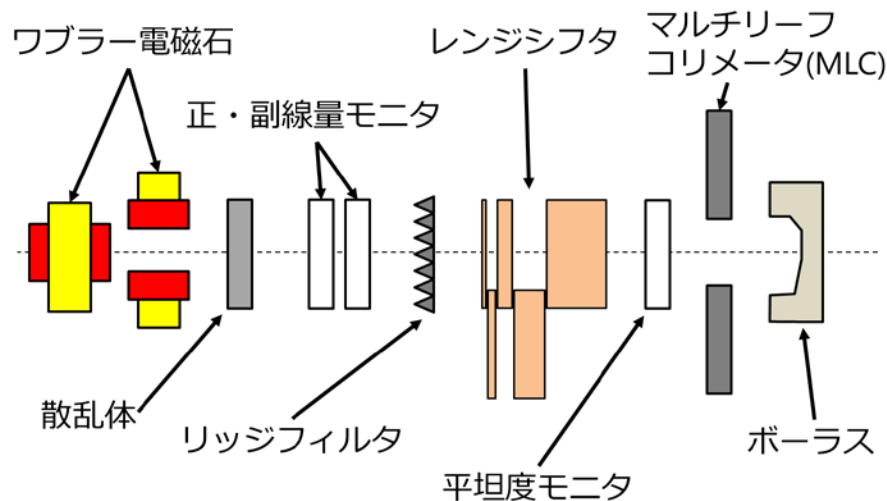


図 6 ワブラー法とリッジフィルタを用いたビームラインの例

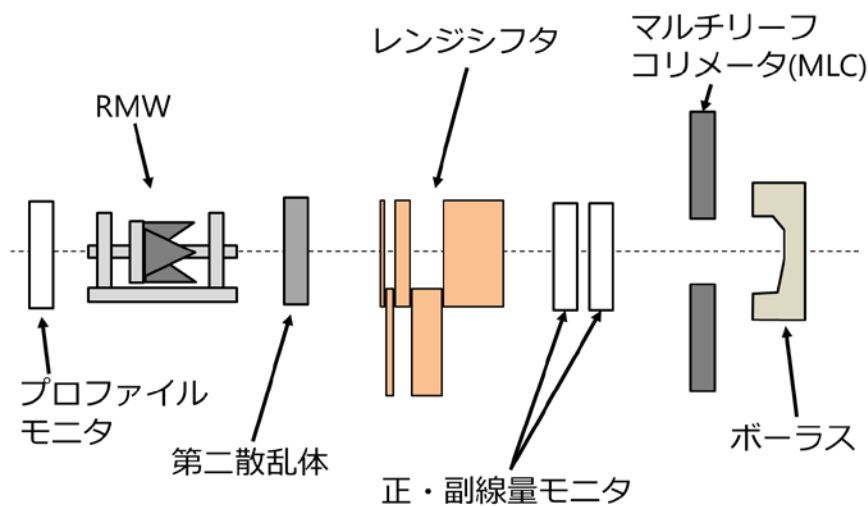


図 7 二重散乱体法と RMW を用いたビームラインの例

【最新技術－PBS 法】

これまで拡大照射法について述べてきたが、拡大照射法では SOBP で腫瘍全体を覆いつくすよう照射するため、腫瘍が複雑な形状であった場合に腫瘍以外にも線量を与えざるを得ないこと、またボラスを使用するため腫瘍手前に高線量域を発生させてしまうことなどが課題とし

てあげられる．それらを解決可能な最新技術として，**PBS 法**がある（図 8）．**PBS 法**はその名前の通り，ビームを側方や深部方向へ拡大することなく，加速器から出てくるペンシルビーム状の細い粒子束のまま治療を行う方法である．ビームは電磁石により側方への向きをコントロールされ，また深部方向へは加速器のエネルギーとレンジシフタにより飛程が調整される．図 9 に示されるように，ビームライン上に配置される機器が少ないためにビームの損失が少なくなり，ビーム利用効率が高くなる．同時に機器との相互作用によって生成される二次中性子を少なく抑えることができる．そして最大の特長が，細い粒子束をコントロールし腫瘍を塗りつぶす照射方法であるため，拡大照射法よりも腫瘍に局限した線量分布を形成可能となることである．

PBS 法の中にはいくつか種類が存在するが，その中でも最新技術として注目され，導入している施設が増えつつあるのがスポットスキニング法である．この方法は点描のように腫瘍をいくつもの点（スポット）で塗りつぶすように照射する方法であり，複雑な形状の腫瘍に対しても従来よりも局限した線量を与えることが可能となる．

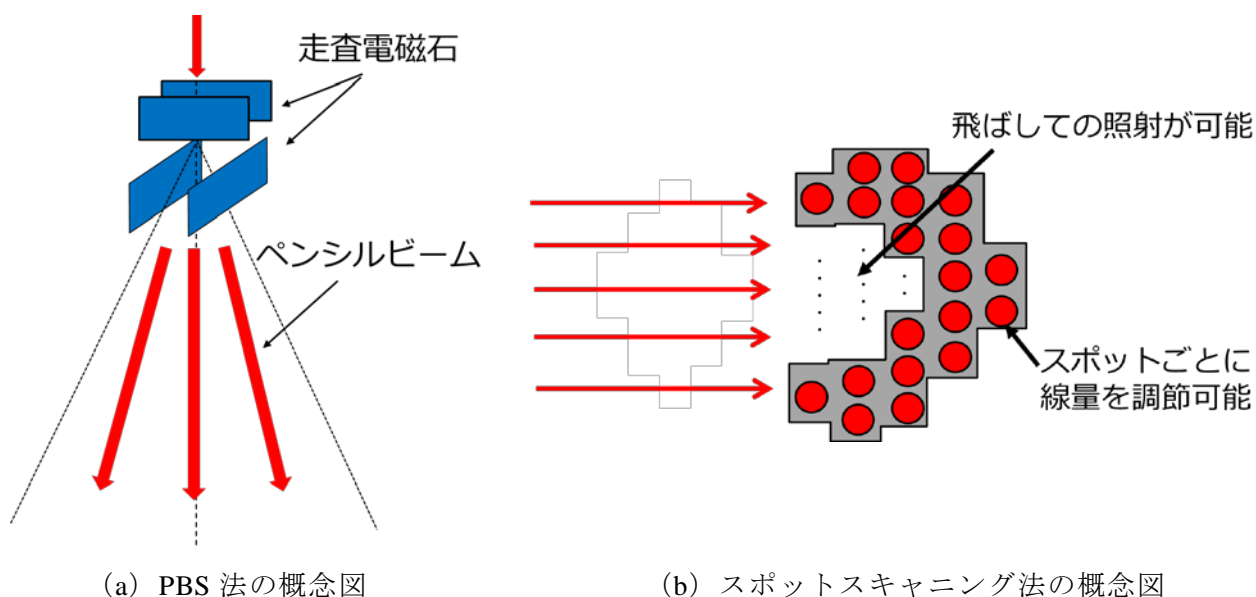


図 8 PBS 法

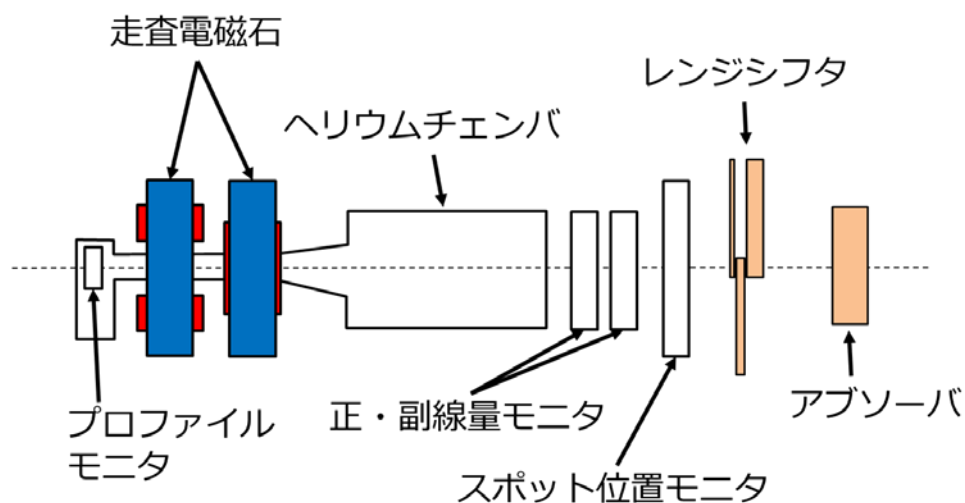


図 9 PBS 法のビームラインの例

【粒子線治療の今後の動向】

PBS 法では拡大照射法よりも限局した線量分布を形成できるが、その分ビーム位置には非常に高い精度が要求されることや、線量分布形成に時間構造が強く加わるため、呼吸性移動などの動きのある臓器には適用が難しいとされてきた。しかし近年、放射線医学総合研究所や北海道大学などで、呼吸性移動に対応した照射方法・システムが開発され、臨床応用されている。加えて、強度変調陽子線治療（Intensity Modulated Proton Therapy ; IMPT）などの照射法も開発され、臨床で実際に行われるようになっていく。粒子線治療装置は大掛かりであり既存の装置をリプレイスすることは容易ではないため、拡大照射法もしばらくは残っていくものと思われるが、今後は拡大照射法は淘汰され PBS 法が主流になっていくことは間違いない。しかし一方で、PBS 法のような超高精度な放射線治療には往々にしてイレギュラーな事態（患者の体系変化やビーム軸の変動など）に影響を受けやすいという性質がある。様々なケースに対応可能なよりロバストな治療・照射法の確立が現在強く求められている。今後の研究開発により種々の問題が解決され、PBS 法がより多くの疾患に適用されることが、粒子線治療における当面の目標となるのではないだろうか。

【参考文献】

- [1] Harald Paganetti edit, “PROTON THERAPY PHYSICS”, CRC Press, Taylor & Francis Group, LLC, 2012
- [2] 秋山浩 “加速器医療応用 2 陽子ビーム 陽子線治療” 高エネルギー加速器セミナーOHO
<http://accwww2.kek.jp/oho/OHOtxt/OHO-2012/6%20akiyama%20hitachi%2020120821.pdf>
- [3] Toshito et al. A proton therapy system in Nagoya Proton Therapy center Australas Phys. Eng. Sci. Med 2016
- [4] T.F.DeLaney and H.M. Kooy, “Proton and Charged Particle Radiotherapy”, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, a Wolters Kluwer business, 2008

線量検証法 線量勾配を考慮した 新しい線量分布検証アルゴリズム開発への挑戦 北海道大学大学院保健科学研究所 石川 正純

1. はじめに

近年、腫瘍へ線量を集中しつつ周辺のリスク臓器を保護することが可能な強度変調放射線治療(Intensity-modulated radiation therapy; IMRT)や強度変調回転放射線治療(Volumetric-modulated arc therapy; VMAT)などの高精度放射線治療が多く施設で実施されており、腫瘍に隣接するような OAR 臓器の線量を 3 次元原体照射(3D Conformal radiation therapy; 3D-CRT)と比較して大幅に低減できるようになった反面、腫瘍辺縁部で大きな線量勾配を持つようになった。高精度放射線治療では、MLC (Multi-leaf collimator)の位置誤差やガントリー角度誤差、カウチによる吸収など、さまざまな要因によって、意図しない線量分布で治療が行われる可能性がある。そこで、患者ごとの品質保証のための検証測定として、フィルムなどを用いた 2 次元線量分布測定を行い、照射の健全性に関する確認が行われている^[1]。検証測定では、治療と同条件にて測定用ファントムに照射を行い、治療計画通りに照射が行えることを確認している。しかしながら、これらの測定では、必ず誤差が存在するため、その誤差を考慮した上で、異常を的確に検知する必要がある。

フィルムを用いた線量分布測定の検証法としては、DD (Dose difference)法、DTA (Distance to Agreement) 法、DD 法と DTA 法を融合した Gamma 解析法^[2](図 1)などが一般的に用いられている。特に、Gamma 解析法は位置誤差と線量誤差を定量的に判定できる方法として有用であり、特定の施設の基準として治療品質を一定レベル以上に保つことに大きく貢献している。しかし、Gamma 解析法では、位置誤差と線量誤差を考慮した解析法として世界的に広く利用されているが、これらの誤差間には有機的な繋がりはなく、便宜上の評価値として利用されている。また、合格基準としての pass rate は自由に設定できるため、DTA や DD の数字が持つ意味と pass rate の妥当性をどのように解釈すればよいのかが非常に難しく、ファントム測定において 3 mm の位置誤差が生じることは稀であるにも関わらず、しばしば(DTA:3mm, DD:3%)といった数値が判定基準として用いられている。

一方、多くの治療計画装置では、3 次元での線量分布を出力可能であり、任意の断面における線量分布および、その断面における線量勾配情報も計算可能である。線量勾配に関する情報が分かれば、位置誤差に対応する線量誤差を評価することが可能となるため、許容される線量誤差および計算誤差・測定誤差を加味して、線量という単一の単位で異常を検知できるようになると考えた。そこで本研究では、放射線治療におけるフィルムを用いた線量分布検証測定において、Gamma 解析法で問題となっている

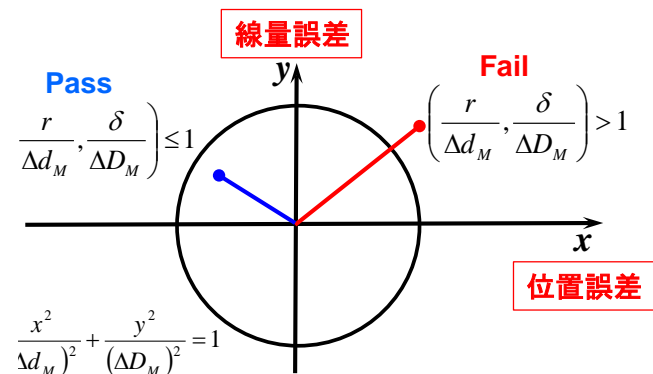


図1 γ解析法の基本的な考え方

pass rate の妥当性を解決する方法として、線量勾配を考慮した新しい解析方法（Gradient 法）の提案を目的とし、強度変調放射線治療の品質保証測定における有用性について検討した。

2. Gradient 法について

線量分布解析における基本的な判定方法としては、フィルム等によって測定された特定の評価ポイントに対して、治療計画装置による計算値と比較して、差が許容線量内にあることをもって、そのポイントの可否を判定することが妥当である。しかしながら、治療計画装置による誤差（一般的な許容線量誤差、式(1)の右辺第 1 項目）、測定の位置誤差に伴う線量誤差（右辺第 2 項目）、測定そのものに起因する誤差（右辺第 3 項目）が存在する^[3]ため、これらの影響を考慮した評価式が必要である。（図 2）

$$|D_{meas} - D_{calc}| \leq D_{acceptable} + \frac{\partial D}{\partial x} x_{acceptable} + D_{meas_error} \dots (1)$$

許容線量誤差 $D_{acceptable}$ は、治療計画装置に起因する誤差であるため、治療計画を意図した線量に対して、どの程度の誤差を許容するかを表す。ここは施設毎の独自基準に依存する。許容位置誤差に伴う線量誤差 $\frac{\partial D}{\partial x} x_{acceptable}$ は、各軸に対する線量勾配 $\frac{\partial D}{\partial x}, \frac{\partial D}{\partial y}, \frac{\partial D}{\partial z}$ を計算した上で、各軸方向に対する許容位置誤差 $x_{acceptable}, y_{acceptable}, z_{acceptable}$ を設定して算出する。厳密には各軸方向に対する許容誤差は同一ではないはずであるが、各軸に対して共通の位置誤差として設定することで、最大許容誤差に対する判定が可能となると考えている。しかし、位置誤差に起因する線量誤差許容の項目（右辺第 2 項）は、線量が高い領域では有効に機能するものの、線量が低い領域においては、過剰に反応する場合がある。したがって、線量に応じた適切な位置誤差に起因する線量誤差許容方法について検討が必要である。

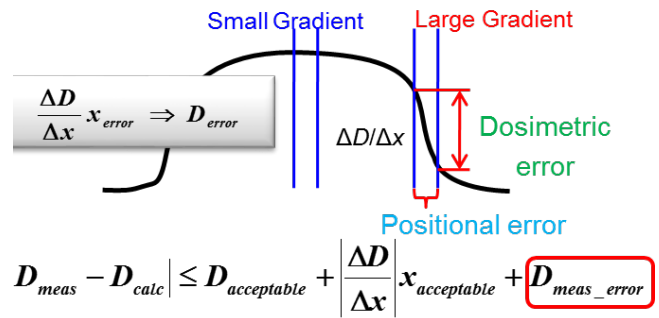
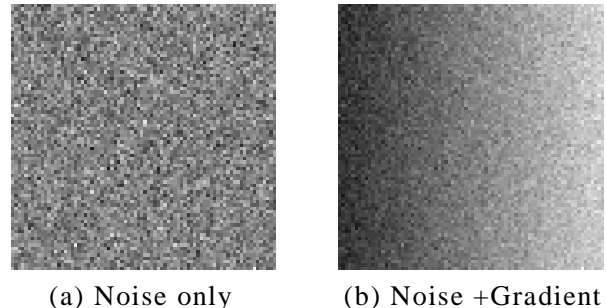


図 2 Gradient 法の基本的な考え方

3. 潜在的な誤差に関する考察

フィルム内に線量勾配が存在する場合、解析範囲に応じて標準偏差が変化し、解析範囲が小さいほうが線量勾配には影響されないことが予想される。そこで、誤差解析に用いる解析領域の大きさを変化させ、解析領域毎の標準偏差を評価することで真の不確かさを見積もった。ImageJ を用いて画素値 60,000 を持つ 500×500 ピクセルの様な画像に対して、標準偏差が 500 となる正規分布に従ったランダムノイズを追加した画像（図 3(a)）、および、ノイズに加えて画素値に対して 10% の勾配（12 Pixel Value/pixel）を X 方向のみ追加した画像（図 3(b)）に対して、解析範囲の大きさを 3×3～128×128 と変化させたときの標準偏差の変化について検討した。

図 4(a)に線量勾配を持たない画像における解析マトリックスの大きさと画素値の標準偏差の平均値（左軸）およびマトリックス内での標準偏差（右軸）の関係を示す。線量勾配を持たない画像の標準偏差では、解析範囲が小さくなるに従って標準偏差が小さくなる傾向が見られ、解析範囲が大きい方が真の標準偏差に近い値となった。次に、



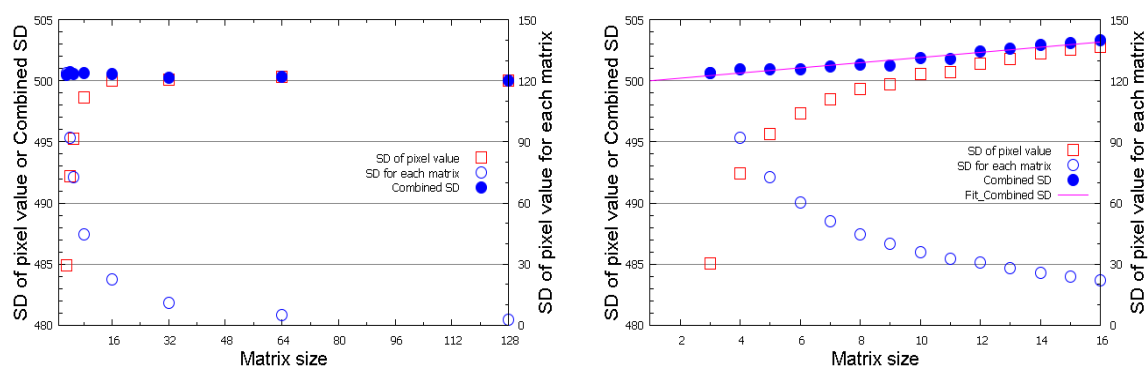
(a) Noise only

(b) Noise + Gradient

図 3 解析に用いた模擬画像

図 4(b)に線量勾配を持った画像における解析マトリックスの大きさと画素値の標準偏差の平均値（左軸）およびマトリックス内での標準偏差（右軸）の関係を示す。線量勾配を持った画像の標準偏差では、解析範囲が小さくなるに従って標準偏差が小さくなる傾向が見られたが、解析範囲が大きくなるに従い真の標準偏差から乖離していく傾向が見られた。

マトリックスサイズが 16×16 以下について詳細に検討したところ、それぞれ解析範囲ごとの標準偏差と、その標準偏差の累乗平均は真の標準偏差の値に近く、また、画素値に対する標準偏差、すなわちマトリックスサイズ 1×1 へ外挿することにより、画像に勾配がある場合でも真の値を推定できる可能性が示唆された。



(a) 線量勾配なし

(b) 線量勾配あり

図4 解析マトリックスの大きさと画素値の標準偏差の平均値（左軸）およびマトリックス内での標準偏差（右軸）の関係

4. 画像フィルタが判定結果に与える影響

北腎会脳神経放射線科クリニックにおいて施行された前立腺 IMRT および脳腫瘍 IMRT を対象とする IMRT-QA 測定データのデータ（各 10 例ずつ）を用いて、フィルタなし、平滑化フィルタ、中央値フィルタ、画像平均（4 枚）の 4 種類について、Gamma 法、Gradient 法を用いた解析を行った場合の pass rate の変化について検討した。平滑化フィルタおよび中央値フィルタでは、可能な限り元の画像に近い状態を保持するために、フィルタ適用範囲を 3×3 と設定した。治療計画装置として前立腺癌症例では BrainScan ver.5.31 (BrainLAB)を用い、脳腫瘍症例では iPlan ver.4.1.1 を用いた。また、フィルムへの照射には Novalis (BrainLAB)による 6MV-X 線を用いた。

図 5 に前立腺癌患者に対する IMRT-QA 測定における、Gamma 法および Gradient 法を用いた場合の画像フィルタ有無による違いを示す。また、表 1, 2 に許容誤差 $2\%2\text{mm}$ と $3\%3\text{mm}$ とした場合のフィルタ有無による pass rate の変化を示す。図 5 および表 1 より、Gamma 法では平滑化フィルタおよび中央値フィルタ適用時において pass rate の大きな低下がみられ、許容誤差 $2\%2\text{mm}$ に対して約 20%の低下、許容誤差 $3\%3\text{mm}$ に対して 13~16%の低下がみられた。一方図 5 より、Gradient 法では一部の症例を除き、フィルタの種類を導入することによる pass rate の低下は 5%以下であった。表 2 より、平滑化フィルタと中央値フィルタを用いた場合の pass rate の低下はいずれの場合においても 5%以下であった。4 回スキャンでの平均画像とフィルタ無しの比較では、

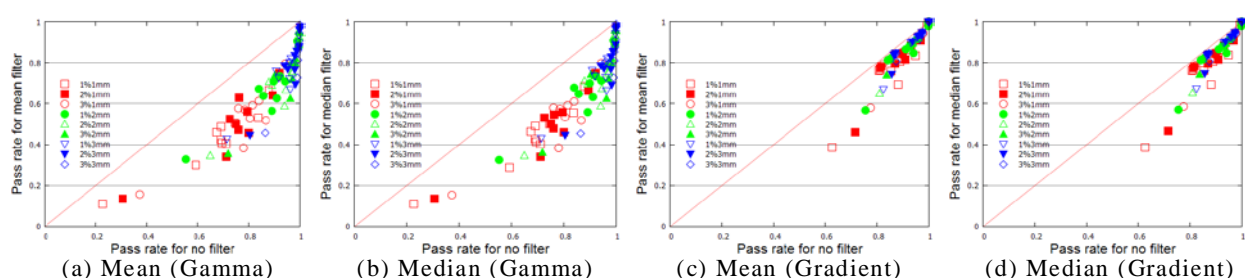


図5 フィルタ有無による pass rate 変化(prostate).

Gamma 法・Gradient 法ともに pass rate に顕著な差はみられなかった。

Gamma 法でのフィルタ有無による pass rate が大きくなった原因として、DTA (Distance to Agreement)を用いているため、フィルムをスキャンした画像にランダムノイズが多く含まれる方が pass rateが高くなることが原因と考えられる。一方、Gradient 法では、フィルムに含まれるランダムノイズを含めた解析を行っているので、フィルタの有無には影響されず、robustness の高い解析が可能であると考えられる。

表 1 フィルタ有無による pass rate 変化(Gamma)

Filter	Prostate		Brain	
	2% 2mm	3% 3mm	2% 2mm	3% 3mm
Median	-22.9%	-16.4%	-20.2%	-13.0%
Mean	-23.2%	-16.4%	-20.7%	-13.3%
Average	-1.5%	-0.5%	-1.0%	-0.4%

表 2 フィルタ有無による pass rate 変化(Gradient)

Filter	Prostate		Brain	
	2% 2mm	3% 3mm	2% 2mm	3% 3mm
Median	-4.3%	-2.7%	-2.2%	-0.7%
Mean	-4.3%	-2.6%	-2.3%	-0.7%
Ave_4	-1.1%	-0.7%	-0.4%	-0.1%

5. 許容範囲プロファイルの妥当性

新たな線量分布解析法として提案された Gradient 法では、ノイズの影響を受けにくいという特徴があるが、図 6 に示すように、判定式を示す許容範囲プロファイルに角状の滑らかではない分布が存在する。そこで、本報告では、角状の許容範囲が及ぼす pass rate への影響について考察した。治療計画装置によって作成された同一の線量分布を用いて、線量誤差および位置誤差を加えたときの pass rate の違いを検証した。角状の許容範囲プロファイルを滑らかに接続することで消去し、pass rate の変化を観察した。解析には頭頸部腫瘍を模擬した C-shape ROI および子宮頸癌を模擬した Cervix ROI に対して IMRT (9 門 Step&Shoot) および VMAT (2 arc) でプランを作成した。治療計画には Eclipse を使い、照射には札幌東徳州会病院の Varian 社製 TrueBeam を用いた。フィルム測定には in-house のファントムと ISP 社製 Gafchromic EBT3 フィルムを用いた。フィルムの読み取りには EPSON 社製 ES-10000G を使い、150dpi でスキャンした。解析には in-house の解析ソフトを使用し、Gradient 法による解析（許容線量誤差 3%、許容位置誤差 2 mm）を行った。

表 3(a), (b)に IMRT プランおよび VMAT プランに対する角の有無による Gradient 法での pass rate の違いを示す。Cervix に対する VMAT プランの Coronal 面を除き、全ての解析において角状の許容範囲による pass rate の増加は無く、むしろ低下する傾向が見られた。許容範囲プロファイルに角状の不連続箇所が発生するのは、線量勾配が急

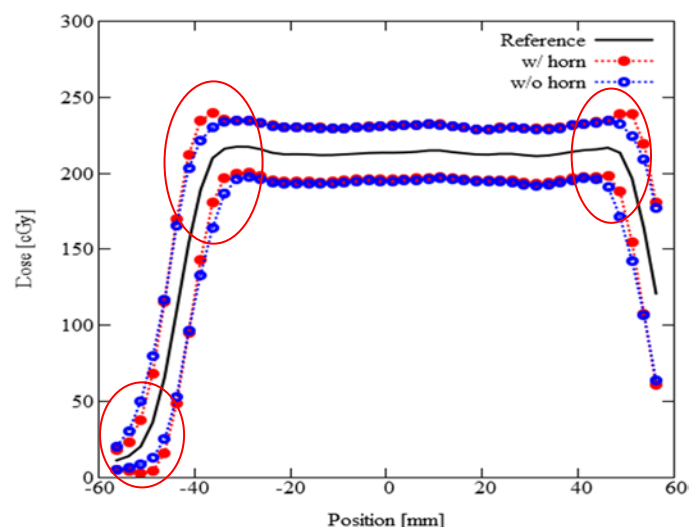


図 6 許容範囲プロファイル(角あり/なし)

峻な場所のみであり，全体に対して僅かな範囲でしか寄与しないため，通常の照射においては大きな影響は及ぼさないと推測される．図7は pass/fail map の一例であるが，角状の不連続箇所の有無に関わらず，pass/fail map にはほとんど差が無いことが分かる．

表3(a) 角の有無による Pass rateの違い(IMRTプラン)

ROI type	Horn	Axial	Coronal	Sagittal
C-shape	w/	95.04%	94.80%	83.46%
	w/o	95.18%	96.27%	84.97%
	diff.	-0.14%	-1.47%	-1.51%
Cervix	w/	95.89%	95.60%	96.41%
	w/o	96.41%	97.68%	97.50%
	diff.	-0.52%	-2.08%	-1.09%

表3(b) 角の有無による Pass rateの違い (VMATプラン)

ROI type	Horn	Axial	Coronal	Sagittal
C-shape	w/	84.78%	91.64%	62.19%
	w/o	85.87%	92.44%	64.65%
	diff.	-1.09%	-0.80%	-2.46%
Cervix	w/	97.68%	98.49%	97.73%
	w/o	98.06%	97.64%	98.58%
	diff.	-0.38%	0.85%	-0.85%

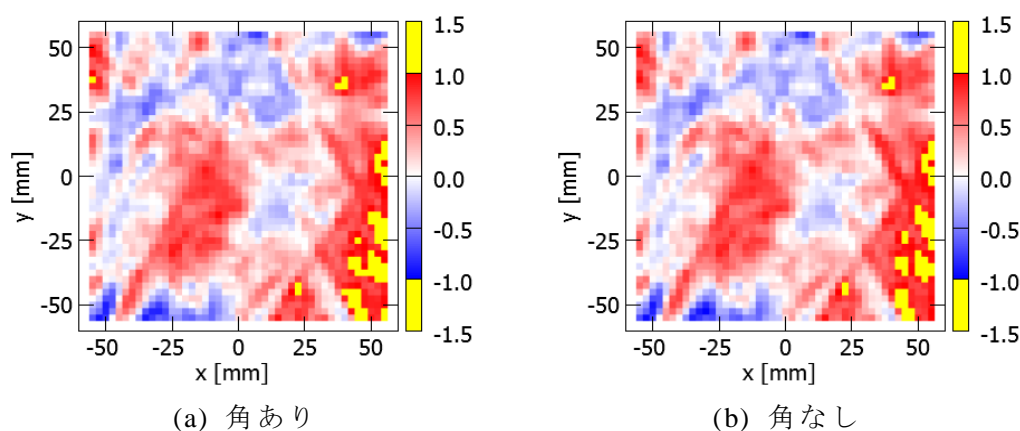


図7 角の有無による pass/fail map の比較

6. 統計的な判定基準に関する考察

6.1. 測定の不確かさについて

Gamma法では許容値および合格基準を各自で設定できるが，画一的な基準が存在しないために判定を曖昧なものにならざるを得なかった．これまで提案してきた Gradient 法では，判定式に位置誤差に起因する線量誤差および測定器の誤差を考慮することにより，線量に応じた判定を試みていたが，Gamma 法と同様に判定基準や許容誤差については人為的に設定する必要があり，その設定根拠の妥当性が乏しいという問題があった．そこで，「測定器の誤差」に着目し，測定誤差がポアソン統計に従うことを利用することで，統計学的な判定を行うことができないかと考えた．信頼区間 95%で判断するような統計的手法を導入することで，人為的に設定するパラメータを排除し，施設や測定者に依らない画一的な判定基準が設定できると考えられる．

6.2. 誤差の要因について

統計的な判定を行うためには、測定器の誤差に関連する要因について可能な限り考慮する必要がある。フィルムベースで線量分布を測定する場合、フィルムが潜在的に持つ画素値のばらつき、スキャナの性能に依存する画素値のばらつき、測定器設置に伴う位置誤差、線量画素値変換に伴う誤差、などが考えられる。他にも放射線を均一に照射したとしてもフィルムが黒化する箇所は統計的にばらつくと考えられる。可能性のある誤差要因を可能な限り取り入れることにより、正確な判断が可能となるが、多くの誤差要因は複雑に絡み合い、最終的には end-to-end で取り扱うことが可能であると考えられる。そこで、本研究では主な誤差要因は線量測定に伴う誤差と位置誤差に伴う誤差を主たる誤差要因と捉え、これらの誤差を統計的に取り扱うこととした。

6.3. 統計的な判定基準の検証

測定値のばらつきがポアソン統計に従い、連続関数であるガウス分布で表現できれば、図 8 に示すように、許容範囲内に含まれる確率は不確かさを用いて表現することができる。たとえば、測定値の 95% が含まれる範囲は $\pm 1.96\sigma_T$ であることが期待され、測定値の 99% が含まれる範囲は $\pm 2.58\sigma_T$ であることが期待される。このことを利用し、統計的な判定基準として $1.96\sigma_T$ (95%) や $2.58\sigma_T$ (99%) を用いることにより、Pass rate が期待される確率を上回っているかどうかで判断することが可能になると考えた。

表 4 は治療計画の線量分布をベースとして統計的なノイズを加えた模擬画像に対する判定結果であるが、95%、99% の pass rate が期待される判定において、0.16% 以下の差で一致していることが分かる。Gamma 法では施設毎に同じ判定基準を用いることが困難であったが^[4,5]、統計的な判定基準を用いることで、施設に依らず画一的な判定が可能になると考えられる。

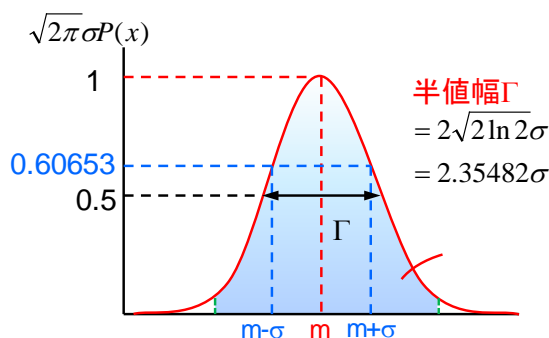


図 8 統計的判定基準に関する基本的な考え方

表 4 各種プランに対する判定式の評価

プラン名	解像度 [dpi]	Pass rate			
		95%	Diff [%]	99%	Diff [%]
頭頸部①(Axial)	25.4	95.05%	0.05%	99.07%	0.07%
前立腺①(Coronal)	25.4	94.93%	-0.07%	98.84%	-0.16%
頭頸部②(Axial)	64.9	94.92%	-0.08%	98.99%	-0.01%
前立腺②(Sagittal)	64.9	94.87%	-0.14%	98.99%	-0.01%
子宮頸癌(Axial)	25.4	95.01%	0.01%	99.05%	0.05%
200cGy 平坦画像	25.4	94.97%	-0.03%	98.88%	-0.12%

6.4. 位置誤差を考慮した拡張不確かさ

線量測定に伴う誤差だけを考える場合、測定値はポアソン統計に従い、連続関数であるガウス分布で統計的な処理を行うことが可能となる。一方、位置誤差は距離の次元であり直接導入することができないため、位置誤差を考慮した拡張不確かさを定義する必要がある(図 9)。そこで、位置誤差に線量勾配を乗ずることにより設置誤差に起因する線量誤差として評価した。

$$\sigma_d = \frac{dD}{dx} \sigma_x \quad \dots (2)$$

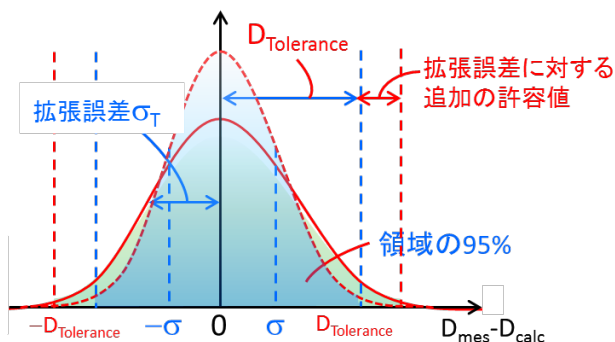


図 9 統計的判定基準に関する基本的な考え方

最終的に線量測定に伴う誤差と位置誤差に伴う線量誤差を考慮して、以下の式(3)のように拡張誤差を定義した。

$$\sigma_T^2 = \sigma_{meas}^2 + \left(\frac{dD}{dx}\sigma_x\right)^2 + \left(\frac{dD}{dy}\sigma_y\right)^2 + \left(\frac{dD}{dz}\sigma_z\right)^2 \quad \dots (3)$$

6.5. 位置誤差の評価

ファントムの設置位置精度に影響する因子として、 x , y , z 軸に平行な方向への設置誤差（図 10(a)）および各軸に対する回転誤差が考えられる（図 10(b)）。そこで、これらの誤差を評価するために、自作ファントム内に 5 個のタングステンマーカーを挿入し、Varian 社製 TrueBeam に搭載された OBI (On-board Imaging) システムを用いて X 線撮影を行い、ISO センターの位置変動および各軸における回転変動を評価した（図 11）。また、これらのマーカーを利用して位置精度を正しく評価できているか検証した。統計的に十分な精度を得るために、ファントムのセットアップを 100 回行い、100 回分の測定データを解析した。評価された誤差は、以下の理論式で推定される値と比較することでその妥当性を検討した。

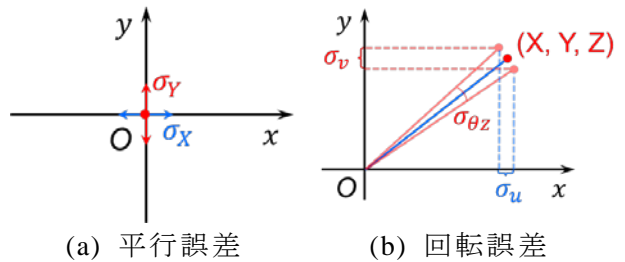


図 10 平行誤差および回転誤差の定義

$$\begin{aligned}\sigma_x^2 &= \sigma_X^2 + Y^2(\tan\sigma_{\theta_z})^2 + Z^2(\tan\sigma_{\theta_y})^2 \\ \sigma_y^2 &= \sigma_Y^2 + Z^2(\tan\sigma_{\theta_x})^2 + X^2(\tan\sigma_{\theta_z})^2 \\ \sigma_z^2 &= \sigma_Z^2 + X^2(\tan\sigma_{\theta_y})^2 + Y^2(\tan\sigma_{\theta_x})^2\end{aligned} \quad \dots (4)$$

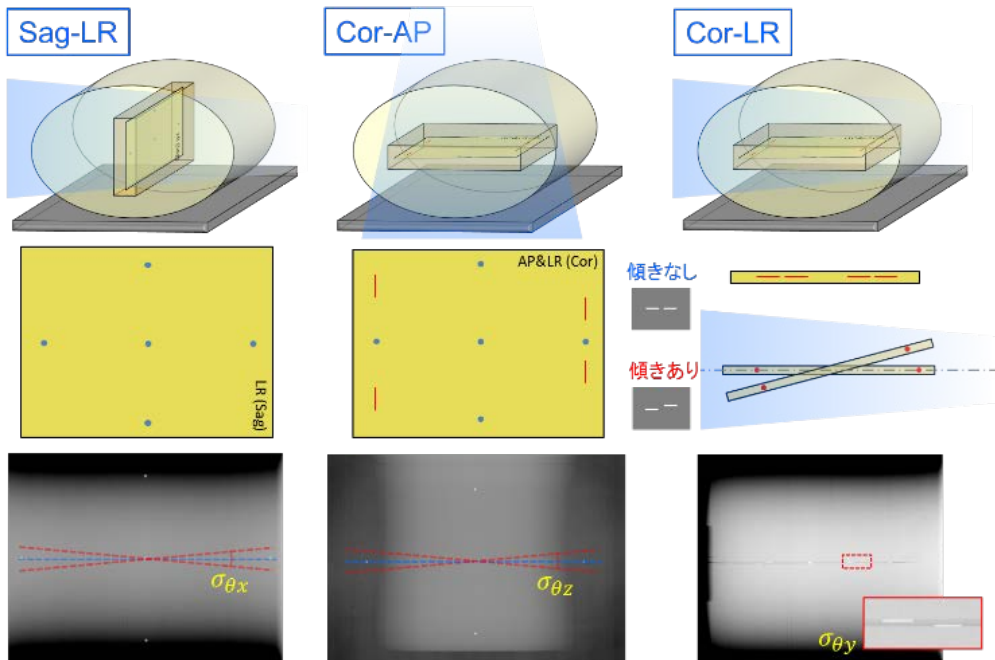


図 11 平行誤差および回転誤差の評価法概要

表 5 に札幌東徳州会病院および愛知県がんセンター中央病院にて測定を行った並進誤差および回転誤差の結果を示す。 x , y , z 軸に平行な方向への設置誤差はそれぞれ 0.074, 0.058, 0.071 mm, 各軸に対する回転誤差はそれぞれ 0.008, 0.0091, 0.0275 deg となった。レーザーを用いてファント

ムのセットアップを行ったが、設置誤差は 1mm 以下となった。また、回転誤差では z 軸の誤差が x 軸および y 軸の誤差よりも大きい結果となったが、これは原理的に roll, pitch 方向にはファントムが回転しないことと矛盾しない結果となった。推定誤差の差は、実際の誤差から 30% 未満であった。

表5 並進誤差と回転誤差の評価結果

施設名	並進誤差 [mm]			回転誤差 [deg]		
	\square_x	\square_y	\square_z	\square_{\square_x}	\square_{\square_y}	\square_{\square_z}
札幌東徳州会病院	0.080	0.077	0.125	0.006	0.021	0.034
愛知県がんセンター	0.105	0.068	0.093	0.017	0.029	0.027
Average	0.093	0.073	0.109	0.013	0.025	0.031
Systematic error	0.011	0.015	0.032	0.0058	0.0050	0.0046

7. まとめ

Gamma 法による許容誤差と現実の乖離に疑問を抱き、新しい線量分布解析法として線量勾配を考慮した Gradient 法を提案し、その基礎的検討を行ってきた。許容誤差の考え方や判定基準の考察を進めるうちに、設定した値に対する科学的な根拠が必要であると考え、統計的手法を取り入れることにより、判定基準の曖昧さを排除できるのではないかという着想に至った。当初の Gradient 法から少しずつ変化しながら、基礎理論の確立を目指して研究を進め、後もう少しで完成というところまで来ていると感じている。今後の課題として、理論を説明できるデータを集め、実測をベースとした証明を行いたいと考えている。また、本手法が臨床で役立つことを信じ、可能な限り早期に Gradient 法の完成を目指したい。

謝辞

本研究は日本学術振興財団の科学研究費補助金・基盤研究 (B) (#15H04767) による成果の一部である。また、ファントムセットアップの誤差評価にご協力いただきました札幌東徳州会病院の小島秀樹氏、瀧上誠氏、浅野友洋氏、および、愛知県がんセンター中央病院の清水秀年氏、青山貴洋氏、磯村泰己氏、北川智基氏、田中健登氏に感謝申し上げます。

参考文献

- [1] G. A. Ezzell *et al.*, “IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119,” *Med. Phys.*, vol. 36, no. 11, pp. 5359–5373, 2009.
- [2] D. a. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. a Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Med. Phys.*, vol. 25, no. 5, pp. 656–61, 1998.
- [3] E. Y. León Marroquin, J. A. Herrera González, M. A. Camacho López, J. E. Villarreal Barajas, and O. A. García-Garduño, “Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 17, no. 5, pp. 466–481, 2016.
- [4] S. Gillis, C. De Wagter, J. Bohsung, B. Perrin, P. Williams, and B. J. Mijnheer, “An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO QUASIMODO project,” *Radiother. Oncol.*, vol. 76, no. 3, pp. 340–353, 2005.
- [5] G. S. Ibbott, D. S. Followill, H. A. Molineu, J. R. Lowenstein, P. E. Alvarez, and J. E. Roll, “Challenges in Credentialing Institutions and Participants in Advanced Technology Multi-institutional Clinical Trials,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 71, no. 1 SUPPL., pp. 71–75, 2008.

寄稿 _治療技術事始め

第三回 原体照射から打ち抜き原体照射、二軸原体への発展

名古屋共立病院 内山 幸男

放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

－原体照射との関わり－

1. 原体照射のはじまり

原体照射法が示されてから60年近く経過したが、原体照射法は、その後SRT・IMRTなどに進化し、病巣に放射線を集中させる治療技術が確立しており、原体照射という言葉も忘れ去られてきた。原体照射の広義な定義（原体照射法の分類¹⁾）、複雑な病巣の広がり、できる限り一致した高線量域を形成すると共に、病巣周囲の正常組織への被曝を、最小限に抑える工夫された照射法である。現在、一般的な放射線治療であり、殆ど広義な原体照射の範疇となった。

原体照射法の基本的な原理、オリジナル論文は1958～1961年^{2), 3), 4), 5), 6)}に発表されており、放射線治療の歴史に残る高名な諸先生（梅垣洋一郎、高橋信次、Primosら）である。高橋信次方式の原体照射法は名古屋大学に於いて、⁶⁰Co回転装置で北畠隆、森田皓三、大沼勲、岡島俊三の諸先生方で研究成果が次々と論文報告あり、IMRTに繋がるリスク臓器を被曝から避ける打ち抜き原体照射法も報告され、1961年から1965年でその基礎的理論は完成した。

2. 原体照射との関わり・緒言

筆者は1965年（昭和40年）に愛知県がんセンター病院に就職したが、愛知県がんセンターは病院と研究所の2部門を有し両部門の協力の下にがん治療・基礎研究を発展させる目的で、国立がんセンターに続き1964年に開院された。名古屋大学医学部附属診療X線技師学校で在学した当時は校長先生が高橋信次先生、教員が北畠隆、森田皓三、大沼勲、岡島俊三など諸先生であり、名古屋大学医学部放射線科医局に包まれた学生時代であった。愛知県がんセンター病院放射線治療部は（自称）東洋一の放射線治療部を目指し、原体照射治療の最先端を突き進むステーションであった。初代部長：北畠隆先生（1964～1967）、二代：北川俊夫先生（1967～1971）、三代：森田皓三先生（1971～1994、1996～1999）、技師長：植田俊男（1964～1988）が着任し、開発・導入された原体照射機構付リニアック2台（日本電気製一号機、三菱重工製一号機）であり、実際の臨床使用と原体照射技術の開発、線量分布など整合性、線量計算法、品質保証（QA, QC）を一步一步、検証しながらの治療が始まった。

結局、愛知県がんセンター放射線治療部を退職する2003年までの38年間、原体照射に携わったが、筆者が行ったことよりも、愛知県がんセンター放射線治療部として着任・転任した多数のスタッフ仕事の成果であり、特に、長く在職された森田皓三先生の指導の基に原体照射法は完成し、技術的には植田俊男先生⁷⁾により完成した。その間、仕事として医学物理士認定制度が施行され、海外に先駆けた種々の仕事できたのは、産学協同の放射線治療機器メーカーでの開発・努力が原体照射技術の発展を促した要因である。2000年以後のコンピュータ技術、ロボット技術、画像技術の発展は凄まじいものがあり、高精度、高正確度、高治療技術を導いた。愛知県がんセンターの開発努力は長い時間をかけたが、この超高压X線にお

ける原体照射法の到達する最終点まで続いた。1960～1980年代まで方法論はあっても実行するコンピュータ技術、ロボット技術、機械技術が伴わなかった。2000年になり打ち抜き原体照射はインバースプランによる強度変調放射線治療（IMRT）に置き変わり、標的の動きを毎回の正側リニアックグラフィから求めたものが画像誘導放射線治療（IGRT）の変遷し、多葉絞り（MLC）がアイソセンターで2～3cmの幅であったものが2～3mmとなり、機器精度が1mmあるいは1度単位で制御していたものが、0.1mmあるいは0.1度単位の制御となった。

私はこの53年間（1965～2018年）、一貫して放射線治療の現場に携わらせていただいたが、現在仕事をしている放射線治療医師、放射線治療専門放射線技師、医学物理士は2000年以後のスタッフが多く、最初から最新の高度に発達したコンピュータ技術、ロボット技術、機械技術からである。

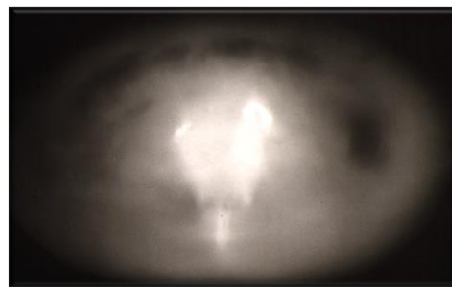
技術は発展・発達したが、人の生態遺伝子はそのように急速な発展・発達することはない、しかし医療の恩恵は得られ、地球を食いつくす栄養は十分に摂取している。これらの最新医療・放射線治療が今後どこまで人の幸せに寄与できるか、放射線治療が最終目的である患者を見放さない治療の礎を望むものである。放射線治療技術者もますます細かい気の抜けない仕事となってきている。事故が起きないように細心の注意を払って高精度の進化した原体照射を行わなければならない。

3. 1965 年代からの原体治療の実用化

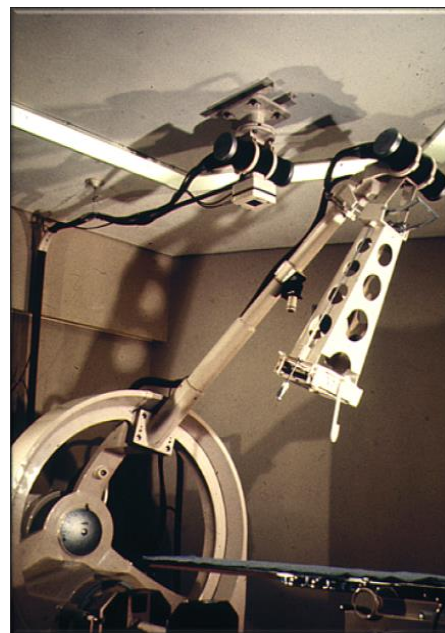
原体照射法の理論・技術を世界に示した高橋信次の論文⁸⁾が示された時より、4～5年後に私の仕事は始まった。原体照射を行なうためには標的体積（以前は病巣横断面図）の画像取得が必要で、「CT が開発されていない時代」廻転横断写真を如何にして診えるようにするかが最初の課題であった。初期の回転横断装置は名古屋大学医学部放射線科にあったが、その改良型を当放射線治療部に納入された（東芝製）。予断ではあるが、当時の名古屋大学医学部放射線科は放射線診断機器の全てが東芝製で、おそらく共同開発していたのではないかとと思われる、臨床実習した時の全ての放射線科機器が東芝製だったと記憶している。

一枚の写真取得に息止め 20（頭・頸部）～30（胸部・腹部）秒程度、横断面の体輪郭と内部臓器の両方が写真像として露出する工夫（X 線絞りの両偏縁部に階段的フィルタを患者毎に取り付け）、内部臓器のコントラスト（現在のような注入造影剤がないため、空気造影、ガストログラフィン、など用い）、半切・大角フィルムの手動現像・定着、適正増感紙開発、など最適横断面画像を得るための試行錯誤であった。フィルムは半切サイズ、そのカセットも大きく、重く、時々回転中に大音響とともにカセットホルダーから外れ床に転がることになり、患者さんの上には辛うじて落とさず（240° 回転のため、患者さんの上にはカセットは来ない）良かったことを、いまだに胸をなでおろす気持である。現在の CT からは、「天と地」の違いの画像であるが、古の名医はこの画像と解剖学知見と、経験に照らし標的体積（CTV）を作成したのである。

最初に試みたのは、当時の放射線照射（照射という言葉が多く使われていた）適応対象となる子宮頸癌の全骨盤照射に対応した原体照射であった。前後対向二門照射より少しでも正常組織の照



回転横断撮影装置での画像



回転横断撮影装置（愛がん放治）

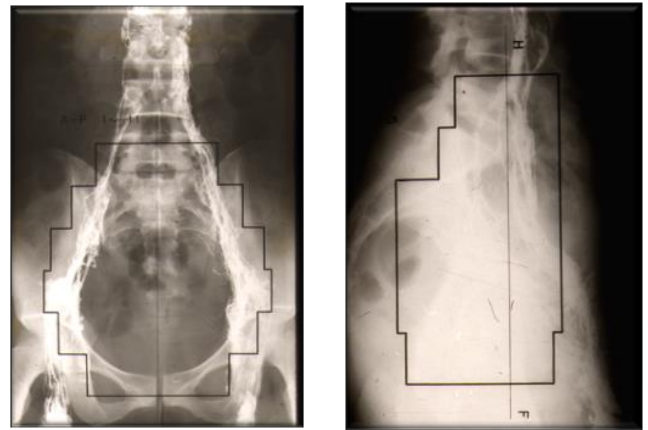
射を少なくするためである。骨盤内の全骨盤リンパ管撮影と回転横断撮影画像から、全骨盤原体照射の多葉可変絞り（マルチリーフコリメッタ：MLC）付き ^{60}Co 原体照射装置（東芝製）での照射から始めることになった。

東芝製 ^{60}Co -MLC 付き回転照射装置の図を示す。（全体像、照射開口部：AP 方向，LAT 方向）MLC を稼働するシステムは「ばね式」で ^{60}Co 回転装置の MLC は iso-center で 1cm、左右 18 枚の絞りである。各横断面（照射野形）を作成するために、先ず横断面の図面を方眼用紙に「照射野形状」と「iso-center」を描き、この図面を 18 枚作成し、その後に照射形状作製機にて塩化ビニール樹脂

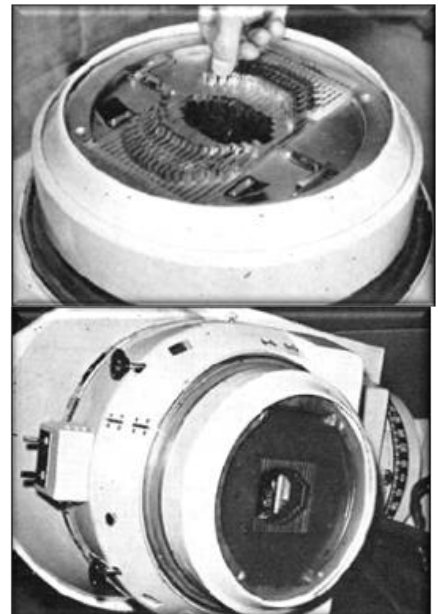
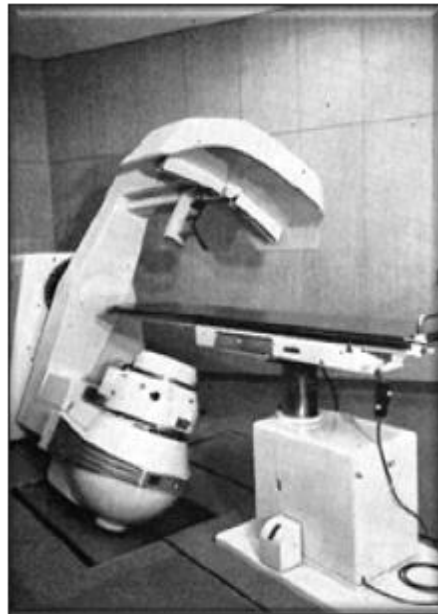
（厚さ 3mm）を慎重に切る。図は照射形状作製機（カム作製）である。

このカム作製には大変な苦勞した覚えがある。切断する歯の回転トルクが弱く、また塩化ビニールは摩擦熱で溶け、思わぬ方向に切れる。少しでも切り過ぎれば使い物にならず、そのためやや大きめに切り、後は鑢で削るのである。原体照射法の初期は原理が示される論文はあるが、工作物は何も示されず、技師が如何に実用にとって行くか、大工さん、鍛冶屋さんのように物作り技術を上達することで成り立った。

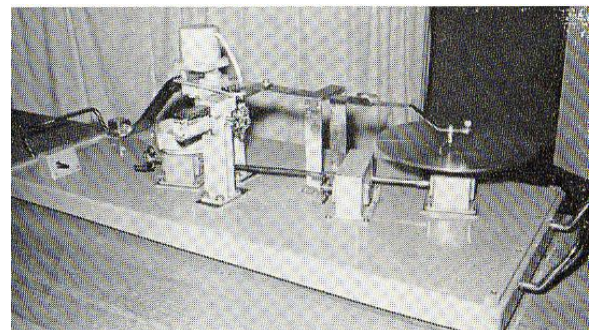
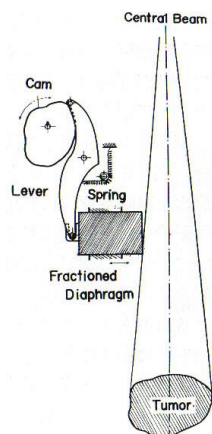
「ばね式」原体照射の照射野（Tumor）と照射形状作製（カム）との原理を図に示した。模範的に上手に作製できた全骨盤照射形状のカムの写真も示す（左に装着するカムとカムを ^{60}Co 回転装置ヘッドの左右にあるカム装着場所に挿入し、MLC を駆動



全骨盤リンパ管撮影（右：正面像、左：側面像）より作成したリニアック用の MLC 図



^{60}Co 回転装置全体像、照射開口部：AP 方向，LAT 方向）



右に装着するカム）。この ^{60}Co 回転装置 MLC 稼働原理図（左）照射形状切断機（カム作成機）（上）

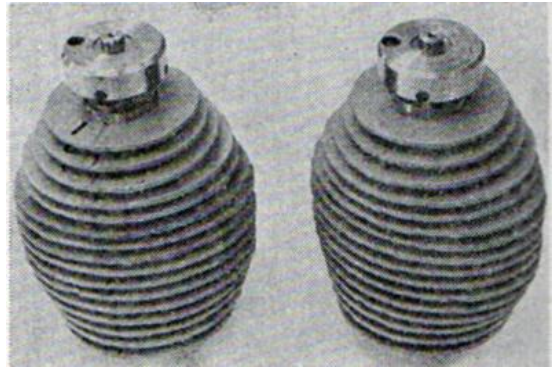
するのであるが、ひ弱な私は、ばねを力でねじ伏せられて、 ^{60}Co 回転装置ヘッドの左右に「カム」を挿入することができなく、しばしば負けてしまうことがあった。ハード的な問題でかなり苦労し、MLC 付き ^{60}Co 回転原体照射は時間が費やされ、擦りむき怪我に苦労した。その後、食道癌のブースト照射、上顎癌の水晶体打ち抜き照射へと工夫されたが、照射形状作製と操作性の悪さが最も左右し、リニアックが設置・導入されるまでの繋ぎとなる。その後、 ^{60}Co 回転照射装置は喉頭癌、乳房、頸部リンパ節、鎖骨上窩リンパ節など矩形の照射に長く使われた。 ^{60}Co 回転照射装置を廃棄せずに、患者さん治療に長く使用した理由の一つに「線量計の校正」として、「中部地区線量計校正センターの役割」も大きく大切な仕事であったからである。

線量分布は最初の代表的な照射形状をフィルム法で簡易チェック（自動フィルム解析装置は当治療部にはなく）、関連病院の東芝自動等線量曲線作製装置（線量-黒化濃度曲線より iso-dose curve を算出）で行った。凸形の楕円近い照射野形状なのでそれなりに一致する（5mm 以内？）等線量分布曲線が得られた。iso-center の線量チェックは Victreen-R meter にて空中で測定し、後は TMR の表より換算した。これも、凸形楕円形照射野形状、 ^{60}Co 線源であるため、線量計の精度・正確度範囲で一致（3%以内）したように記憶している。今の治療から考えると、考えられないかなりアバウトであるが、当時は、現存する器具で最高に注意して、治療したと思っていた。

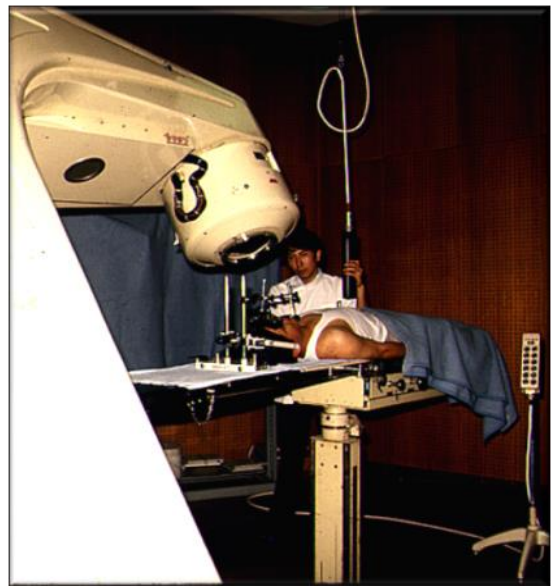
4. 原体照射とリニアック時代の到来

1967 年 NEC 1 号機 MLC 幅 3cm (iso-center 上) 原体照射カム付きリニアック（6 MeV X 線：日本電気社製）が設置され、データ取得が始まった（右図）。リニアック治療は、先ずは水ファントムにより（東芝製水ファントム：なかなか旨く駆動しなく、苦労の連続）データ収集し、Mix-Dp ファントムにて出力・線量測定し、TMR 及び PDD データよりクラークソン法による手計算の検証を行った。Ai 機器が何もない時代、手間暇はかかったが、放射線治療準備はそのようなものと考えていたため、方眼紙にトレースし、計算尺を使い、筆算で求めるのは、結構楽しい仕事であった。（余談では有るが、アメリカの原子爆弾作成者フェルミーは計算尺のみで臨界値を計算したとある）。

リニアック原体照射カム機構を右図に示す。 ^{60}Co 回転照射装置のカム（ばね式なのでカムが厚く強くないとばねの力に負ける）と異なり、カムはベークライトである。標的病巣（現在は CTV：臨床的標的体積）を横断写真から縮小して等倍にし、方眼紙にトレース、ベークライトに貼り、



^{60}Co 回転装置：全骨盤照射用カム（左と右）



私の若き頃と日本電気製リニアック、6 MeV X 線、原体照射カム付き



原体照射装置（全骨盤照射用カム）

鋼切りハサミで切って作製である。この装置での問題点は、iso-center がカムをはめる中心位置と一致し、この中心位置にベークライトの穴あけ位置を持ってこなくてはならず、僅かなズレも許容されなく、失敗は再度ベークライト作成からの作り直しとなる（穴あけパンチの僅かな違いも許容されない）。

右に原体照射装置の原理図を示す。カムの開度に従った電気抵抗値を算出し、MLC のサーボモータ駆動する構図である。カムを挿入して無い時の開度はゼロとなり、カムを挟むジョウ（jaw）は閉じる必要がある。この仕組みは風揚げ用糸に重りをつけて、その重みで閉じるようになっており、時々、糸が切れ、床下にガシャという音とともに重りが落ちる。その後、私どもは12本の風糸（釣り糸?）を張り巡らし、治療を開始することとなる。下に、全骨盤原体照射の正面からみた照射口の MLC 写真である。iso-center で 3cm のため、今から見ると随分荒い照射野と思われるかもしれない。当時は治療計画装置などの普及型はなく、ましてや原体照射用のアルゴリズムなどなく、フィルム法と iso-center の線量測定である。

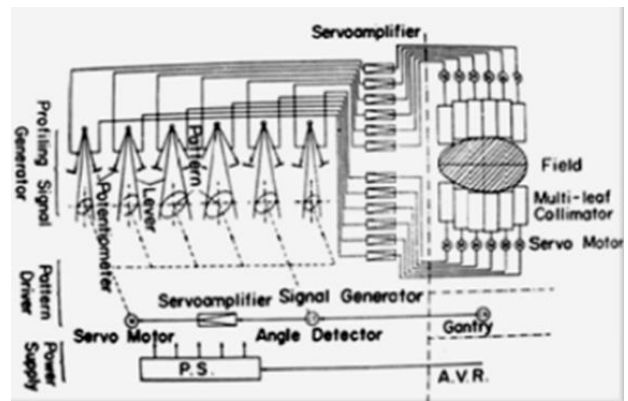
1970 年 PDP-12 DEC コンピュータにて東芝の伊藤さんと、一緒に「Sterling 法」を用いてアセンブラ言語で、線量分布計算をプログラミングした。私の 20 代は殆どコンピュータとの格闘であり、図にウエッジを用いた「上顎癌の直角二門照射」時の線量分布計算図を 3 時間くらいで求めた。何しろ CPU メモリが 8K のため、計算結果を計算ごとに MT に書き込むように組み込んだ。

原体照射計算は、まだまだ、遠い将来の課題であり。この線量分布計算は最初であったため、自慢して学会発表した。

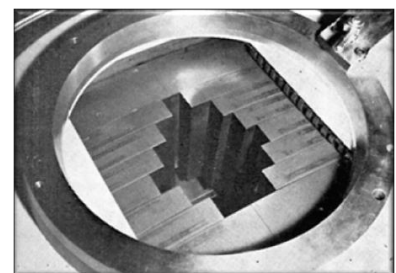
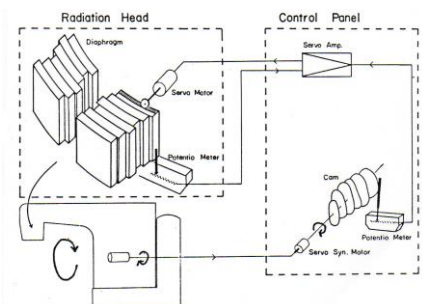
原体照射の技術は初期から打抜き原体照射（水晶体を防護する）は考えられており、 ^{60}Co 回転装置にも器具は装備していた。

^{60}Co 回転装置は SAD が 80cm、また使いにくさもあり、リニアックの原体照射が稼働すると、打抜き原体照射はリニアックの主舞台に移った。当時は上顎癌患者がかなり多く毎日治療していた。

眼球（水晶体）打抜き原体照射時のリニアックヘッド部分に装着する器具（上）、原理図（中）、アクリル筒を加工した脊髓打抜き体（下）を示す。打抜き体設定は iso-center からの打抜く位置、材質（強く打抜く場合は重金属：タングステン、鉛など、弱く打抜く時は軽金属：亜鉛など）を考慮しながら設定した。この器具は重力のバランスで位置を保つため、全体のバランスを保つ必要がある。打抜き位置が片方に偏る場合（殆どは偏る）、照射野外にバランス重みを付けて治療を行う。バランスが崩れると目的とした位置・形状を打抜くことができなくなるために大切なポイントである。また、安定して重力の重みを課す



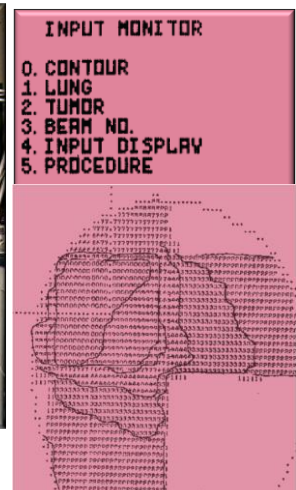
原
体
照
射
装
置
の
原
理
図



全骨盤原体照射:AP 方向,
MLC 照射口



PDP-DECcomputer と
直角 2 門線量分布



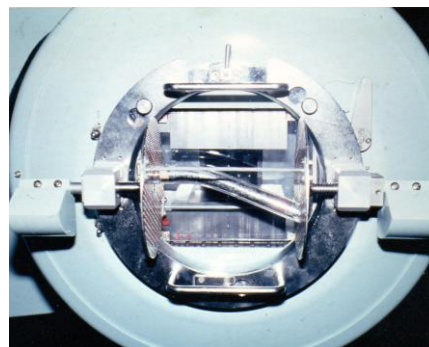
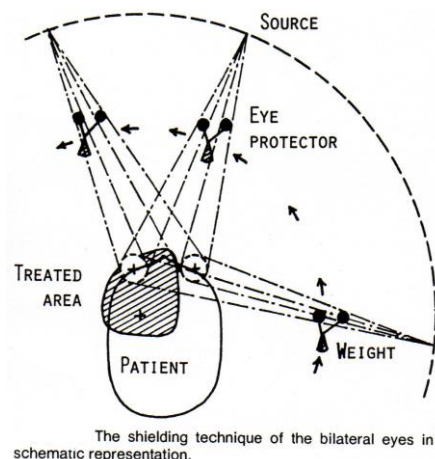
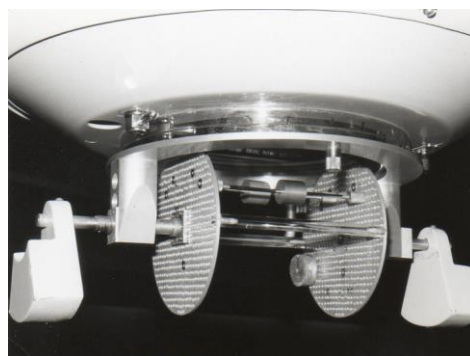
ために重みの塊が器具の両脇に付けてある。バランスが良いと原理図（中）のように一定の位置を金属塊の大きさに沿って打抜くことができる。脊髓（頸椎、胸椎、腰椎）を打抜く場合は（下）、アクリル筒直径 8mm, 10mm, 15mm, を市販で購入し、患者さんの治療部位（頸椎、胸椎、腰椎）に合致するように、ガスバーナーでアクリル筒を曲げ、その中にタングステン粒を挿入し、コルク栓で止めるという手作業で作成したものである。打抜き体をヘッドに装着するため、iso-center では打抜きが拡大し、この点を考慮し、おおよそ iso-center で打抜く大きさ（径）の 60%位の打抜き体の径となる。確認はフィルムによる線量分布図のため、いつもフィルム（グラビアフィルム：治療線量に適した低感度で黒化濃度と線量が直線的）測定を行っていた。

上顎癌の打抜き原体照射のフィルムで測定した線量分布図を示す。水晶体・眼球の打抜き程度を打抜き金属、打抜き径により異なり、上顎癌照射部位の広がりなどに变化する。ここでは、両側タングステン径 30mm (iso-center 上) の線量分布より（右図）、患側亜鉛 30mm、健側タングステン径 40mm の線量分布（左図）の線量分布の方が鼻腔まで広がり良いことが分かる。上顎癌治療では、この打抜き体の組合せが多く用いられた。一方、脳下垂体治療では両眼ともタングステン 40mm でしっかり眼球の打抜きした原体照射の方が良いことがわかる。このように打抜き原体照射は治療部位により種々の打抜き形状、材質の検討がされ、沢山の眼球用、脊髓用など作成し、患者毎のオーダーメイドが可能となった。

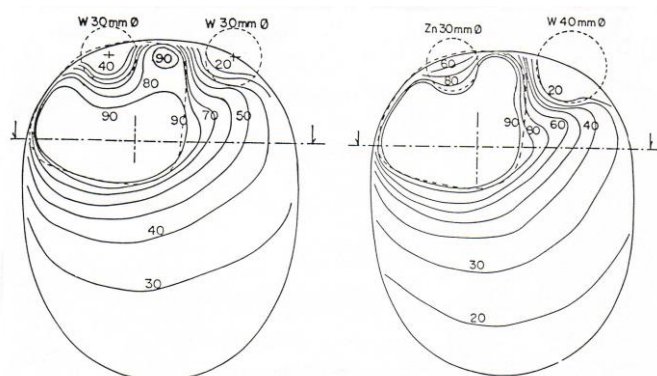
フィルム測定するファントム (Mix-Dp) も自作するしか無く、顔の横断面のファントム、骨盤部・腹部ファントム、胸部ファントム男性用・女性用、大きさの大、中、小サイズと午後は技術スタッフ総出で作成に専念した。このファントム作成は難しく、Mix-Dp の原料を鍋で溶かし、鋳型に Mix-Dp の粘着性を維持しながら、かつファントム内に空層・ヒビが入らないように冷やししながら、積層するのである。どれも 2 個ずつ作成し、フィルムを挟むように平らに鉋で削り、挟む面を滑らかにする。線量測定用はボール盤で穴を空け完成するなど、工作技術取得に長い時間を要した。線量測定・フィルム測定用の人体ランドファントムが購入されたのは、その後かなり後である。沢山の失敗・残骸ファントムとともに沢山の有用ファントムを作成し、各治療室の戸棚に置いてあった。

5. 原体照射の開度方式

原体照射の照射野 (MLC) は、標的に対して、

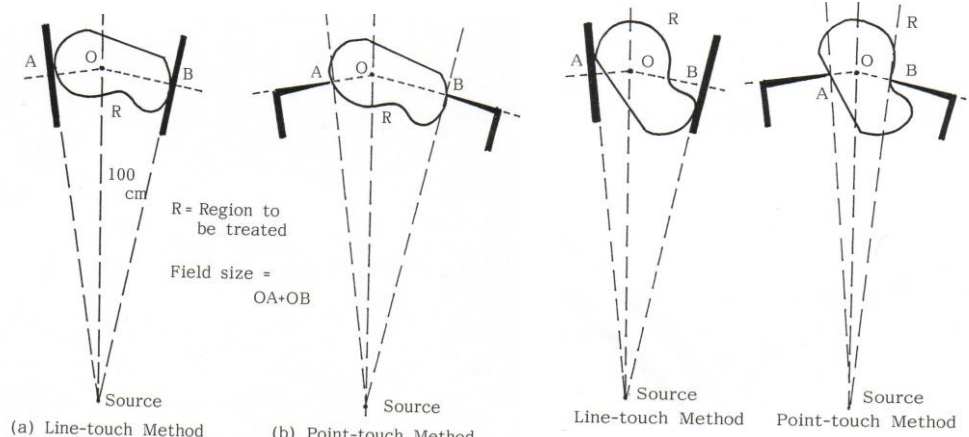


上：リニアックヘッドに取付けの眼球防護（打抜き）の装置。中：眼球を打抜く原理図。下：脊髓など打抜く重金属を挿入したアクリルの筒。



（上顎癌）水晶体・眼球打抜き原体照射線量分布図：打抜き体金属による違い。（フィルム法）

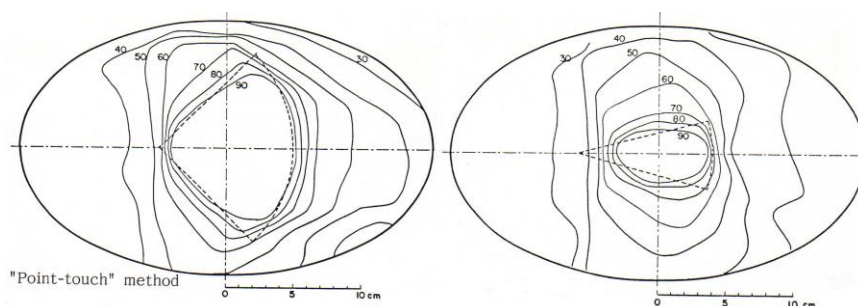
ビームファンラインに沿って接するように MLC 開度を求める場合と、標的の実際の幅で求める場合により、照射される形状が異なってくる。仮に、接する方式を（接線方式：図の右）、



（接点方式：図の左）

標的（カム）の角度変化に伴う、MLC の接線方式（左）、接点方式（右）

とすると、接線方式は標的より大きめの照射領域、接点方式は標的が一部照射されない小さめの領域となる。採用は標的が大めとなる接線方式である。この当時は MLC の 1 リーフあたり



iso-center で 3cm であるため、接点方式では標的が欠けることになる。

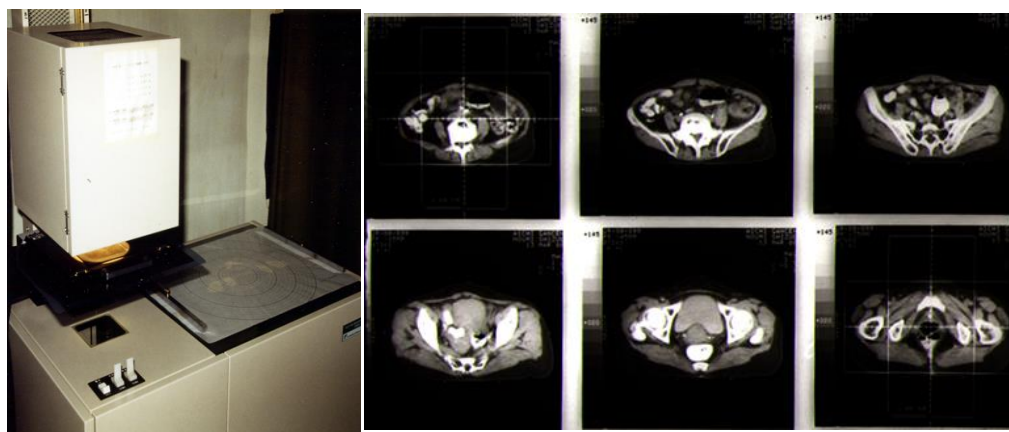
MLC の接線方式（左）、接点方式（右）による線量分布の違い

したがってビームから見た標的の最大幅を探すこととなる。

6. 原体照射と CT の到来

1970 年の後半から、CT によって代表される computer technology の急激な進歩に伴い、治療計画の立案あるいは治療装置の制御に、コンピュータ技術に応用する動きが急速に高まった。廻転横断撮影法に支えられて臨床を重ねた原体照射法も computer technology の進歩の恩恵をうけ、改良が重ねられた。1 枚のリーフ幅 3cm の 6 対の多段絞り（MLC）付きの 6MeV リニアック（1967 年 北畠⁹⁾）、原体照射中の照射野形状の変化を check するための蛍光版とイメージインテンシファイアーと TV カメラを用いた監視装置（1971 年 植田¹⁰⁾）、CT 画像の利用（1980 年 小幡¹¹⁾）、簡易原体照射法の線量分布計算ができる放射線治療計画装置（1981 年 高橋¹²⁾）、原体照射法の適応拡大を狙って、治療中に治療台も

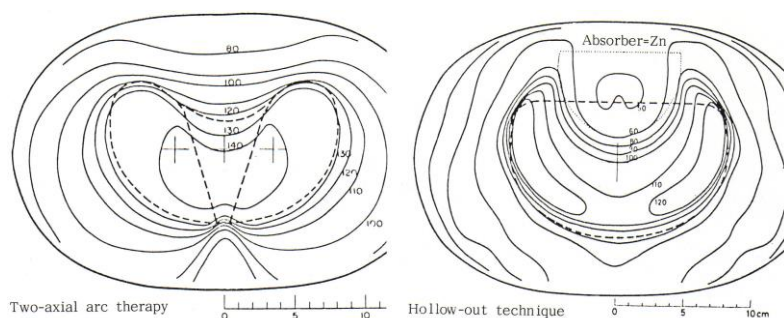
computer で制御できるようにする（1986 年 内山¹³⁾）など、着実に開発が進んだ。原体照射法の基本は変わらなくとも、computer technology を用いることで、あたかも新しい照射法



診断部の CT 画像（フィルム写真：左）、等倍に拡大する投光機（右）

が開発されたように学会等で発表したが、日常の仕事としては、少しずつ手作業治療（1965年から1975年）を computer technology 仕事に置き換えた（1975年から1995年の20年間）だけである。とはいえ、この20年間の進みは山登りのように一步一步であった。前頁図は診断用CT撮影より、そのフィルムから治療用の標的体積（カム）を作成するために、患者の実倍に拡大するオリジナル作製投光装置である。露光量が少なく、体幹部と頭部など、フィルムへの拡大率が違い、人の実大にするには、拡大レンズを変え、寸歩を図り、部屋を暗くして、治療計画トレース用紙に描くのである。治療計画トレース用紙は、そのまま患者横断面 TMR 計算に用いることができるような紙面を作成し、標的体積は更に方眼紙に移しカム作製する。初期のCT画像利用では、CT寝台とリニアック寝台との一致、寝台たわみの調整、画像歪の調整、X/Y/Z基準点の設定、拡大率の調整等であった。CT利用と同時期頃、兼松エレクトロニクスより「Modulux」市販の治療計画用コンピュータが購入され、治療計画用紙にトレースした線画像を治療計画用コンピュータに入力、計算が可能となりコンピュータ治療計画時代となった。

話題は少し戻るが、全骨盤照射（1軸）のリニアック原体照射（カム方式）が軌道に乗り、患者さんの骨盤形態により、1号（小さい骨盤）から12号（大きい骨盤）のカム作成が整い、CT画像導入までは横断写真から、CT画像導入後はCT画像より再チェック、患者ごとの合致するカムを選び治療が行われた。



全骨盤照射の2軸原体照射（左）、打抜き原体照射（右）

次の段階は、やはり腹部（小腸と直腸の線量）を減らすことが課題となり、小腸線量を減らすために打抜き原体照射も検討したが、この方法では打抜き体が大きく、打抜き材質も重く、打抜き器具の端にあるバランスウェイトでは位置を保つ安定性が保てなく、小腸の形態に沿った打抜きが困難であった。致命的には目的とする線量分布の高線量域が得られないことである。そこで1976年頃から1軸全骨盤照射カムを変形して、2軸全骨盤原体照射を同様に1号（小さい骨盤）から12号（大きい骨盤）を作成した。この方法は先ず、体中心の iso-center から3.5cm右側に平行移動し、体のお尻の方（背中）からお腹の方向へ（正面）180度回転（振り）し、次に7cm左に移動し（体中心の iso-center から3.5cm左側）、お腹の方向から（正面）、お尻の方（背中）の方向に180度回転（振り）である。照射方法は面倒のように思えるが、現在のSRT, IMRT, 多門照射よりは簡便である（私は両方を経験）。問題となるのは右側180度回転、左側180度回転で双方の線量寄与率が線量分布および2軸それぞれの iso-center 線量に加算されるため、治療開始する前に多大な測定（各横断面のフィルム法による線量分布図と iso-center 線量の測定）が必要である。放射線治療部技術スタッフ（下の5名）にこの測定が割りあてられ、宿題のように毎日毎日測定したことを覚えている。

原体照射が確実に予定した部位に投与されているかの確認は、リニアックグラムより照射野形状と部位を確認であった。照射毎にリニアックグラムを毎回撮影もできず、



Fig. 2 The field monitoring system fixed on the gantry of 6MV linear accelerator.



リニアック（三菱重工製）に蛍光版とイメージインテンシファイアーとTVカメラを搭載（左図）、上顎癌照射時の眼球打抜きイメージ（右図）、1971年

見学者からは「正しいの？照射中の確認は？」など、質問があった。そのころ、浜松ホトニクスという会社が、「蛍光版とイメージインテンシファイア」を開発していることを知り、三菱重工製一号機のリニアックに搭載する研究が進められた。

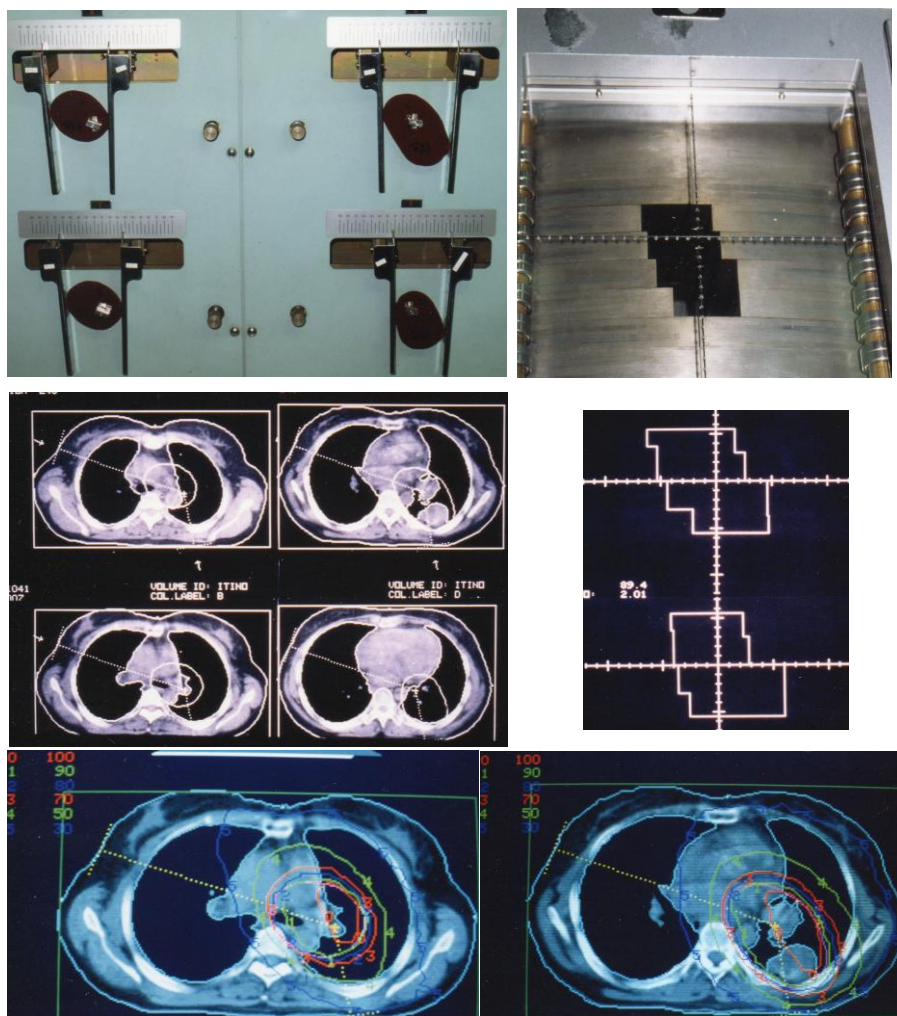
原体照射中の照射野形状の毎回の变化を check するための蛍光版とイメージインテンシファイアと TV カメラを用いた監視装置と、その時の最もわかりやすく鮮明なイメージ画像である。照射部位がコントラストあること、リニアックへの搭載が重過ぎること、画像のノイズがリニアック照射時には多すぎて見えないこと、などなど、不具合が多くあり、研究と数 10 回？の試みで消滅していった。その後、この流れは長い年月の多くのメーカーの改良の積み重ねで、現在のリニアックに搭載されている EPID となった。

7. コンピュータ化した原体照射の時代

1967 年の導入したリニアックは 1977 年で 10 年経過し、次のリニアックへと更新時期となったが、この頃、米国製の Modulex (兼松エレクトロニクスの販売) という治療計画装置が、あちこちのリニアック所有施設で導入され始めた。CT 画像を「大きなディスク」媒体を通して、治療計画装置に入れ込む方式である。筆者の施設もリニアックの更新とともに 1979 年頃に導入した。また、リニアックメーカーと協議し新しい原体照射仕様に、周辺機器を整備しながら発展させた。

簡易原体照射法の線量分布計算ができる放射線治療計画装置(1981 年 高橋¹²⁾)、iso-center に対して非対称の線量分布計算で、照射野の iso-center に対して右側と左側の OCR (off-center ratio) を合成する方法で、原体照射の線量分布を作成する方法を、兼松エレクトロニクスの協力のもとに Modulex に組み込み完成した。肺癌の定位照射が確立し、肺の V_{20} 処方が定着している現在では、臨床的に問題があるかもしれないが、右図はその時の照射野設定機構のカム、リニアック MLC, 240 度回転のビーム CRT 表示、照射野形状 (正面・側面) の CRT 表示、線量分布の CRT 表示を示す。当施設では原体照射の花盛りとなり、広めの対向二門照射の後、ブーストとして、原体照射をかなりの根治治療症例に、1 軸全骨盤照射、2 軸全骨盤照射、眼球及び脊髄打抜き照射として施行した。

1985 年 (昭和 60 年) より、リニアックの更新の作業が開始した。PC コンピュータを内蔵し、

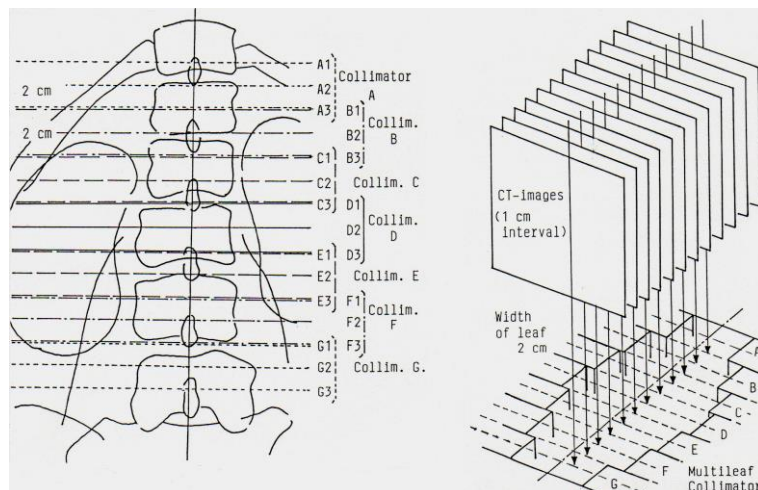


照射野設定機構のカム (左上), リニアック MLC (右上), 240 度回転のビーム CRT 表示 (左中), 照射野形状 (正面・側面) CRT 表示 (右中), 線量分布の CRT 表示 (下: 2-横断面)。

以前のハンダ小手・配線回路でなく、集積回路、半導体、回路基板と新しいリニアックの開発が NEC リニアック部隊によって、当施設と共同で行われた。治療計画装置 (Modulex) とリニアック内蔵 PC との通信、リニアック原体照射システム (MLC 各々駆動とチェック、回転駆動とチェック、寝台位置駆動とチェック、角度毎の MU 設定と照射チェック、画像レイアウト、などなど) 膨大な仕事が、全く最初の試みであり、NEC リニアック部隊、兼松エレクトロニクス治療計画部隊、当治療部スタッフで、毎夜 (現在だと労働基準違反、残業手当もなく) 深夜まで頑張ったことは、今でも鮮明に懐かしい思い出である。MLC も iso-center で幅 2cm と以前より、標的体積に沿った原体照射が可能となった。この頃から上顎癌の患者さんは減少し、2 軸原体全骨盤照射と肺のブースト照射が多くなった。右上図は胸部領域の CT 画像取得と 2cm 幅 MLC の対応の取決め図を示す。

いよいよ、リニアックもコンピュータ時代に突入し、同時に原体照射も以前のカム方式からコンピュータ方式に変換した。いわゆる、3DCRT (three-dimensional conformal radiotherapy) 時代の到来である。2 軸原体全骨盤照射野 12 タイプは全て、治療計画用コンピュータに登録し、患者の CT 画像より、登録したタイプを選び設定すれば、後は治療計画装置が計算し線量分布を作成、確認後はリニアックにその各々の照射野開度、角度毎の MU 値、ベッドの位置、ビームデータをリニアック内蔵 PC に転送すれば、そのデータはリニアック内蔵 PC にファイルされ、内蔵 PC より治療番号呼び出しにより、毎回の治療が可能となる。現治療システムと殆ど変わらない流れである。

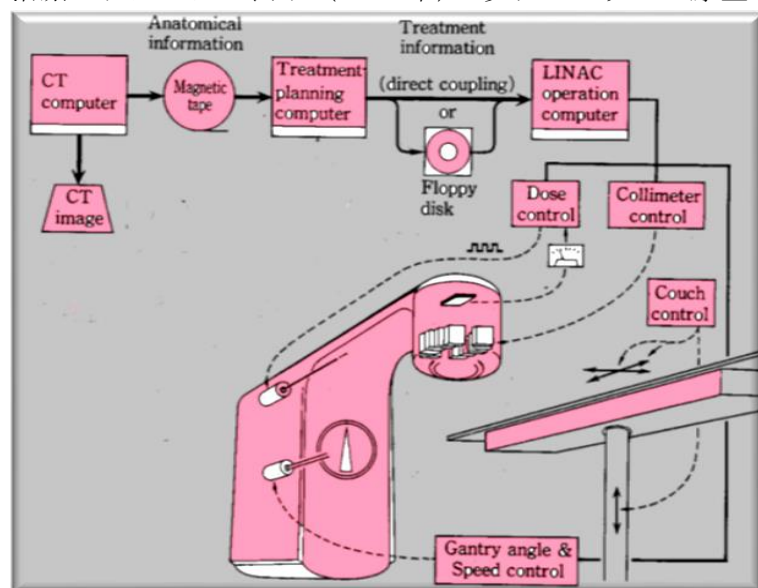
予談となるが、1985 年より放射線



iso-center で 2cm 幅 MLC による CT 画像と照射野作成の配置



PC を内蔵した NEC リニアックの CRT, 原体照射など照射野、治療パラメータの表示 (1985 年): 現リニアックの原型



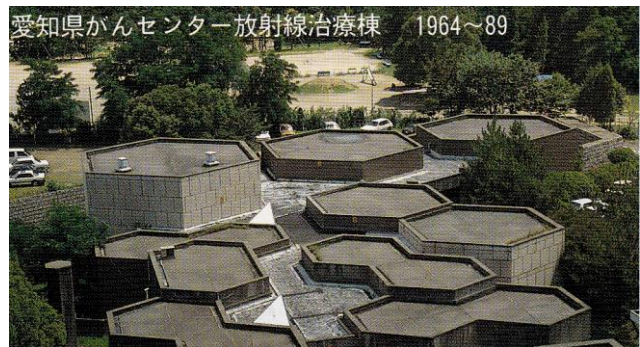
PC を内蔵した NEC リニアックと治療計画データのリンク図 (原体照射など照射野、治療パラメータ) (1987 年)

治療は飛躍発展時代となった。私も大変忙しく、SRT 治療開始準備と測定、術中照射開始準備と測定、小照射野照射開始準備と測定、全身照射開始準備と測定、コンピュータ化リニアック仕様作成、 ^{192}Ir -RALS(ブフラ)の開始準備と測定、全てが最初の仕事となり、1980 年代後半は新しい仕事の波が押寄せて来た。今から思うと楽しくもあり充実した毎日で一生の思い出である。殆ど文献など参考にしながら、独自の方法を樹立した当施設の開発となり、考えたことが現実の治療となり嬉しい限りであった。

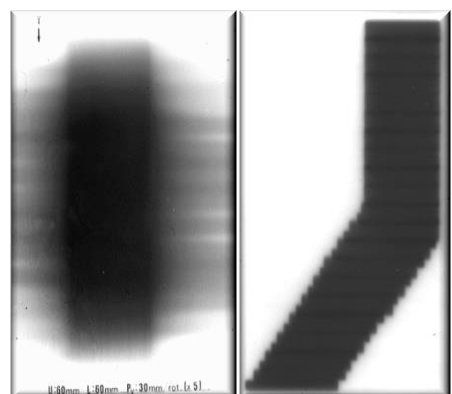
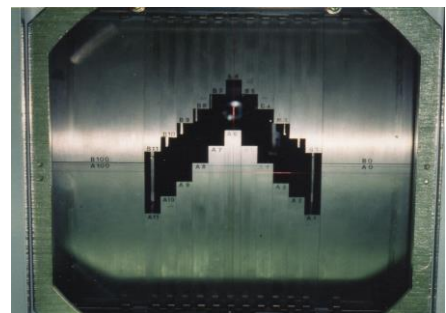
放射線治療システム研究会 (NEC 府中の工場)、厚生省班会議 (尾内班)、などなど研究発表とルーチン仕事に追われていた頃であり 30 数年前のことであるが、懐かしさが蘇ってくる。さて、感傷はこの程度にし、原体照射野のその後に戻るが、当施設においての一本の筋は原体照射の複雑な操作をより簡便・合理的に、精度を良くし、間違いを無くし、時代に合致した最高のものに作り上げることである。尾内班、赤沼班、阿部班、など班会議での報告は、原体照射を完成するための、照合であり、システムであり、機械構築であった。1964 年から 89 年までの愛知県がんセンター治療棟にて、原体照射のゼロから 3 DCRT まで、**打ち抜き原体照射、二軸原体**までへの発展であった。この建物は懐かしい放射線治療棟であるが、何とも暗く使いにくい部屋である。おそらく、設計者は有名で？放射線治療装置を知らない方と思う。(六角形でリニアック装置とレーザー壁が平行とならず、レーザービームは iso-center では一致しても、離れると一致しないなど問題が生じる。)

PC 内蔵・コンピュータ化したリニアックはガントリー回転角度毎の MLC の開幅、MU 値、寝台位置がファイルされ、寝台も稼働するように設計した。したがって、2 軸照射は自動的に軸移動でき、技師が照射室に入り 2 軸間のベッド移動は不必要となった。現トモセラピーのようにらせん状照射、ベッド移動照射も可能となり、本来の 3 DCRT が可能となる筈だった。大義名分的には画像診断の大きな発展と治療機器のコンピュータ化に伴い、患者の体内における病巣と病巣周囲正常組織の広がり、高精度に三次元的に判断でき、病巣にのみ放射線を集中させる方法の開発がなされ、容積線量の少ない固定多門照射の static conformal RT (multileaf collimator: MLC, リーフ幅 2cm でなおかつ中心を越えて MLC が駆動する) 法と、偏心性多分割絞りの打ち抜き原体照射法を治療計画装置に組み込みも可能となった。

しかし旧放射線治療棟での原体照射の進みはここまでは、というのは三次元的に表示する治療計画装置、MR と CT 画像など異なる画像を用いて標的体積を決定、線量分布を表示、立体的な線量分布図、3 次元のボリューム計算、任意断面の表示、SRT の計算、定位照射の計算は、この時代ではできなく治療機器としては、3 DCRT が可能であるが、治療計画装置がそこまでは不可能であり、実際のダイナミック原体照射は足踏み状態となった。



1964 年から 89 年までの愛知県がんセンター治療棟、原体照射を得意とした。(六角形でリニアック装置とレーザー壁が平行とならない)



リーフ幅 2cm, 中心を越えて MLC が駆動(上), ベッド移動とガントリー回転のらせん状照射(左下), ベッド移動による変形照射や(右下): 1986 年

8. 原体照射完成と忘れ去られる時代

高精度原体照射を実施するにあたっては、コンピュータ技術によってシステム化し、各段階に発生する誤差を最小に保つ必要がある。この目的を描いて、1990年に ACCROS : Aichi Cancer Center Radiation Oncology System を、愛知県がんセンター病院の建替えと共に構築した。放射線治療棟は太陽光のあたる地上から地下に移動したが、中庭には彫像・庭木、機器更新の搬送も考えた地下までのスロープ、患者さん待合は天窓を設け、比較的太陽光が差し込む設計とした。治療棟のレイアウト、こまごまとした内装、治療機器、システムなど日本建築設計㈱と最初から会議を設け、希望に沿った建築ができた。勿論、全体のスペースは限られているが、関与できたのは幸いであり、大変ではあったが楽しく張り切った仕事であった。

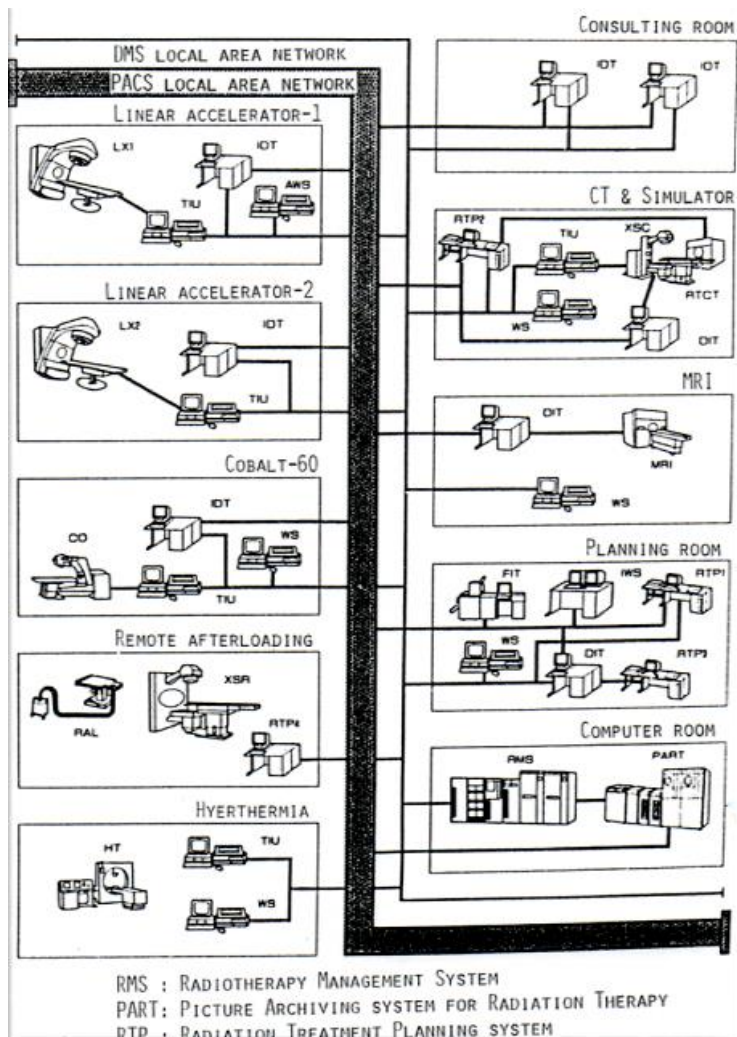
当然、放射線治療部の特長は原体照射であり、原体照射をより近代的なシステム化することを念頭に置いて構築した。システムを構築する考えが頭の中でどんどん膨らみ、その時代の可能な最高のシステムを構築しなくてはと考えた。現在では、当たり前のようになっているが、約30年前のコンピュータ事情から考えた統合放射線治療システム¹⁴⁾は世界的にも画期的であった。種々の画像(PACS)、患者のデータ管理(RIS)、RTP、簡易 IGRT、HIS との統合も組み入れた全体の管理システムである。

システム構築した統合システムは原体照射治療の高精度治療計算、三次元線量分布

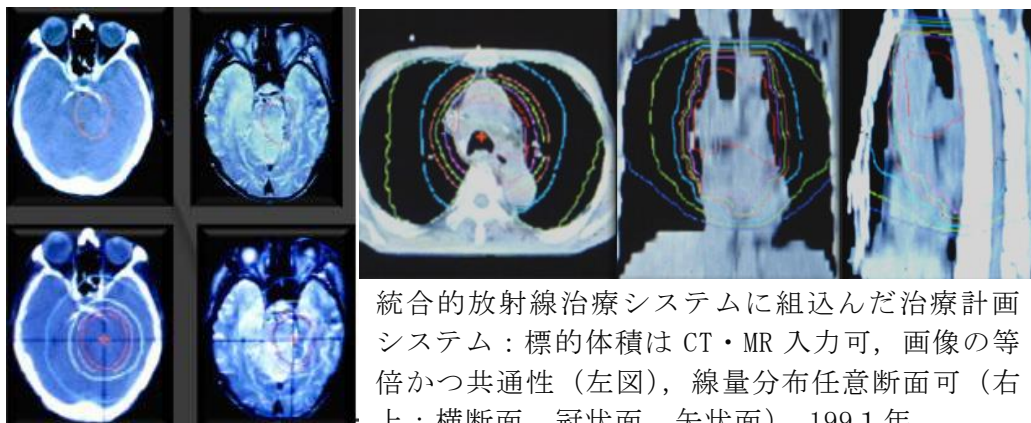
図、MR と CT 画像標的体積入力、線量分布画像、治療期間中の照合解析などがシステム構築の主な目的である。

この目標に沿うために、新たな原体照射治

療計画装置：RTP を NEC㈱医療事業部と関連会社の協力の基に作成した。この作業は治療計画の仕様とレイアウト・骨組みをプログラミンググループに示し、繰り返しプログラムテストをしな



愛知県がんセンター統合的放射線治療システム：原体照射はこのシステムに統合。1990年



統合的放射線治療システムに組込んだ治療計画システム：標的体積はCT・MR入力可、画像の等倍かつ共通性（左図）、線量分布任意断面可（右上：横断面、冠状面、矢状面）。1991年

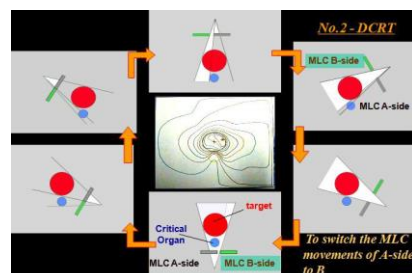
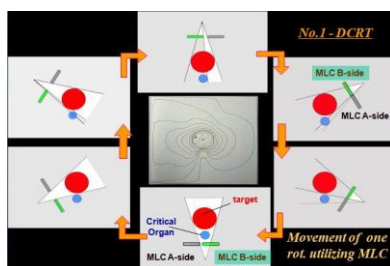
がら作成する作業で、できあがるかどうか分からない困難な毎日であった。完成 RTP は、標的体積は CT から入力しても、MR から入力しても、両方の画像に等倍かつ共通に表示され、修正もどちらの画面からも可能なように、線量分布は CT では iso-center 横断面、冠状面、矢状面に、MR では横断面に表示できるようにした。この RTP では完全な立体表示は無理であった。困難な作業であったが、挫折せず兎も角突き進んで行ったような気がする。1 軸および 2 軸全骨盤原体照射 1 ～12 号照射野（カム）型は登録し、必要の登録型を用いる方法にした。

打抜き原体照も可能であり、原理は MLC の片側が照射野形状に開き、もう片側が打抜き体形状に沿って遮蔽するという方式である。右回転と左回転を合成すれば打抜きの線量分布が得られることとなる。

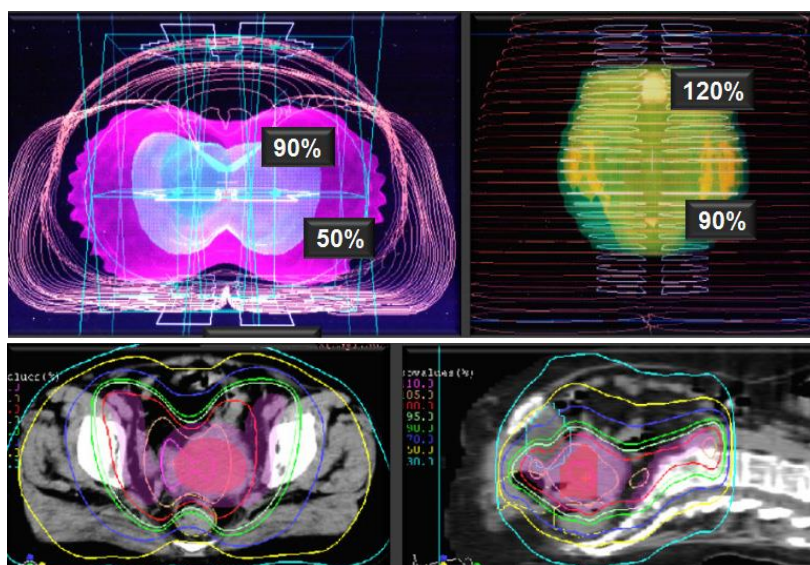
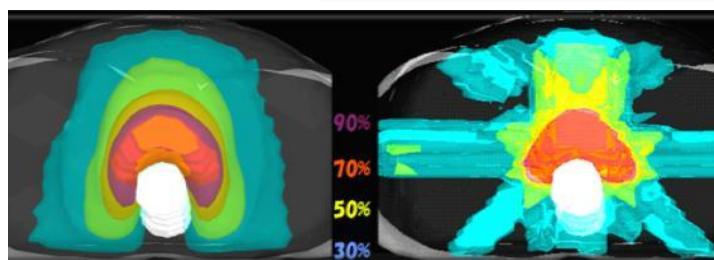
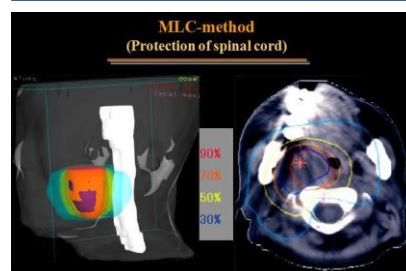
古は ^{60}Co -MLC 付き回転照射装置のヘッドを少し傾、偏心打抜き照射を行ったことがある。

この愛知県がんセンター統括システム治療計画装置で試行錯誤（プログラミングの改良）しながら、一般放射線治療、原体を行っていたが、その後まもなく、CMS 社製 FOCUS が三次元治療計画可能な機種として搬入された。

もともと愛知県がんセンター統括システムの中に兼松エレクトロニクス㈱（＝CMS 社：治療計画装置）組込んであり、CMS 社製の 1 号機（シリコングラフィック）は眠っていた状態、待ち状態であった。FOCUS の到来とともに、原体照射システムを（特注？）で組み込み、本来の愛知県がんセンター原体照射が三次元表示として完成となった。計算などの方式は従来と同じく、打抜き原体、1 軸及び 2 軸骨盤原体照射、任意の一般的原体照射と自由度は広まり、また応用により、種々の原体照射は可能となった。ここで、開発作業は終わりを遂げた。右図は 2 軸全骨盤原体照射の線量分布と三次元表示の図である（FOCUS）、見た目は素晴らしく綺麗であり、フィルムによる線量分布図も要らず、CT 画像との重ねにより、表現力が増した。次の放射線治療の波の凹み照射が可能な IMRT 普及までの完成品である。前立腺癌における打抜き原体照射と 5 門 IMRT 照射（上下図）の線量分布図を示した（FOCUS 1995 年）。ほぼ、同



打抜き照射野原理（上図）、
 脊髓打抜きの立体表示と
 横断面線量分布図（右図）、
 前立腺治療時の直腸打抜き
 （左下：原体）、（右下：
 IMRT）、FOCUS：1995 年¹⁵⁾



2 軸全骨盤原体照射線量分布図、左上：三次元表示線量分布図、左・右下：横断面・矢状面線量分布図、FOCUS

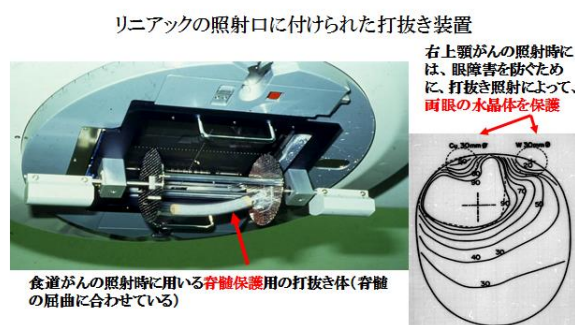
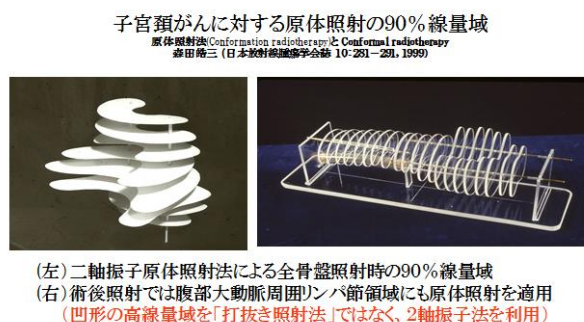
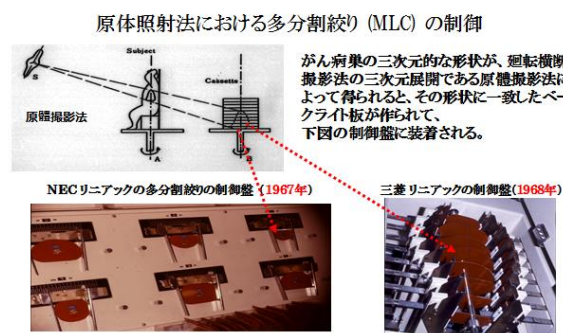
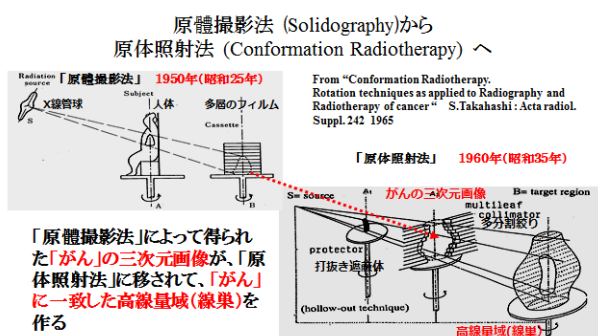
様な線量分布が得られた。

9. 終活

2000 年以後の高精度放射線治療は、コンピュータとロボット技術の飛躍的発展により、SRT, IMRT, IGRT, 時代となり 3 DCRT の原体照射は過去の軌跡となった。私は今もなお、新しい放射線治療の一兵卒として携わっているが、古の技術スタッフ、医師スタッフ、メーカスタッフなど歴史的流れを共に歩んできた仲間は懐かしく思い出される。一方、素晴らしい 2000 年以後の技術スタッフが輝かしい活動をされており、皆様の教育講演を聴くことを楽しみにしている。仕事が変わってきており、そのための労働荷重も変化している。たまたま、古巣の愛知県がんセンター放射線治療品質管理室会議に外部委員として参加させて頂いているが、仕事内容の大変さが身に浸みて感じている。事故の無いように心から願っている。

話し言葉で（名古屋弁？）で書き進めてきた、また、依頼された表題の「打ち抜き原体照射、二軸原体への発展」は原体照射の発展歴史であり、私自身の愛知県がんセンター仲間との 1995 年までの原体照射仕事史でもある。依頼者の意図に沿っていたかどうか分からないが、お許し願いたい。この機会のお陰で、仕事としての原体照射を整理できたことに、日本放射線技術学会・放射線治療部会の皆様に感謝致します。2019. 02.

追加スライド：



文献：

- 1) 森田皓三：原体照射法 (conformal RT) とその発展, 癌の臨床, 33-46, 1994.
- 2) 梅垣洋一郎：運動照射法の基礎的研究 (日医放総会 (福岡) シンポ 課題 21: 癌の運動照射法の批判 - 演題 164), 18/5, 777, 1958.
- 3) Wright, KA., Primos, BS., John, MS., Trump, JG. Et al., : Field shaping and selective protection in megavolt radiation therapy (Work in Progress). Radiology: 72/1, 101, 1959.

- 4) 有水昇:可変絞りによる運動照射法, 日医放会誌, 20/2, 224-239, 1960.
- 5) 高橋信次:⁶⁰Co 廻転照射に於ける新しい工夫, 臨床放射線, 5/8, 653-658, 1960.
- 6) 高橋信次, 北畠隆, 森田皓三, 他:子宮癌の原体照射(原体照射法の研究 第1報), 日本医放会誌 20/13, 2746-2753, 1961.
- 7) 植田俊男:原体照射法の技術と応用, 日本放技会誌 32, 217-248, 1976.
- 8) Takahashi S.: Conformation radiotherapy-Rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. Acta Radiological, Supplement 242, 1-142, 1965.
- 9) 北畠隆・他:⁶⁰Co原体照射装置の試作(原体照射法の研究第16報), 日医放誌, 26, 2, 192-200, 1966
- 10) 北畠隆, 母里知之, 奥村寛, 他: リニアアクセラレータによる原体照射法, 日医放会誌, 26, 1448-1454, 1967.
- 10) 植田俊男・他:照射野監視装置の試作, 日医放会誌, 31, 443-449, 1971.
- 11) 小幡康範・他: CTを適用した原体照射法の治療計画, 日医放会誌, 40, 1076-1082, 1980.
- 12) 高橋一廣・他:治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算(第1報打ち抜き照射の線量分布計算) 日技放会誌, 37, 294-300, 1981.
- 13) 内山幸男, 他: CTからコンピュータ制御による原体照射装置つきリニアアクセラレータの総合治療計画システム, 放治システム研究, Supple. 3, 217-220, 1986.
- 14) 内山幸男, 他: 放射線治療システムの構築:愛知県がんセンター放射線治療システム[ACCROS], 新医療, 7, 76-81, 1990.
- 15) 内山幸男, 他: 放射線治療における総合システムの評価, 医療情報学, Vol.14 No. 4, 245-256, 1995.

Multi-scale technology

株式会社浜野エンジニアリング

浜野 雄基

企業紹介

株式会社浜野エンジニアリングは 1976 年に神奈川県川崎市に創業し、今年 44 年目を迎える世界的に見ても 3D 関連分野における老舗企業の 1 社となります。

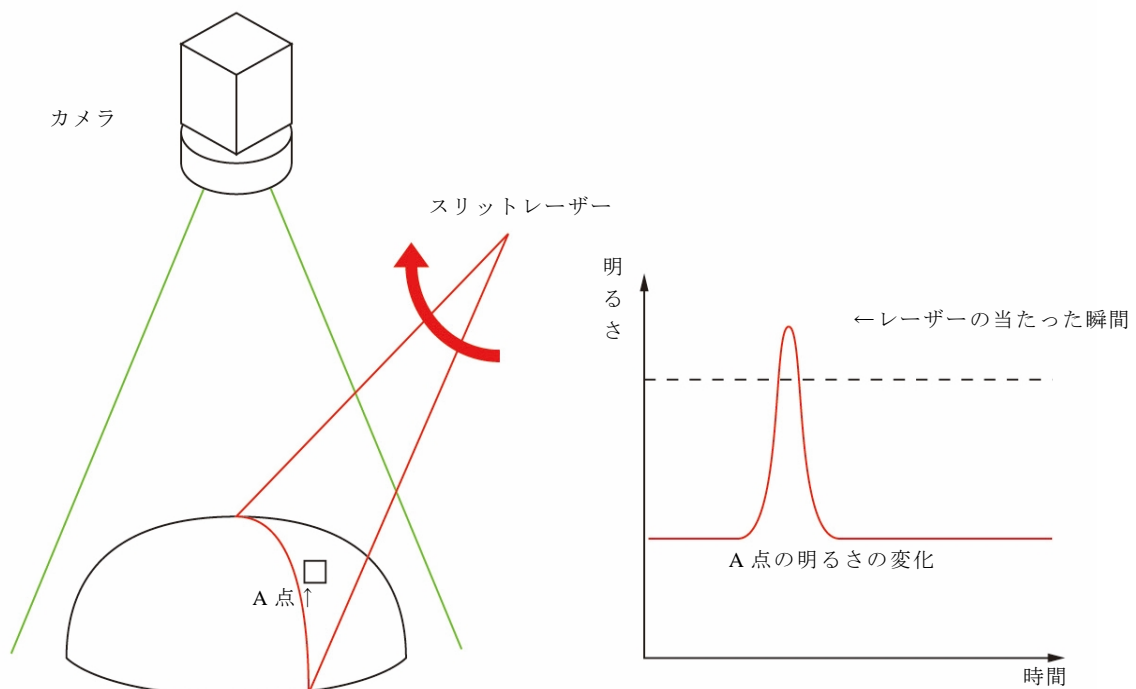
当社 3D スキャナ「ボクセラ」は、レーザー 3D スキャナのメリットである「非接触」で「被曝を伴わない」特徴が評価され、医療に限らずエルゴノミクスデザイン、アパレル、映画、エンターテインメント分野など人体計測に不可欠な技術として幅広く活用されて参りました。

1996 年には国内初の医療機器承認を取得した 3D スキャナを開発し、放射線治療のみならず、脳神経外科、形成外科、整形外科、歯科口腔外科などでも利用されています。

計測原理

・基本原理

スリットレーザーの角度を変えながら照射し、カメラにより撮影した画像から、一定以上の明るさとなった点を検出することでレーザーの当たった座標を特定し、その時の角度から Z 方向(高さ)を求める三角測量の原理で 3D データを算出します。このように、スリットレーザーで物体を輪切りのようにして高さを求める「光切断法」が基本原理となっています。

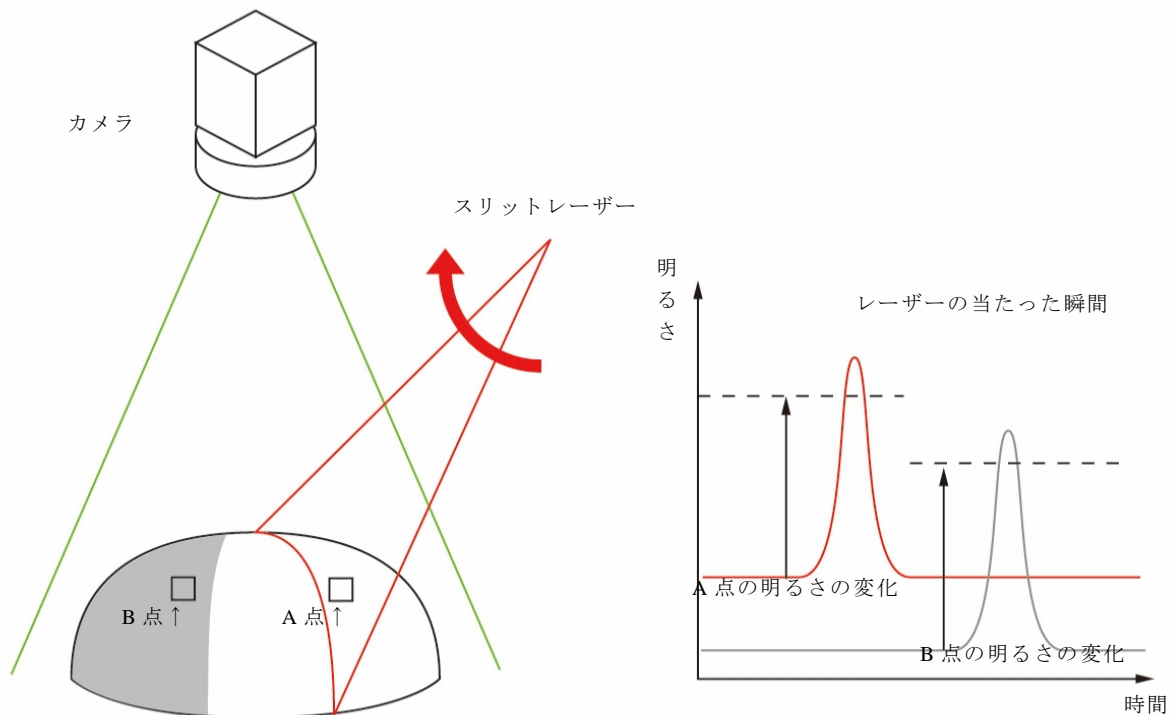


・ボクセランの特徴

基本原理の光切断法は、単一画像内の明暗からレーザーの検出を行うため、レーザーが当たっても反射率が低い部分は一定以上の明るさに届かず、検出ができない場合があります。

ボクセランの用いるイメージエンコーダ法は光切断法を改良し、最も明るい画像と、最も暗い画像を作成して、差分を取ることでダイナミックレンジを上げます。

その為、下図のように測定点 B が反射率の低い暗色であっても、明るさの差分を用いるので、レーザーが当たった瞬間を正確に求めることができます。

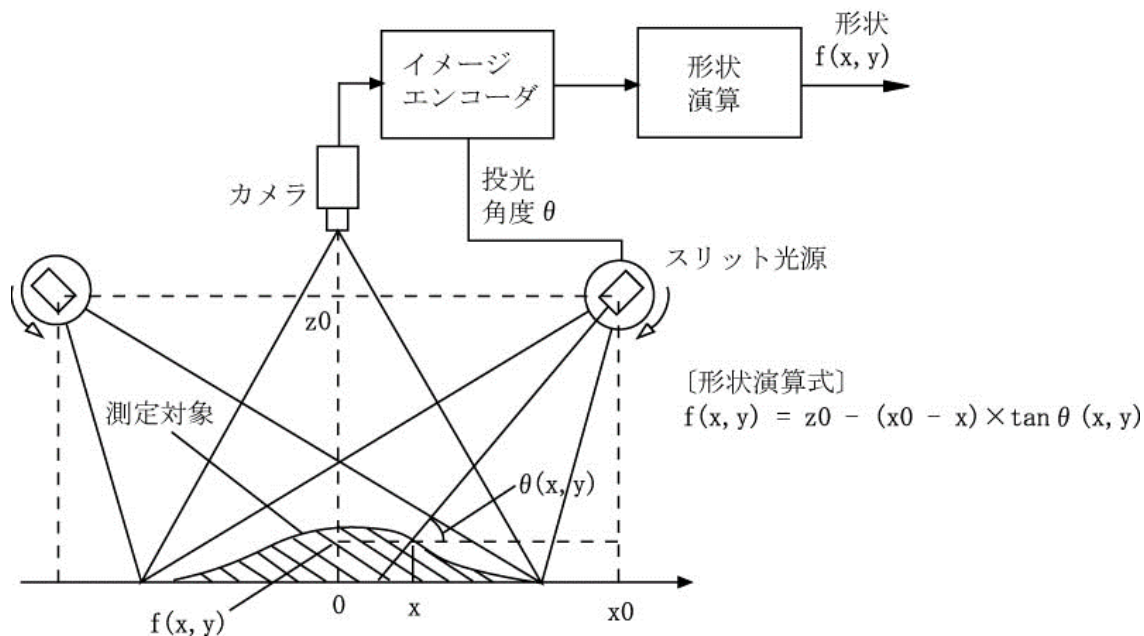


・形状の再生原理

ボクセランは、下図に示す構造を基本としており、レーザーが照射された画像をイメージエンコーダ法で画像処理することで3Dデータを取得します。

この図において、 $f(x,y)$ が画素毎の物体の高さとなります。この時、レーザーが物体に当たった位置 x 、その時の照射角度 $\theta(x,y)$ 、スリット光源の位置 x_0 の3項目を用いると、計測物体とスリット光源の間に直角三角形ができ、この直角三角形の高さを求めることが三角測量となります。

スリット光源の高さ z_0 から、この直角三角形の高さを引くことで $f(x,y)$ が求められ、カメラに撮影されたすべての画素に対して処理することで計測範囲の3Dデータが完成します。



この技術を用いた下記装置が、2018年4月よりIGRT、そして呼吸性移動対策加算対象となりました。

製品名称:ボクセラン (VOXELAN) HEV-600M/RMS

用途:①放射線治療時の患者の位置決め支援

②呼吸管理

診療報酬:①IGRT (体表面の位置情報によるもの)

②呼吸性移動対策

その他の利点:

- ・体表皮膚マーカの低減、もしくはマーカレス
- ・治療スループット性が向上し、受け入れ可能患者数の増加

3D スキャナ外観

3D スキャナは天吊りで治療室内に取り付けます。片側からのスキャンではレーザーの当たらない死角が生じやすくなるため、左右2つのレーザーを搭載、中央にあるカメラで撮影を行います。

カメラはレーザー受光に適した専用の光学フィルタを搭載しており、一般的な蛍光灯が点灯した室内でもスキャンが行えます。



■ボクセラン HEV-600M/RMS の特徴，及び運用手順一例

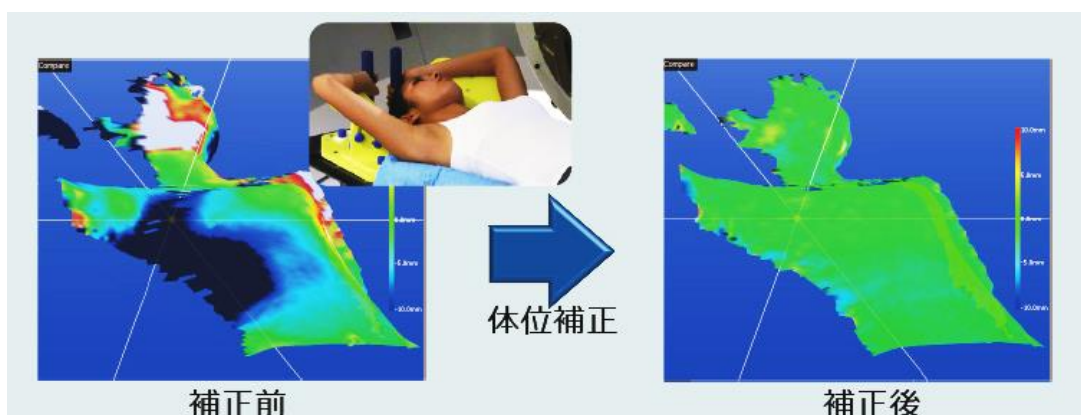
①患者情報を取得し位置決め開始

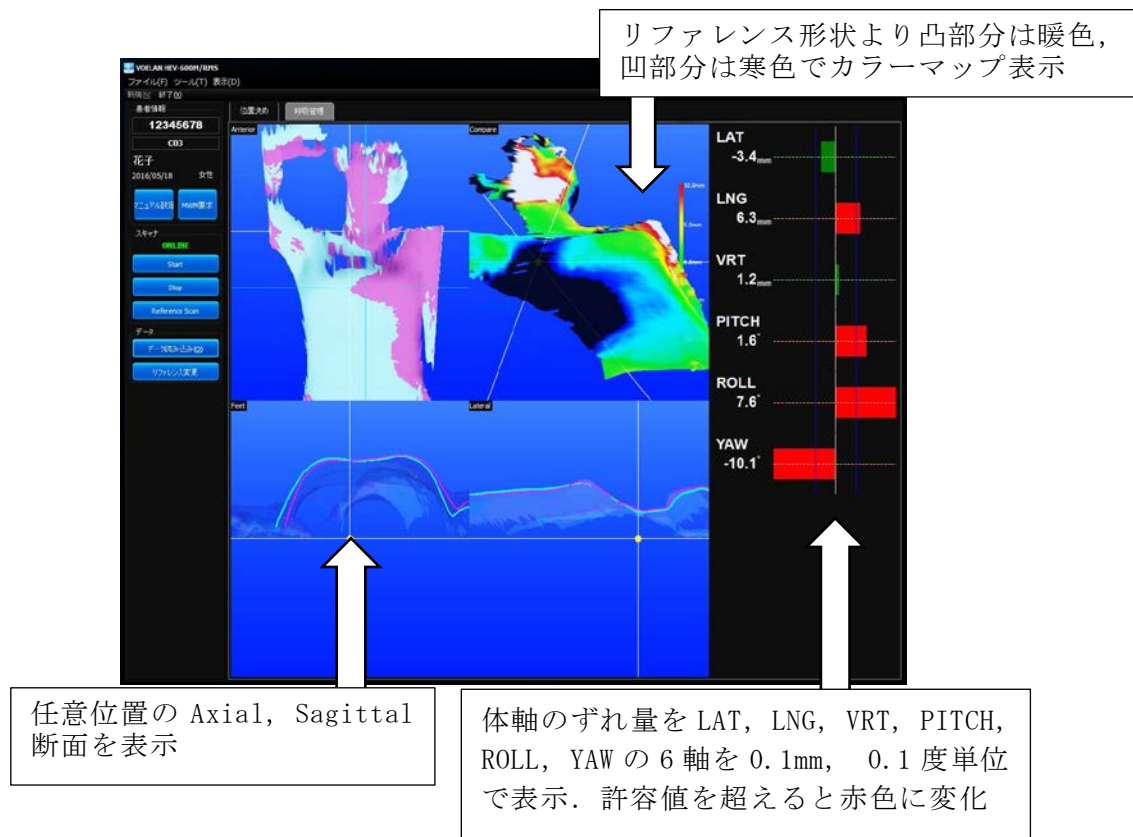
・DICOM MWM を用いて，治療 RIS から患者情報を取得，あらかじめ治療計画情報・C T画像から作成したリファレンス形状との比較を開始します．

②計画時との体位のずれを表示

・体の捻じれ，ゆがみの補正をイメージガイド． より精度の高い患者セットアップを実現．

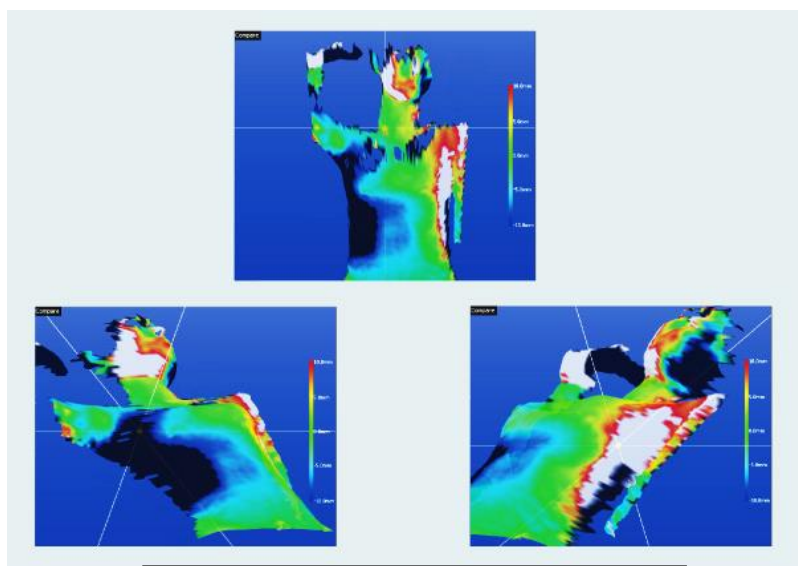
マーカーや体表面形状による 6 軸の補正值では分からない腕の曲げ角や体の捻じれなどをカラーマップで瞬時に判断．リファレンス形状より凸部分は暖色，凹部分は寒色で表示し，体位を動かして全体が緑色（ズレが無い状態）になるよう補正し，治療計画時の体位を正確に再現します．





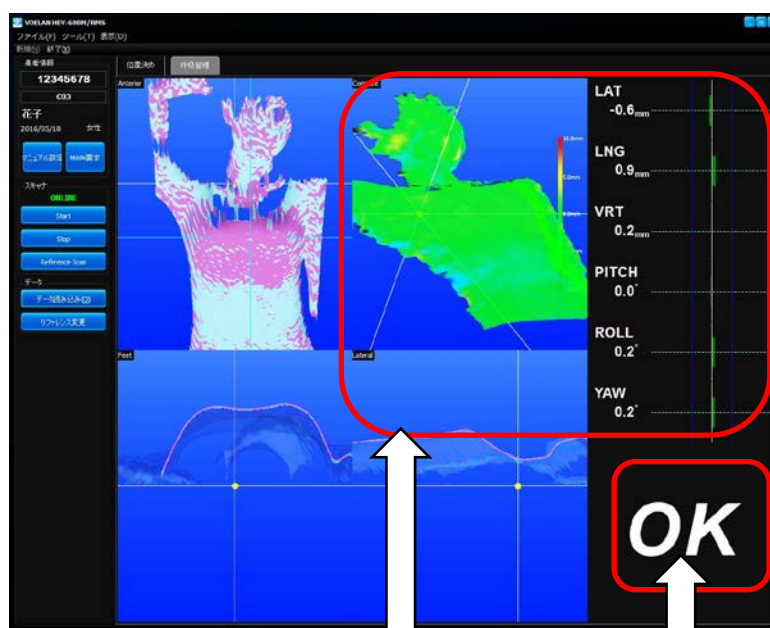
③モニタを確認して患者体位を補正





カラーマップ画像をマウスでドラッグして任意の方向に動かし、ズレのある部分を確認しながら補正

④基準値以内のズレ量を確認



体位の補正によって、カラーマップが緑色に変化し、6軸のズレ量が減少してグラフも緑色に変化

6軸が基準値以内になると、“OK”を表示

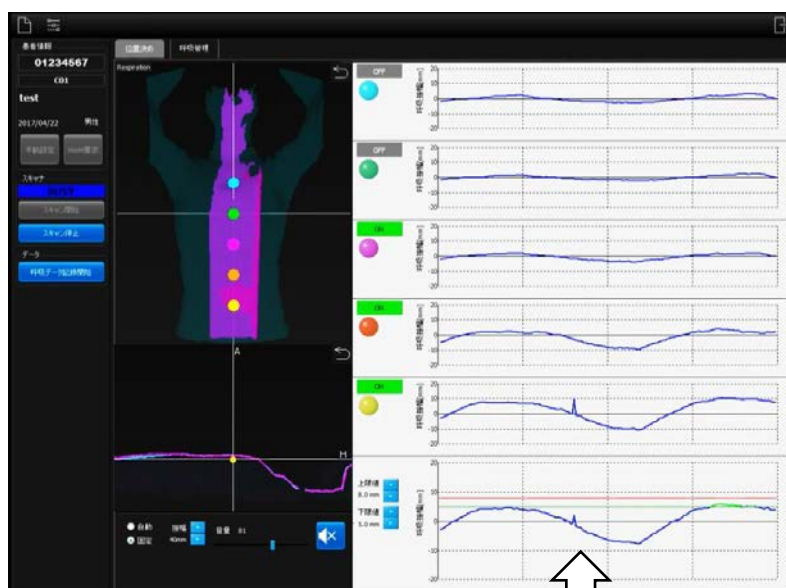
⑤高精度な位置決めによる治療開始

⑥治療中も呼吸管理が可能

- ・治療計画時の正確な体位で呼吸波形を取得．より安定した呼吸による治療を可能にします．

治療毎に患者の体位が異なる場合，治療計画時と同等の呼吸波形を安定して取得するのは困難です．

ボクセランは，任意に設定可能な5か所の呼吸波形を同時に取得することでより安定した呼吸管理が可能となります．



5 か所以上の呼吸波形が表示可能

製造は岡山県と神奈川県に拠点を置く株式会社イーアールディー（第1種製造販売業取得）が担当し，ハード，ソフト共に安心のジャパンメイドとなります．国内の医療現場様のご意見もいただきながら，アフターフォローも万全に整えております．

是非，お気軽にお問い合わせください．



お問い合わせ先：株式会社浜野エンジニアリング

担当：浜野 TEL:044-819-2168 E-mail: hamano_y@voxelan.co.jp

放射線治療 座長集約

治療計画 1 (演題 55—58)

55 前立腺癌に対する固定多門 IMRT において、コリメータ角度を変化させた場合の総 MU と PTV、直腸の線量の変化を検討した演題であった。コリメータ角度を調整した場合では、調整しない場合(0 度)と比較して、PTV と直腸の線量に関しては有意な差が認められないが、総 MU は低減できることが示された。以前は、固定多門の全門でコリメータ角度を 0 度に設定して IMRT を立案していたとのことであったが、冠状断面や矢状断面での相対線量解析を行うと tongue and groove 効果による影響が認められた可能性がある。コリメータ角度の設定は線量分布に直結するため、多断面の二次元もしくは三次元の線量分布検証を追加し評価していただきたい。今後も研究を継続していただいて、効果的なコリメータ角度の具体的な設定方法について報告をお願いしたい。

56 治療計画用 CT の金属アーチファクトに対して、アーチファクト低減処理を行った画像の線量計算と実測の比較を行った報告であった。アーチファクト低減画像は、画像処理技術 SEMAR のみを用いた画像と逐次近似再構成と SEMAR を併用した画像を用い、アーチファクト低減の効果を相対アーチファクトインデックスで評価している。その効果は一目瞭然で、SEMAR 併用の効果が高いことが示された。複数の点での線量計算値と実測値とを比較し、金属近傍では計算値が実測値よりも低くなることが示された。本演題では、アーチファクト画像がある画像と低減処理後の画像とで線量計算を行っているので、例えば γ 解析や dose difference など相対的な評価を追加すると全体的な分布の比較ができて有意義であると考え。金属近傍の線量計算精度については TPS のアルゴリズムによる計算精度の影響が大きく、アーチファクト処理の効果とは別に具体的な検討を報告していただきたい。

57 食道癌の放射線治療において、対向二門照射法と VMAT 法の組合せによる Hybrid-VMAT 法を用いたとき、異なる治療計画装置による最適化アルゴリズムの違いが肺の線量低減に及ぼす影響を比較した報告であった。前後対向二門と 360°VMAT を組み合わせた Hybrid-VMAT 法による治療計画を Eclipse(計画①)と RayStation(計画②)によってそれぞれ立案し、Eclipse ではさらに前後対向二門と患者の側方(240°~300°と 60°~120°)を避けた VMAT を組み合わせた治療計画(計画③)を立案して比較している。PTV、心臓、脊髄の線量に有意な差は認められなかったが、肺の線量は、計画①に比べて計画②と計画③で有意に低減できるという結果が示された。同じ条件設定でも治療計画装置の最適化アルゴリズムの違いが示さ

れており、非常に興味深い結果であった。今後、さらに検討を進めていただき、Hybrid-VMAT法の治療計画のノウハウや線量比較に関する詳細な報告をお願いしたい。

58 左乳癌に対する深吸気息止め照射で、flattening filter free(FFF)ビームを用いると照射時間が従来の 1/3～1/4 程度に短縮でき、1 回の息止めで照射が完了できるという報告であった。FFF は、線量率を大きくすることができるが、ビーム軸中心が尖った線量プロファイルであるため、均一な線量分布の形成が難しい。しかし、field in field と同様に大小の照射野を継ぎ足しして線量分布を形成可能であることが示された。現状では forward planning で継ぎ足しを繰り返して作成しなくてはならず、治療計画に相当な労力を要することが窺い知れたが、この点は近い将来 inverse planning で立案できるようになれば改善されるであろう。本演題で示された息止め時間の大幅な短縮は、息止め照射を実施するうえで大きなメリットになると考えられるので、治療計画の作成方法も含めてさらなる詳細な検討をお願いしたい。

富田 哲也 (筑波大学附属病院)
佐々木 浩二 (群馬県立県民健康科学大学大学院)

品質管理・品質保証 (演題 59-64)

59 金属リングを用いた総合アイソセンタ測定方法の精度。一般的ソフトと自作のリングを用いて幾何学的 QA を行う演題である。シャドウトレイに金属リングとタングステン球を4方向でEPID画像を取得する。見た目から位置を決める簡便な所ところはあがるが半面、個人誤差が含まれる可能性が考えられた。また装置メーカーにおけるソフト的な位置補正機能との関係についても今後検討を加えて欲しい。

60 Trajectory Log File と EPID 双方による DMLC の動的位罫精度管理方法の開発。以前の装置は Log を解析できるソフトがあったが、最近の装置はバイナリファイルで解析ソフトは無い。MLC の精度を管理するために Log と EPID 画像の CU 値から精度管理を行う方法であった。MLC エラー0.1mm で 0.8CU と管理可能であった。

61 トモセラピー治療用寝台と 2 種類の治療計画 CT 用寝台のたわみ角度評価。トモセラピーの寝台のたわみと CT 寝台のたわみを比較した。通常利用する CT はトモセラピーと同様のたわみ傾向を示したが、臨時に使用している CT では誤差があり利用するには注意が必要である。

62 3 次元半導体検出器の空間・時間分解能を利用したガントリ回転速度実測の可能性の検討。VMAT 等の回転しながらの照射方法においてガントリ回転速度の測定は難しい。この研究では Delta4 をもちいて信号入力 of 最大値を求めて回転速度を計算から求める画期的な方法である。より精度を上げる為には検出器の位置や照射野の大きさをグラフ化するなどし

て最適条件から導くとより良い結果となると考えられた。

63 動態追跡照射におけるフルエンス測定による照射精度の評価。臨床において照射前には位置等を画像から確認するが、照射後に確実に照射された事を証明する事は難しい。また照射ビームを用いて積算画像として記録は可能だが目視等の評価しかされていないと思われる。この研究ではこの画像と計画画像を用いてフルエンス差を求めて照射が確実に行われたかを評価した。会場から計算アルゴリズムの違いでパス率が 90%となる所があり指摘を受けていたが、計画装置コミッショニング精度や不均質補正計算精度が影響しているのではないかと考えられた。

64 患者プランを用いた VMAT 照射中の MLC 位置の定常性について。Elekta 装置における MLC の Log を解析して経時的な QA に利用する方法である。さらに 3 次元半導体検出器 ArcCheck と組合せて位置精度を検証した。ベンチマークプランとして経時的に測定し続けることで機器の定常性が評価でき有効な方法である。

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

藤原 純一 (岩手医科大学付属 PET・リニアック先端医療センター)

照射技術 1 (演題 69-73)

69 治療計画 CT 撮影の同日に作製したシェルと、治療計画 CT 撮影の 1 日前に作製したシェルについて、位置再現性の比較評価を行った内容であった。比較評価の結果、作製してから 1 日置いたシェルの方が位置再現性の改善が図れるという結果であった。その要因についてはシェルの収縮の影響や、治療計画 CT 時の患者さんの疲れや緊張の緩和が影響しているのではないかとこの考察をされていた。会場からも質問があったが、収縮の影響については冷却の方法やスピードなどでも変わる可能性もあり、その要因詳細について特定できると、更なる固定精度・再現性の向上が図れる可能性があるので、是非引き続きの検討をお願いしたい。

70 固定具装着の有無による MRI と治療計画 CT の画像レジストレーション精度について検討を行った内容であった。さまざまな検討項目から、固定具を装着した MRI の方が治療計画 CT とのレジストレーション精度は良いという結果であった。感覚として、もちろん固定具を装着した画像同士の方で精度が良くなるという予想はつきやすいが、評価方法について Dice 係数以外に、SSD, NCC, NMI 解析など、様々なパラメータで検討されており、単一のパラメータで評価するよりも、複数のパラメータを併せて評価することが有用だと考察されていた。今後、臨床でも今まで以上にマルチモダリティを使用したレジストレーションを行う機会が増えることは容易に予想されることもあり、モダリティが異なる画像同士の評価方法について、最適なパラメータ探索の更なる検討を期待したい。

71 治療計画時のターゲット及び重要臓器の輪郭描出に重要な画像レジストレーションの最適化を行うために、MRI 室に導入した可動式レーザーと固定具を使用した場合のレジストレーション精度について検討を行った内容であった。通常の診断用撮影の場合と比較した結果、前立腺、左右の大腿骨において Dice 係数が高値となり、再現性が向上したという結果であった。固定具を使用することで足の回旋角度の一致、レーザーセットアップで体幹部の回転を一致することができたという考察をされていた。最新の MRI においては、固定具を装着した撮影を行うことはできるようになってきたが、MRI 室内に MRI 対応型の可動式レーザーを導入されるという報告はあまり無いので、MRI 室レーザー設置の更なる有用性の検討について続報を期待したい。

佐藤 清和 (東北大学病院)

72 骨盤領域の cone-beam CT (CBCT)において、deformable image registration (DIR)による画像位置合わせ精度について評価した報告である。CBCT の画質はコーン角補正の不確かさなどにより十分なコントラストが得られないため、治療計画 CTと CBCT の DIR 位置合わせ精度は低下する。そこで、本研究では CBCT 画像に先鋭化処理を行うことで、治療計画 CT に対する DIR 精度の改善を試みた。その結果、膀胱、直腸、および前立腺において画像コントラストが強調され、両者の Dice 係数が向上した。大腿骨領域は先鋭化処理前から画像コントラストが大きいので変化は認めなかった。それと併せてノイズが増加したが、先行研究と同様に DIR 精度には影響しなかった。本研究では画像先鋭化処理としてラプラシアンフィルタを使用しているが、その他のフィルタについても今後は評価していただきたい。CBCT の画質には改善の余地があるが、DIR 精度向上を目的とした有用な報告であった。

73 Vero-4DRT に搭載された cone-beam CT (CBCT)について、異なる回転方向による画像照合精度の差について調査した報告である。この装置のガントリーはドーナツ型で、kV-X 線管球と対向に設置されたフラットパネルディテクタにより CBCT の撮像が可能である。しかし、その回転方向により画像照合位置精度が異なる可能性があるため、著者らは骨盤ファントムを用いてその回転方向の影響について分析した。その結果、わずかではあるものの系統的な差を認め(並進移動: 約 0.5 mm, 回転移動: 約 0.5 度)、実臨床に影響を与える可能性を示唆している。CBCT の画質は現在の技術では未だ満足のいくレベルに達しておらず、その画像再構成方法にも不確かさが存在する。われわれは、その問題を追及し確認することで、臨床における工夫に繋げなければならない。著者らは本研究の結果を受けて、セットアップマージンの小さい治療では回転方向を統一することが有効と結論づけている。また、それと併せて画像アーチファクト低減など、さらなる画質改善が必要とも述べている。実臨床に即した有用な報告であった。

小野 薫 (広島平和クリニック)

線量計測 1 (演題 74-79)

74 電位計、電離箱それぞれに校正定数を付与する分離校正サービスが、医用原子力技術研

究振興財団線量校正センターにおいて平成 30 年 7 月より開始された。この分離校正では、複数の電位計を所有する施設は電位計校正定数(kelec)をユーザが電位計相互校正により求め、管理する必要がある。この演題はユーザが電位計相互校正により電位計校正定数(kelec,user)を算出する場合の拡張相対標準不確かさ $u(\text{kelec,user})$ をより正確に把握するための評価法について検討した報告である。電源電圧の 4 日間の日内変動および電離箱による水中での線量計測中の電源電圧の変動の二つの場合について、同一コンセントの交流電圧を計測し電源電圧の不確かさを評価している。結果は、電源電圧の静的変動の不確かさ $u(V_{\text{static}})$ や動的不確かさ $u(V_{\text{dynamic}})$ が電位計のガイドラインで採用している不確かさより一桁小さい不確かさとなり、最終的に電位計相互校正により算出する電位計校正定数(kelec,user)の拡張相対標準不確かさ $u(\text{kelec,user})$ も 0.1%程小さい結果となった。ガイドラインでは電源電圧の変動を電気事業法から $101\text{V} \pm 6\text{V}$ と想定し $u(V_{\text{static}})$ と $u(V_{\text{dynamic}})$ を 0.12%としている。電源電圧の日内変動を計測するか、計測時間内の変動を計測することで $u(V_{\text{static}})$ と $u(V_{\text{dynamic}})$ を正確に把握できるため、電位計校正定数(kelec,user)を計測する場合には電源電圧の計測を推奨するとまとめている。計測器等の電源ケーブルを接続するコンセントの電圧変動を計測し電源電圧の状態を把握しておくことは、電位計校正定数の不確かさを求める場合や電位計の品質管理を行う場合だけではなく、日常の線量計測時においても重要でありとても参考になる報告であった。

75 この演題はFFF ビームにおいて深さおよび軸外におけるイオン再結合補正係数をそれぞれ測定した結果から回帰式を算出し、深さおよび軸外距離をパラメータとする二次元マップを作成し簡便に任意の位置のイオン再結合補正係数を算出する方法についての報告であった。装置は TrueBeam(Varian)でエネルギーは 6, 10 MV で、使用した電離箱は CC13(IBA)である。算出した回帰式と実測との誤差は 0.2%以内であり良好な結果であった。また深さ方向、軸外方向にイオン再結合の補正を行わなかった場合、線量に最大 6MV で 0.681%, 10MV では 1.597%の差が生じるという結果であり、深さや軸外に対する補正は必要であるという結論であった。

FFF ビームは平坦化フィルタがないために深さや軸外におけるイオン収集効率の変化は過去の報告でも指摘されているところである。FFF ビームにおいて任意の深さや任意の軸外線量を評価する場合には、イオン再結合補正係数をそれぞれに測定する必要があるためかなりの時間と労力を有する。回帰式を用い最大線量深のイオン再結合補正係数で正規化しているこの方法は、最大線量深の測定結果より任意の深さや軸外でのイオン再結合補正係数をより簡便に算出でき有用であると思われるため、他の電離箱についての今後の報告にも期待するところである。

76 小照射野を測定する際には一般的にミニタイプ(有感体積 $1 \sim 100\text{mm}^3$)の電離箱が選択されるが、その時の問題点として、検出器サイズによる容積平均の影響、リーク電流、極性効

果、ケーブル信号の影響などがあることはよく知られていることである。この演題は有感体積の小さい電離箱線量計を用いたビームデータ測定における測定ノイズの影響について検討した報告である。3次元水ファントムは BluePhantom²(IBA)、電離箱線量計は Pinpoint31016(PTW)、CC04, CC13(IBA)の3種類を使用し、エネルギーや照射条件を変えてノイズの評価を行っている。線量計の種類については有感体積が小さい線量計ほどノイズの影響を受けやすく、照射野は小さくて深さが深いほどノイズの影響を受けやすいという結果であった。この報告の特徴的なことは電離箱の種類他に3次元水ファントムの CCU (Common Control Unit)への散乱線によるノイズの評価を行っている点である。CCUの位置を変化させてノイズの影響を評価した結果、散乱線の影響がない位置に設置することでノイズの影響はバックグラウンドレベルまで低減することができたと報告している。ケーブルへのノイズの影響は誰もが知るところであり気を付けていることと思われるが、CCUの設置位置とノイズの関係についてのこのような評価はほとんど報告が無く、たいへん貴重なデータであると思われる。

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

77 本報告は、Gafchromic film(EBT3)におけるスキャナーの読み取り波長域を変化させ、濃度-線量変換曲線を比較検討した内容である。透過型 Gafchromic film の吸収端は、620-750 nm に設定されており可視光の赤色領域を利用して画像解析することにより最適な感度での読み取りが可能である。報告者らは、25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400 cGy の線量範囲において、青色領域を加え濃度-線量変換曲線を作成、そして、従来の赤色領域のみでの線量解析との比較をおこない 75 cGy 以上の線量域で良好な結果を得たとの報告であった。また、前立腺 IMRT における線量分布 QA 結果も当日報告され、TPS との良好な一致を示していた。Gafchromic film の解析で大切なことは読み取り波長域、すなわち、感度だと考える。赤色領域は、Gafchromic film にとって高感度での解析が実施できるが、ノイズ成分が上昇し線量変換した際の誤差に直結することになる。特にスキャナーの透過光量が多くなる低線量域では、film および CCD のノイズ(不確かさ)が増大することとなり、解析に苦慮することになる。今回の報告のような青色領域、すなわち低感度の波長域を併用することによりノイズ改善に至ったかと考察している。しかし、低感度域での解析は、線量分解能が低下することが予測され、強度変調が著しい治療計画(例えば、頭頸部領域など)に対する QA の際には“感度”と“ノイズ”の関係を十分に理解しながら使用することが大切だと考えている。

78 本報告は、実効原子番号が水等価の TLD シートを用いて、カーボン製治療寝台透過後のビルドアップ領域における線量を検討した内容であった。測定方法の概要は、6 MV, 10 MV X 線を用い、カーボン製寝台透過後の深部線量分布を NACP-02 平行平板形電離箱線量計(IBA)および TLD シート(東洋メディック)によりファントム入射面から深さ 5 cm までの深部線量分布を比較測定している。また、追加の検討項目としてファントムとカウチの間にスタイロフォームを配置した場合の線量評価も実施された。電離箱線量計と TLD シートとの測定結果は良好な一致を示し、カーボ

ン製寝台のファントム表面において 6 MV で約 50%, 10 MV で約 60%の線量増加を確認し、ファントムと寝台の間に 5 cm 厚のスタイロフォームを入れることにより表面線量を約 10%低減したデータを提示された。表面線量評価は、測定有効体積が可能な限り小さく、低エネルギー成分に対してもレスポンスが変化しにくいなどの条件が必要となり、商用ベースで入手可能な測定器では幾つかの課題が残るのが現状である。また、TPS による線量計算精度は、計算アルゴリズムの高精度化が診療現場にも還元されてきているが、表面線量の測定方法の改良や提案に関してはあまり議論が進んで来なかったような感じを受けている。このような状況において、本報告は、表面線量を精度良く測定するための測定方法、測定機器、課題を明確に報告して頂いた貴重な内容であった。

79 本報告は、中心静脈カテーテルの一種であるチタン合金を含む皮下埋め込み型ポート(CV ポート)による線量減弱について検討された内容であった。方法の概要は、X 線エネルギー 4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF を用い材質や形状が異なる 2 種類のパワーポートを含む 6 種類の比較検討が行われた。結果としては、チタン合金を含むパワーポートにおいてエネルギーが小さいほど、線量減弱が大きく(約 8.0%)なるとの内容であった。我々は、日々の診療中、体内留置物によって治療計画時に正確な線量評価が困難になる場面に度々遭遇しているかと想像する。本報告は、ファントムを用いた基本パターンの線量測定およびシミュレーションによって、数種類の CV ポートの線量減弱の度合いを確認したものであり、各施設で線量減弱が懸念される体内留置物が気になる場合は品質管理の一つとして取り組んでみるのも良いかと感じた。

青山 英樹 (岡山大学病院)

治療計画 2 (演題 182－186)

182 CBCT 画像を用いた線量計算精度の評価を人型ファントムにて評価した内容であった。線量処方 は点処方と体積処方に大別され、体積処方 は照射領域内が不均一となる。放射線治療計画 CT はその瞬間の静止画像であり、治療時と完全に一致するとは限らないため、実際に投与した線量分布評価が強く望まれており、CBCT 画像を用いた線量計算の検討報告が散見される。本報告は、不均質な人型ファントムを CBCT 撮影し得られた画像を用いた治療計画を立案し、線量検証(線量分布・絶対線量)を実施することで、CBCT 画像の線量計算精度の評価を行っている。線量分布評価はフィルム及び PerFRACTION、絶対線量評価はチェンバーにて検討され良好な結果が得られたとのことであったが、骨領域(高密度領域)における相違が 8%程度生じたと報告があり、この原因については更なる検討が必要とのことであった。正確な投与線量評価を把握するうえで重要なテーマであることから、今後物理密度で線量計算するアルゴリズムを用いるなど続報を期待したい。

183 CBCT 画像を用いた線量計算精度向上に関する検討で、CBCT 画像と CBCT 画像に CT 値補正を施した線量計算を比較検討した内容であった。CBCT 画像は散乱線等により低コントラストとなり治療計画用 CT 値と一致しないため、正確な線量計算ができていないのが実情

である。本報告は、CBCT 画像に Histogram-matching 法(HM 法)を用いて計画 CT 値に一致させるように画像を処理したことで、線量計算精度及び DIR が向上し、従来の手法より治療計画 CT に近い線量計算結果が得られたという報告であった。この手法を用いた全治療期間における実際に投与した合算線量評価は、治療計画立案方法や IGRT 方法などの評価に有用であり大変参考になった。

岡 善隆 (福島県立医科大学附属病院)

184 PET/CT 撮影時の CT 画像を治療計画に直接使用することによる GTV 体積の変化に対する検討。事前に照射用の固定具を作製したうえで、これを装着したまま PET/CT 画像を取得。この画像上で治療計画を行った場合と別のタイミングにおいて撮影した CT 画像との照合による GTV 取得と比較を行うことにより PET/CT による計画は特に体積が小さいものや、近傍にメルクマールとなるものがない場合に GTV が縮小される傾向にあることが確認された。将来的には体幹部等に応用して行くことを期待したい。

185 AAPM TG114 に提唱されている MU 値独立線量検証の許容レベル(5%)を施設により縮小可能であるか既治療症例から遡及的に解析し、アクションレベル設定を検討したもの。部位ごとに計画装置の出力を基準とした MU 検証ソフトウェアの比率を検討した結果、部位毎に傾向が異なりそれぞれに対し、TG114 の 5% よりも小さいアクションレベルの設定をすることができた。また、検証方法による差異が確認され、対象部位により検証方法を変えることでさらにアクションレベルを下げることも可能となった。

今後、頭頸部領域等のように内部に組織欠損がある症例等を分離することで一般的な症例のアクションレベルをさらに狭めることができないか検討を進めてほしい。

186 前立腺治療時における前立腺の回転誤差によるマージン設定への影響に対する検討。2013 年総会発表時の検討では回転を考慮しておらず、インプラントマーカー使用で 3 mm 以下となっていた。今回の報告では最大値として 2.2 mm の設定誤差が生じているとのことで、当時よりもセッティング精度は向上していると考えられる。ただし、個人差が大きくマージン設定値の一般化は難しいとのことであった。6 軸カウチを使用している IGRT は普及してきており、他施設でもマージンを検討する参考になる発表であった。

鶴岡 伊知郎 (放射線医学総合研究所病院)

リスク評価・被ばく線量 (演題 187-192)

187 水等価のスラブファントムを長軸方向に並べて設置し、乳房に対する接戦照射を模した際に、水晶体相当の位置で測定した OSL 線量が鉛メガネを使用することで 4 割以上低減することが可能であるとした報告である。2011 年の ICRP116 において白内障のしきい線量は、これまで考えられてきた 8 Gy から、0.5 Gy よりも高くないと判断された。今回の結果で

は 0.07 mmPb 相当, 0.84 mmPb 相当のメガネを使用すると, ない場合に比べて, それぞれ 41%, 48% の変化を生じていたが, 0.07 mmPb での減衰が大きいように思われるので, OSL による測定 of 精度もしくは, ファントム形状や鉛メガネの設置方法によるものか検討が必要であるように思われた. 乳房温存放射線療法を受けられる患者さんなど, 放射線治療後に長期生存が見込めるような症例に対して, 水晶体に限らず正常組織の線量は近年これまで以上に高い関心が寄せられている.

縦隔など他の照射部位の場合に同様のことが見込まれるのか, また, フラッシュリージョンの取り扱いなどで結果が変わるのかなど引き続き検討を行っていただきたい.

188 4 管球 4 検出器を使用した動体追尾システムである SyncTraX において, 撮像条件と照合精度を比較した内容である. 1 mm 以内の matching 精度を担保した上で, メーカー基準撮像条件と比較して, 頭頸部で 1/11, 骨盤部で 1/5 に入射皮膚線量が低減できたとしていた. メーカーデフォルト値が必要以上に高かった事例も過去にはあったようなので, 各施設で目的に沿った至適線量を調べることは重要である. 今回は入射皮膚線量で評価を行っていたが, 入射表面線量での評価の方が IAEA ガイダンスレベルや診断参考レベルなどとの比較もできて良いと思われる. また, matching 精度と画質とは密接に関係していると思われるので, 物理評価の指標値なども今回の結果と合わせて引き続き検討していただきたい.

189 演者は kV-CBCT において線量評価を行う場合には, 散乱線付与が平衡に達する 300 mm 長以上のファントムが必要であると, 過去の研究報告で結論づけたが, 臨床現場ではそこまでの長さのファントムを用意することは困難であるので, 150 mm 長ファントムでの測定データに対して, 補正を与えることで同等の中心線量が求められるか検討した内容である. 診断用 CT においても現在では非常に広いビーム幅を持った装置が登場してきており, 単一スキャンで生成されるスライス数と公称スライス厚の積 + 100 mm 以下のファントム長軸では, 過小評価されると言われている. 補正係数取得条件と異なる場合, 補正しきれないことが出てくるので, 引き続きの検討を期待したい. また, 補正係数を得るには長いファントムが必要となるので, 汎用性を持たせるためにはどのようなデータが必要か検討いただきたい.

190 200°回転による CBCT 撮像の際の被ばく線量を, I'm RT ファントム中の 9 点を用いて測定し, 撮像開始角度を変化させ, 検討した内容である. 中心線量は変わらないが, 周囲 8 点においては, 入射側の線量は高くなるので, 避けたい臓器の位置によって適切に回転軌道が選択される必要があることが, 改めて測定値として示されていた. 会場からは線量の算出方法について, 質問が寄せられていた. 相対的には評価が変わらないが, 絶対的な被ばく線量の把握といったところでは, もう一度確認していただきたい.

191 前立腺癌の定位照射における VMAT とサイバーナイフの直腸と膀胱の 2 次発がんリスク値を比較した内容である。サイバーナイフでは患者背側からの照射ができないといった機械的な特徴から直腸では VMAT、膀胱ではサイバーナイフの 2 次発がんリスク値が高くなったと結論づけられていた。しかしながら、同施設の次演題では膀胱、直腸線量ともにより抑えられていることから、最適化のやり方により、結果が変わってくる可能性があるように思える。多くの 2 次がんは 10 Gy 以上の高線量被曝部位から発生することや、ICRP の名目リスク係数から考慮すると、直腸の方がリスクは高いと考えられるため、個々の臓器ごとではなく、包括的に相対リスクを考える必要はないだろうか。これまでの線量制約では、確定的影響を主に考慮した内容となっていたが、長期予後が良好な疾患に対しては、2 次がんについても考慮する必要があると思われるので、引き続きの検討を期待したい。

192 低中リスク前立腺癌に対する定位放射線治療において 35 Gy/5fr から 40 Gy/5fr に線量増加することにより、膀胱、直腸の 2 次発がんリスク値を後ろ向き解析し、2 次発がんリスクに与える影響を評価した内容である。35 Gy から 40 Gy へと線量増加することにより、2 次発がんリスク値は膀胱では有意な差は認められなかったが、直腸は有意にリスク値が増加した結果であった。前の演題と同様、2 次発がんリスク値が、線量に対して、ほぼ線形に増加しており、線量指標で 2 次発がんリスクを考慮することが最適化の際に可能であると思われた。しかしながら、患者背景、そのほかのリスクなどを考慮した上でどの程度の線量に抑えるべきか引き続きの検討が必要である。3D-CRT 骨盤内照射における 2 次がん発生率は、過去の論文などでは数%程度という報告が上がっているが、IMRT における報告も今後出てくるものと思われるので、引き続きの検討を期待したい。

中島 大 (がん研究会有明病院)

川守田 龍 (多根総合病院)

基礎, 他 (演題 193-197)

193 陽子線を水に照射した場合に生じる発光現象を CCD カメラを用いて発光量を取得し、線量分布との比較検討を行った報告である。CCD カメラを撮影する際に視差誤差が発生する問題を、鏡を使って解消する手法を考案している。線量と発光量の相関は $R=0.974$ と強い相関を示しており、将来の線量分布の測定において有用な手法となりうると考えられる。今回の手法は、鏡の反射を使用するため入射方向に対して直交する測定面の取得となる。そのため、連続する深さ方向の線量評価を行うためには、非常に時間がかかる事が今後の課題である。一方で、スポットスキニングのスポット径の大きさの簡便な評価法としての可能性が有り、今後の研究に期待したい。

194 演題番号 193 と同様に CCD カメラを用いた重粒子線の水に対する発光現象を用いて線量検証の検討を行った報告である。水に対する発光効率と重粒子線の LET の関係性が不明であるため LET を変化させ、単位 LET あたりの発光量を評価し LET 依存性の検討を行って

いる。発光効率は、陽子、炭素、ネオンの各重粒子線においても誤差 10%以内で発光効率は一致しており、CCD カメラの測定誤差を考慮しても十分な精度であったと報告している。この評価方法は、重粒子線における簡便な三次元線量分布検証の確立につながることを意味し、非常に有用な研究である。今後のさらなる研究・報告を期待する。

195 D-CBCT を用いた肺機能評価に関する研究である。CBCT の特徴として再構成した画像には、動きおよび空気によるアーチファクトの発生が存在し、そのため 4D-CT と同じ精度で肺機能の評価を行うことは現時点においては、難しいという報告であった。CBCT の再構成法の新たな手法を検討することで、この問題を解消することが必要である。治療中の肺機能の低下の評価が実現することは、肺がんの加療中の患者 QOL の向上に貢献できる可能性があり今後必要な研究である。

松本 賢治 (近畿大学医学部附属病院)

196 市販の 3D プリンターを用いて HU が水相当のファントムを作成したという報告である。今回の報告は以前作成したファントムにて出現した+100HU 前後に出現するピークの除去とファントム作成時間の短縮について改良を行い検討した内容である。プリントソフトウェアのパラメータである Shell Thickness を 0mm とし、作成時の押出ノズルを 0.5mmφ から 1.2mmφ に変更することで+100HU 近傍のピークが除去され、作成時間が 15 時間から 7 時間と大幅な短縮をすることが出来たと報告している。3D プリンターにてより水に近い HU 値のファントムを作成・利用出来ることは患者 QA を実施する上で非常に有用である。Monte Carlo 法や線形ボルツマン輸送方程式などを用いた計算アルゴリズムでは物理密度が重要になってくることから、CT 値のみの検討ではなく、ファントムの素材や組成についても検討する必要があると考えられるため、今後の更なる研究・報告に期待する。

197 婦人科癌に対する Ir 高線量率腔内照射における線源停留時間の簡便な独立計算手法の提案に関する検討報告である。過去の治療計画の線源強度と 100%投与線量で囲まれる体積から線源停留時間を算出する手法であり、本研究の対象全てに対して±3%以内の精度で線源停留時間が計算でき、過去の治療計画と大きく逸脱したプランの検出が可能であると報告している。近年 CT 装置を用いた 3D での腔内照射治療計画を行う施設が増えてきている現状から、線源停留時間だけでなく、リスク臓器やターゲットの線量について評価するために TPS の計算結果にて得られた線量の妥当性を確認する必要がある。しかしながら Ir 高線量率腔内照射においては独立計算を行っていない施設がまだまだ多いというのが現状であり、腔内照射の精度向上や品質維持の観点から重要な研究である。

今後の更なる研究・報告に期待したい。

佐藤 尚志 (東北大学病院)

線量計測 2 (演題 198—203)

198 コンパクトカロリメータを用いた電子線水吸収線量の評価. 198 と 199 は共同研究であり，発表順番は研究内容を考慮して 0-199 を先とした．開発中のコンパクトカロリメータによる絶対計測で得られる水吸収線量校正定数を基準とした相互校正と，従来の相互校正(Co-60 ガンマ線を基準)による計測値を比較し，校正線質の違いによる水吸収線量を評価した報告であった．結果は， $N_{D,w,Q0}$ による計測値は $N_{D,w,Qcross}(E)$ より 1.2%程度小さな値となり，水吸収線量校正定数の相違に一致したとのことであった．そのうち，0.9%の差は線質変換係数に起因しこれらを解決することで，さらに不確かさの小さな電子線吸収線量標準を基準とした相互校正法が確立され，ユーザーにとって有益な結果が期待される．

199 コンパクトカロリメータを用いた電子線水吸収線量の現場計測. 異なるリニアックで，同一ファーマ形電離箱(PTW TN-30013)を用い電子線の水吸収線量校正定数を比較した内容であった．産総研にあるリニアック装置(Elekta 社 Precise)と名古屋大学病院設置のリニアック装置(Varian 社 Clinac)において，コンパクトカロリメータを用いた水吸収線量を基準としている．産総研のリニアックにおける水吸収線量校正定数を線質指標 R50 に対して直線内挿することで，ユーザー線質における校正定数を決定できる．本報告では，両者の差は 0.3%であり，有意差は見られなかった．今後は電離箱やリニアックの種類および台数を増やし，引き続き検討され，校正の効率化が期待される．

200 外部放射線治療装置の郵送線量計測における熱蛍光スラブ線量計の有用性の検討. 熱蛍光スラブ線量計(TLSD)による二次元線量計測を行うために，適切な計測条件を明らかにすることの内容であった．TLSD は物質の安定性が高く，計測の再現性は 0.7%であり，郵送調査に利用できる能力を有していることを示した．よって，点線量評価のみならず二次元線量評価をも可能とし，郵送調査の二次元線量計測は Coronal 面を想定している．今後，実用化に向けた検討を行っていただき，現行の蛍光ガラス線量計を用いた第三者機関評価とは別の選択肢が増えることを望む．

小原 秀樹 (弘前大学医学部附属病院)

201 三次元線量分布が得られるゲル線量計の特性を活かして，小線源治療の線量分布を評価する研究は以前より報告されているが，そこには様々な問題が存在する．小線源治療では広い線量域に対する評価と，急峻な線量分布を表現できることが求められるためである．本演題ではビニルモノマーに NVP(*N*-vinylpyrrolidone)を用いた VIPET ゲル線量計に対して $MgCl_2$ (塩化マグネシウム)を添加することで，低線量域への感度上昇が顕著に得られ相対線量の不確かさも改善できたことを報告している．また前立腺がんに対する臨床プランの γ 解析においても，良好な結果が示されていた．しかし線源近傍の高線量域に対する部分では精度が十分ではなかった問題もあり，課題を残す結果となった．今後，期待される測定技術で

もあるため他部位への適応も視野に入れて研究を継続頂き、報告されることを期待したい。

202 色素ゲル線量計は、放射線により無色透明なロイコ体が酸化還元反応することで呈色する反応を利用した線量計である。ポリマーゲルよりも感度が低く照射後の色素拡散などが課題であるが、ナノクレイの添加で改善できるという報告(Kevin Jordan2010 : UK)があり期待されている。本演題は LCV(ロイコクリスタルバイオレット)を用いて LAPONITE(ラポナイト)を添加した時の特性評価であり、ラポナイトを 0.08%添加することで最大 9 倍以上の線量感度が得られたと報告している。しかし高感度を得た対価なのか高線量域までのダイナミックレンジは狭くなる結果でもあった。未照射ゲルの吸光度も高くなる結果であるため、検出器感度とのバランスを考慮した最適添加量が決定できれば、更に改善できることが期待される。基礎系の試薬探索研究は困難であるが、今後の報告を注視したい。

203 一般的なゲル線量計のゲル化剤にはゼラチンが用いられるが、大型化した時の強度不足や、25℃以上で保管するとゲルマトリックスが壊れて線量分布情報が失われてしまう問題がある。本演題ではゼラチンにかわり寒天(アガロース)をゲル化剤に、ビニルモノマーにアクリルアミド(Acrylamide)を用いたゲル線量計の特性を報告している。アガロースは融点と凝固点の差が大きく強度と安定性の利点はあるが、アルコール基をもつためスカベンジャーにもなり重合反応阻害を起こして感度低下につながる。これに対して BIS(架橋剤)や THPC(脱酸素剤)の分量を検討することで既出報告の線量計と同等の応答性が実現できたとしている。ただし THPC の配合量による特性変化は多数の報告があり、演者も検討課題としている。THPC の分量は保管定性能や透明度にも影響するので、是非、継続研究を期待したい。

根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

照射技術 2 (演題 250—255)

250 サイバーナイフを用いた前立腺癌定位放射線治療において、inter-および intra-fractional error から PTV マージンを評価した結果、2 mm が適切であったという報告であった。前立腺癌 5 分割照射は 2016 年 4 月より定位放射線治療としての保険適応となり、サイバーナイフを用いた定位照射は今後益々普及すると考えられる。現時点では本研究が実施可能な施設は限られているため、本成果は多くの施設にとって有益である。マージンレシピに van Herk らのモデルを用いているが、本来は対象症例の 90%に対して、CTV に少なくとも処方線量の 95%以上を投与するために必要なマージンを求める場合にのみ適用が限られる。また、寡分割照射法に対しては、厳密には適応できない。寡分割照射を考慮したマージン算出式も報告されているので、検討していただきたい。併せて、国内のサイバーナイフで前立腺定位照射を実施している施設と積極的に情報共有を図ることが望まれる。

251 呼吸変動がおよぼす線量誤差の検証において、自作駆動台に半導体検出器を設置して、腫瘍モデルの呼吸変動による実照射線量を解析した報告であった。現在、呼吸性移動を考慮した QA において、半導体検出器を駆動させるためのツールは市販されていない。本研究は、フィルムに比べて不確実性が少なく、リアルタイムで評価が可能な半導体検出器を駆動させた検討であり、QA の簡略化・効率化の観点から貴重な報告である。また、腫瘍の呼吸変動誤差を想定して、振幅を-1 mm から+5 mm の範囲まで細かいステップで確認している点は有用性が高い。本発表では正弦波により人の呼吸を模擬しているが、実際の人の呼吸は吸気相が短く、呼気相が長い。今後は実際の人の呼吸周期を利用してファントムを動かした際の結果の不変性について検討していただきたい。

252 4DCT を用いて肝区域別の呼吸性移動量を各々の方向について解析し、さらに右横隔膜と各区域の位相毎の相関を調べた報告であった。肝区域毎の振幅量や全位相の軌跡を評価しており、PTV マージンなど治療計画への寄与に加え、肝臓癌陽子線治療の正確な方針決定にも寄与するため、臨床的意義は大きい。「当初の予想通り CC 方向の移動量が最も大きい傾向にあったが、AP 方向が同等の移動量を示した症例も存在したことから注意が必要」とのことであったが、注意の一環として、その事象が治療歴、肝硬変の併発、ステージ等の患者背景と何等かの関係があるかについても検討を重ねていただき、是非、論文文化に繋げていただきたい。

253 治療計画装置と Dosimetry Check(DC)の計算アルゴリズムが異なることによる誤差を COMPASS を用いて DC と同じ計算アルゴリズムで再計算させて誤差の低減を図った報告であった。DC による線量検証は、計算アルゴリズムの相違による誤差を含んでいることから、線量検証を行う際にシステム上の誤差を把握しておくことは重要である。DC を用いる前に、各施設でこのような確認を行うことが望ましく、その一助となるような検討であると思われる。DC の CollapsedCone と Superposition を比較して、特に DC は 10MV の小さい照射野において過大評価したと報告した演題発表が過去にあった。均一ファントムにて確認していただきたい。

254 half scan 方式の CBCT において、局所被ばく線量低減を目的として設定したプロジェクション角度の相違が画質に影響することを検討した報告であった。演者の施設では継続的に CBCT 被ばく線量低減に向けた取り組みが行われており、これまでの成果を踏まえた上で画質評価を行っていた。2018 年に AAPM TG180 が発刊され、IGRT における被ばく線量が見直されている現在、被ばく線量低減に向けた本研究は意義深い。今後は Catphan CT ファントムに加えて、別のファントムや患者 CT データ等を用いて、スキャン条件毎に位置照合結果(視認性)に違いがあるか否か、引き続き検討を重ねていただきたい。

255 治療計画で用いる MRI 装置について、精度管理の観点からその物理特性を調べ、さらに経時的な変化についても検討した報告であった。今後の MRI 画像はイメージフュージョンのみならず、CT 画像に代わる治療計画画像としての活用、さらに IGRT への利用が予想される。基礎的な MRI 画像の物理評価を行っておくことの重要性は高く、本研究は一つの参考データとなる。今後、歪み率 2.2% が許容値なのかどうか治療計画装置上で、CT 画像のコンツールリングによる体積と MRI 画像からのコンツールリングによる体積の比較から考察していただきたい。また、歪む方向等を提示して頂けるとコンツールリングの際に参考になると考えられる。

棚邊 哲史 (新潟大学医歯学総合病院)

佐藤 智春 (がん研究会有明病院)

粒子線治療 (演題 256-260)

256 治療計画装置により MU 値を算出することは光子線治療では一般的ではあるが、陽子線治療では未だ一般化されているとは言い難いというのが実情である。本研究では国内唯一の Range modulation Wheel(RMW)を用いた陽子線治療システムにおいて計算値による MU 値算出の実運用化を目指した検討を行っている。前立腺癌治療を対象として検討を行った結果、当初はレンジシフト係数の非連続的な領域のフィッティングが不十分であったことに起因する誤差が認められたが、改善した結果、計算値と実測値の差は $\pm 1\%$ 以内で一致したとのことであった。前立腺癌陽子線治療の保険適用化により、患者数の増加が見込まれており、信頼性の高い計算方法による独立検証を確立することで実測をスキップすることができれば運用上のメリットは非常に大きいと考えられる。本内容は、RMW 以外のシステムを採用している施設においても共通する部分が多く、大変参考になるものであった。今後、他部位への応用など引き続き検討していただくことを期待したい。

257 近年、炭素イオン線治療においても回転ガントリの開発が進みつつあるが、コストや技術的な課題も少なくなく、固定ポートによる治療は今後も利用されていくものと推測される。本研究では肺癌に対する固定ポートを用いた炭素イオン線治療時における患者位置再現性について検討を行っている。固定ポートは一般的に垂直、水平と斜め 45 度タイプがあるが、それだけでは最適な入射角度が得られないケースもあることから、専用カウチ上で患者を仰臥位もしくは腹臥位とした状態で最大 ± 20 度のローリングを加えられる構造となっている。解析結果から、カウチローリング 0 度時において仰臥位に対して腹臥位において Pitch 方向が有意に悪化することが示された。また、 ± 20 度回転時には Rotation, Roll, Pitch 方向全てにおいて腹臥位が劣る結果にあることが示された。これらの結果はある程度予想できるものであったが、それを定量的に評価したことの意義は非常に大きい。特殊な患者固定方法ではあるが、そこで培われたノウハウは光子線治療においても応用できる点はあると考えられる。引き続き得られた知見を発信していただくことを期待したい。

258 陽子線を用いた全脳全脊髄照射(CSI)は、光子線治療同様、頭部を側方2門、脊髄を後方1門照射として行われることが多い。この場合、各照射野の繋ぎ目の不確かさをできるだけ低減させる工夫が必要とされるが、スキャンニング照射を採用することにより、繋ぎ目の線量勾配を緩やかに設定することでセットアップエラーに対する堅牢性を高めることが可能となる。一方、陽子線は飛程を有するため、その線量検証は光子線治療のように簡便にできないという課題が存在する。本研究では陽子線 CSI において特に検証が難しい全脳照射野と全脊髄照射野の繋ぎ目、いわゆる **cranial-spinal junction** の精度検証を試みている。固体ファントムと EBT3 フィルムを用いて CSI2 例のプラン QA を実施した結果、フィルムの方向依存性や LET 依存性なども影響している可能性はあるものの、計算値と実測値は最大でも5%以内で一致していたとのことであった。小児陽子線治療の保険適用化により、陽子線 CSI は国内においても普及しつつあるが、繋ぎ目の精度検証に関する報告はほとんどないのが実情である。今後も検討を続けていただき、得られた知見について発信していただくことを期待したい。

259 陽子線治療における照射方法は、拡大照射法とスキャンニング照射法に大別できる。後者は線量分布の自由度が高く近年普及しつつあるが、動体に対しては技術的な課題も存在するなど一長一短があるというのが実情である。演者らの研究グループでは両照射法の利点を生かしたマルチパッチ照射法を新たに考案し、その実用化を目指している。本手法は、標的を複数の照射野に分け、それぞれの照射野において拡大ブラッグピークのサイズを最適化することで拡大照射法において課題となっている標的前方の高線量域を低減させることを理論上、可能としている。本報告では呼吸同期照射と組み合わせた場合の繋ぎ目の精度についてシミュレーションにより検証を実施した結果、標的を3分割したケースにおいて中心のフィールドのゲートレベルを最適化することがキーとなることを見出している。本手法は、巨大肝臓癌などに対して有効性を発揮できる可能性があると考えられる。今後、基礎的な検討に加えて臨床例に対するプランニングスタディについても検討していただくことを期待したい。

260 肝臓癌は、肺野病変のように位置照合時に明瞭なコントラストが得られないことが多く、照射精度を担保することが難しい疾患の一つである。横隔膜近傍の病巣であれば横隔膜を指標とすることで比較的高い精度を担保できることが多いが、そうでない場合は金属マーカの留置やマージンの拡大などの検討が必要となる。本研究では横隔膜から距離のある肝 S5, 6 に局在する病巣を対象として治療期間中に定期的に撮影した CT 画像を利用し、骨、横隔膜、金属マーカを指標とした位置決め時における CTV のカバレッジ、消化管および正常肝線量の変化について比較検討を行っている。その結果、それぞれの位置決め手法による有意差は認められなかったとのことであった。今回の検討結果に影響する因子としては PTV マージンのサイズ、ビームアレンジ、陽子線と炭素イオン線の物理特性の違いな

どがあることから普遍的な結果とまでは言えない可能性があるが、参考になるものであった。理論上、マーカ留置が最も理想的ではあるが、現実には常に最適な位置にマーカを留置できるという保証はない。最終的には透視や 4DCT に加えて治療期間中に定期的に再現性確認用の CT 撮影をするなど症例毎の検討が重要になるものと考えられる。

加藤 貴弘 (福島県立医科大学)

小林 大輔 (筑波大学附属病院)

第 51 回放射線治療セミナー（実機コース）を終えて

放射線治療部会 羽生裕二（東京女子医大病院中央放射線部放射線治療室）

第 51 回放射線治療セミナーを下記の日程、プログラムにて実施しました。本実機コースは、東京支部との共催セミナーです。

次回実機コース(2019 年)からは、新たな内容での講習を予定しています。いままでのコースを受講いただきました方を含め、新しいコースの受講をご検討いただけると幸いです。現在、担当委員を中心に受講者の方々に少しでも興味をお持ちいただけるように、あらたな気持ちで準備をすすめております。準備が整いましたら、会誌、HP、メールマガジン等にてお知らせいたします。

開催者一同、皆様のご参加を心よりお待ちしております。

【第 51 回放射線治療セミナー(実機コース)の概要】

日 時：2018 年 9 月 22 日（土）9：00 ～ 9 月 23 日（日）16：30

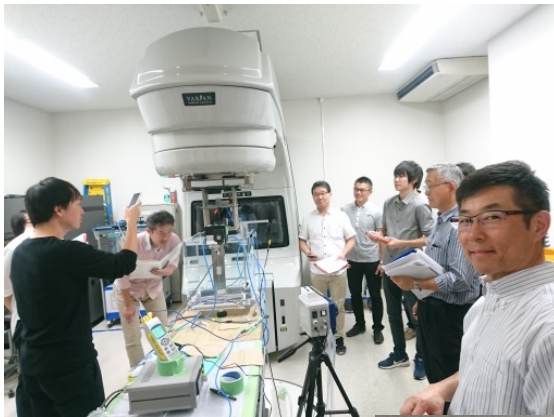
会 場：首都大学東京 荒川キャンパス 〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10

内 容：実機講習内容

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

座学講習内容

- ① AAPM TG106 に準じた 3 次元水ファントムおよびビームデータの取扱い
- ② 平坦度・対称性の評価とビームアライメント評価
- ③ PDD, OCR の変化を確認するために - dose difference, DTA, Gamma について -
- ④ フィールド線量計の相互校正の解説
- ⑤ PDD から TMR への変換の解説
- ⑥ FFF ビーム特性



第 51 回放射線治療部会セミナー（実機コース）に参加して

山梨大学医学部附属病院 上田 幸治



2018 年 9 月 22 日～23 日にかけて、第 51 回放射線治療セミナー（実機コース）に参加させて頂きましたので、内容と感想を簡単に報告させていただきます。

本セミナーでは、線量測定における 3 次元水ファントムの設置方法や電子線の相互校正について実習形式の講義に加え、関連する内容の基礎知識を座学により学ぶことができるようになっていきます。

私は放射線治療に日々携わっているのですが、臨床業務はある程度こなせるようになったものの、測定に関しては全くと言っていいほど自信が無く、勉強会で得る知識や臨床現場で上司から指導された事柄は、その時点では理解した気になるものの、日を迫うごとに体から抜け落ちてしまう気がしていました。そこで、勉強会のように頭に詰め込むだけではなく、上司からの指導により体で覚えるだけではなく、本セミナーならば頭と体を使って測定の基本を一から身に付けることが出来ると考え、今回の参加に至りました。

まず座学では、放射線治療分野の第一線でご活躍されている著名な先生方による講義が行われました。特に、熊本大学医学部附属病院の中口裕二先生による **Dose Difference**, **DTA**, ガンマ解析についての講義は、以前から気になっていた内容であり、丁寧に解説して頂き大変勉強になりました。

実習では、3 次元水ファントムの設置法と電子線相互校正の方法を順序立ててわかりやすく教えて頂きました。電子線相互校正では、時間が余ったため参加者だけで測定を行う場面もあり、実際の現場を想定しながらより緊張感のある測定を行う事も出来ました。

1 日目の夜には先生方・参加者・業者を交えた懇親会が行われ、お酒を飲みながら腹を割って話し、日常業務の話はもちろん人生相談にまで花が咲き、有意義な時間を過ごすことが出来ました。ただでさえ狭い診療放射線技師の世界にあって、さらに狭い放射線治療業界で、分からないことや不安なことに直面したとき、こうした繋がりが今後大切になるだろうなと感じました。

2 日間とも朝 9 時から夕方 17 時頃までと合宿のような雰囲気、大学を卒業して久しい私には幾分ハードではありましたが、充実感はとても大きい物でした。ここで得た経験を糧に自施設でも測定を行い、確かな技術として定着させて行きたいと思います。

講師の皆様、セミナーの準備から講義までご尽力頂きありがとうございました。大変お忙しいとは存じますが、今後もこういったセミナーを続けて頂ければ幸いです。また、仲良くして頂いた参加者の方々、学会等で再度お会いできる日を楽しみにしています。

—地域・職域研究会紹介—

語り継がれる照射技術と地域文化

東海地域の研究会等の紹介

藤田医科大学 林 直樹

1. はじめに

平成という時代が終わりを迎えようとしております。私は、大学教員として主に診療放射線技師の育成に携わっておりますが、今入学してくる学生は平成二桁年度世代となっており、私が病院勤務から現職場へ転職した当初は昭和生まれもちろほら見かけたことを思うと、時の流れのはやさを感じるばかりです。

さて、今回は東海地域の研究会等を紹介させていただきます。東海地区は、愛知・岐阜・三重・静岡の4県で主に活動を行なっています。活動の軸は放射線技術学会中部支部となっておりますが、現在は各県単位の研究会がアクティブに活動しております。広域研究会は、その合間に先進的なトピックスを取り入れて開催されるというスタイルになっております。今回は、僭越ながら小生は東海地区の研究会の世話人ということで、その立場から、当地域の研究会の構成や活動内容を歴史的背景も踏まえて紹介させていただきます。

2. 東海地区の研究会の現状と歴史

現在の東海地域の研究会は Figure 1 のように、愛知・岐阜・三重・静岡の各県での研究会があり、各県のニーズやシーズを反映した地域に根付いた勉強会が開催されています。愛知県は広域ベースの東海放射線腫瘍研究会技術部会があり、各県の活動の連絡拠点および先進的な技術の紹介を取り入れた勉強会の開催や日本放射線治療専門放射線技師認定機構(以下、RTT)のセミナーの広報や人材的派遣を主とした共催団体としての活動を行っています。さらに広域的な視点にすると福井・石川・富山の3県からなる北陸地域を取り入れた中部支部ベースの放射線治療研究会が中部支部の学術大会(中部放射線医療技術学術大会)のタイピングで開催されています。

これらの研究会の基盤は放射線技術学会にあります¹⁾。1998年の放射線技術学会地方会の改編に伴い、当時の東海支部・北陸支部が合併して放射線技術学会中部部会が誕生しました。それに伴い、中部放射線治療研究会が立ち上がったと記憶しております(間違っていたらすいません)。愛知県がんセンター病院(当時)の内山幸男先生と富山医科薬科大学病院(当

時)の嘉戸祥介先生がそれぞれ東海と北陸地域の代表世話人となられ、2 トップ体制での中部放射線治療研究会の運営がなされておりました。現在は医用原子力技術研究振興財団において実施される電離箱線量計の校正も、その当時は全国14箇所の医療用線量標準地区センターにおいて実施されており、東海地域や北陸地域のコバルト線源を有する施設での校正が実施されていました。その一方で、医療用標準線量センターの地域分け単位は中部(愛知・岐阜・三重・石川・愛知)、北陸(富山・長野・新潟)、関西(福井・滋賀・奈良・和歌山・京都・大阪・兵庫)のようになっており、中部部会に分類される7県の所属地域が異なったため、中部放射線治療研究会が各施設の線量標準や照射技術をはじめとした情報交換の良き場として存在していました。愛知県がんセンターを発祥とする原体照射、二軸原体照射、打ち抜き原体照射の照射技術、最適化の方法もこの研究会を通して各方面に情報が広がったと言われています。その後、2002年に標準測定法01が発刊され、電離箱線量計の校正が現在のように放射線医学総合研究所(現、量子研)1箇所で実施されるようになっても、中部放射線治療研究会において情報交換をする風景は変わっていません。東海地域や北陸地域それぞれに代表的な世話人を置くスタイルは今も変わらず、地域のDNAは確実に受け継がれています。なお、一時期から中部放射線医療技術学術大会以外の時期に勉強会を開催する中部放射線治療研究会(東海ブロック)、中部放射線治療研究会(北陸ブロック)と運営しやすい形になっています。

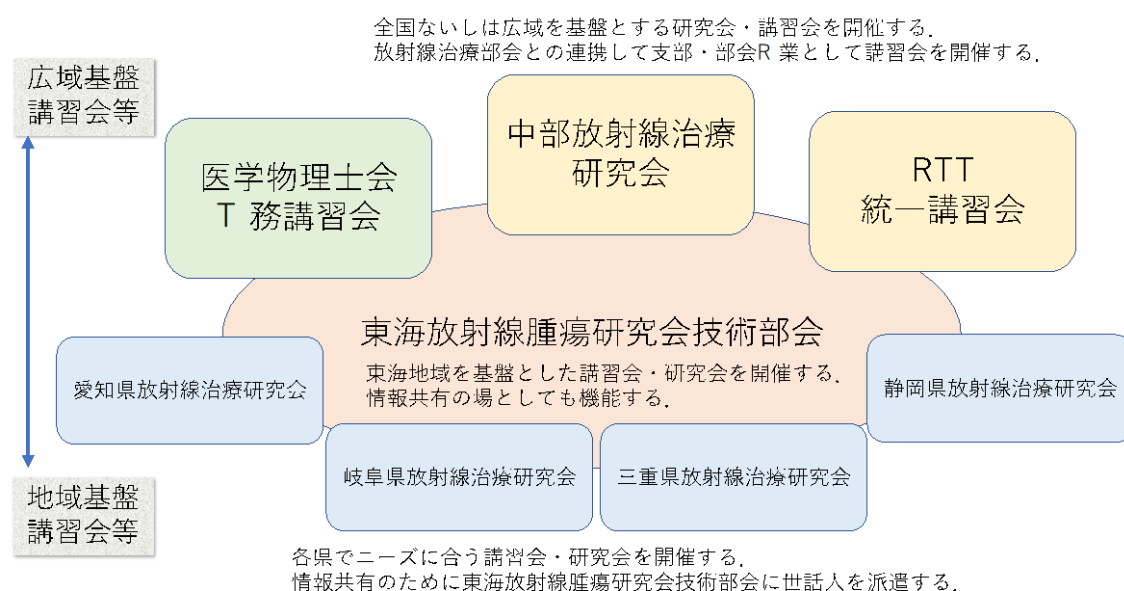


Figure 1 東海地域における研究会の構造と役割

一方で、従前から各県の研究会はそれぞれオリジナリティを持ちながら継承されてきました²⁾。私が所属しているのは愛知県ですが、愛知県は1990年代後半より中部放射線治療

研究会(愛知県)という形で研究報告や各施設の現状などの内容を扱う勉強会が定期的に行われていました。この流れは変わっておらず、今は愛知県放射線治療研究会と名前を変え、愛知県がんセンター中央病院の清水秀年先生が代表となって年1-2回の勉強会の開催がされています。その世話人は若返りが進んでおり、特定機能病院や地域中核病院に務める20代後半から30代前半の世代が中心となって運用されています。最近では、開催場所によって多少前後はするものの、毎回の講演会・勉強会の参加者が100名を超えることが多く、運営するにあたって若いパワーが必要なのかもしれません。愛知県以外でも同様に、岐阜県は岐阜県放射線治療研究会、三重県は三重県放射線治療研究会、静岡県は静岡県放射線治療研究会があり、地域の特定機能病院・基幹病院、地域中核病院の比較的若手の世話人が中心となって運営がなされています。

東海放射線腫瘍研究会は1980年1月に愛知医科大学で開催された日本医学放射線学会中部地方会で発足された、放射線治療勉強会が基盤にあります。東海放射線治療勉強会は、発足当時放射線腫瘍医が主体の研究会でしたが、1988年9月に現在の東海放射線腫瘍研究会と改称となった際に、技術部会も併設することになり、主に東海地域の診療放射線技師が会員となりました。技術部会の世話人は立ち上げ当初の木村千明先生(愛知県がんセンター病院(当時))、内山幸男先生(同(当時))、青山裕一先生(名古屋大学医学部附属病院(当時))と変遷し、現在では小口宏先生(名古屋大学大学院医学系研究科)が担われています。そして、2014年までの間にこの東海放射線腫瘍研究会技術部会が、後述する中部放射線治療技師勉強会や地域拠点病院勉強会やがんプロ等に伴って発足した草の根的な研究会と合併し、世話人を増加する形となり、RTT統一講習会も含めた地域の勉強会・講習会・研修会の開催時期や取り扱い内容が重複しないようにまとめる役割も担うようになりました。それが、Figure 1に示す今の地域研究会の構造です。

3. 地域研究会の課題と今後

時代の変遷とともに、地域の研究会の果たす役割は変化してきました。従来では、放射線治療初学者に対する勉強の場であることや、研究発表の機会、そして地域の放射線治療従事者の親睦の場であることが主たる目的でありました。それは現在でも変わることはないのですが、近年設立された各種認定資格の団体より講習会や研究会に対して業績単位が与えられ、講習会・研究会の参加者はこの単位を取得することで認定資格を維持することも目的となってきました。この流れは、地域の研究会の参加者を増やすため、活性化につながります。実際、放射線治療技術の均てん化という観点で見たときに、地域の勉強会で全国的な講演会で発表されるような内容を聴講できることは素晴らしいことです。その一方で、研究会が業績単位を得るためには、その内容に特定の項目を含むことが必要となるため、プログラム上の制約を受けることになります。この影響により、従来と比較して講義形式の研究会が増え、内容も品質管理につながるようなものが増えたことは否定できません。これでは若手層による発表や、まだ学術大会で発表する前の、発展途上の研究などを発表する機会が以前

より少なくなります。これは重大な課題だと思っています。

そういう意味では、“草の根的勉強会”の存在は重要です。かつて中部放射線治療技師勉強会というものがありました。これは、1999年に中部地区の(当時)若手技師が発起人となり、定期的集まって海外論文の精読や業務上の小さな疑問などを語り合う場でありました。2006年からは小生が代表を務め、年2回のペースで開催していましたが、開催場所の問題や金銭上の都合がつかなくなりました。これは学術団体などの支援がなく、有志のみで開催する、草の根的な研究会ではどうしても直面する問題でありました。そしてありがたくも増加してきていた参加者のニーズに応える形で、上述のように2014年までに東海放射線腫瘍研究会技術部会と合併し、今に至ります。しかしながら、東海放射線腫瘍研究会技術部会として年4回のペースで講習会・実習会を開催できるようになったため、地域への貢献という観点では多くの会員へ情報が提供できるようになったことから、会員の皆様からは大きな不満は出ていないという点で、良かったと考えています。

今後の東海地区の研究会のあり方としては、多くの会員に定期的な情報を発信するためには東海放射線腫瘍研究会技術部会を軸とした講習会の開催、RTT 統一講習会との連携、また各県の研究会との情報共有が重要と考えており、世話人の一人として地域のニーズを吸収しながら研究会が開催できればと考えています。そして、地域の研究会ではありますが、来訪者は地域に限定しておりませんので、ぜひこの紙面を読んでもくださっているたくさんの方に来訪いただき、東海地区の放射線治療従事者と交流してくださいますと幸いです。

一方で、先述の初学者や若手のための情報交換の場に関しては、時代の流れもあり、ソーシャルネットワーク(SNS)などを利用した情報共有の機会が若手に浸透しているようです。SNSはテーマを絞って招集をかけることで、同じ志を持ったもの同士でネットワークを構築しやすいという利点と、インターネットさえ繋がっていれば郵送費や通信費など必要なく意見交換ができるという利点があります。アラフォーの我々世代ですら、直接顔を合わせ、膝を突き合わせて意見を言い合うことが相互理解の近道であろうと思ってしまうのですが、SNS上では現場で困ったことや些細な問題点についてテキストや動画を使って事例を共有することにより即座に相互理解を進めることができます。このリアルタイム性と理解の簡便さは今までの文化にはありません。情報リテラシーの点では気をつけなければならないことはありますが、従来に比べて情報科学化・複雑化の進む放射線治療では、議論の焦点はアナログからデジタルに変わりつつありますから、時代にフィットした新しい情報共有のあり方ではないかと思っています。そして、このSNSというシステムは議論の場を地域に限らず、全国、そして世界へと向けることができます。私は東海地区で生まれた議論が広域に、全国に、そして世界へと発信される時代が来るだろうと思っています。その波に乗れるよう、時には世代を超えた議論ができるよう、我々もこの通信インフラに乗って情報を伝達できるように努めるべきと思っています。紙面を読んでもくださっている皆様、ぜひインターネット上で「東海地区研究会」や「東海 放射線治療」のように検索をしてくださると幸いです。

地域勉強会の開催記録(1)



2008 年 11 月 1 日 @名古屋大学 実習型勉強会



2010 年 10 月 25 日 @愛知県がんセンター 実習型勉強会

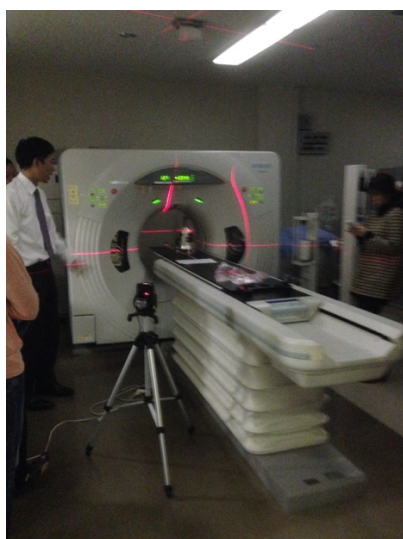


2011 年 5 月 11 日 @名古屋西部医療センター 講義型勉強会

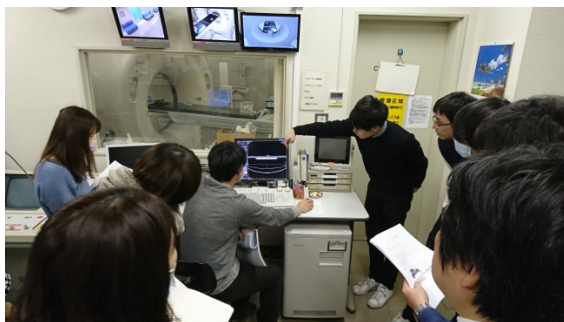
地域勉強会の開催記録(2)



2013 年 5 月 11 日@豊橋市民病院 講義型勉強会



2013 年 12 月 1 日@愛知県がんセンター中央病院 実習型勉強会



2017 年&2018 年 RTT 統一講習会@愛知県がんセンター中央病院, 名古屋市立大学

4. まとめ

東海地区は各県を基盤とする研究会，東海地区を基盤とする研究会が情報を共有しながら勉強会を開催しています。会員同士の情報共有のあり方は時代とともに変わりつつありますが，患者さんに安全で正確な放射線治療を提供すべく，照射技術を議論するという姿勢は変わりません。皆様，ぜひ東海地区の勉強会にお越しくださいませ。デジタルな交流のことを記載しましたが，東海地区にはアナログな飲みニケーションでの交流を好む会員もたくさんいます。皆様のご来訪をお待ちしております。

5. 謝辞

この紙面を作成するにあたり，私自身も研究会の歴史や照射技術の変遷を学ぶ機会となった。懐かしい写真を掘り起こすことにより，過去の研究会と今の研究会，また今後の課題も見直す良い機会になりました。（過去と今の自分との比較はある意味残酷でした。）

このような機会を与えてくださった放射線治療部会には感謝しております。

参考文献

1. 青山裕一，東海地域の広域的研究会の紹介，日本放射線技術学会放射線治療分科会雑誌 Vol.23(1), 75-77, 2010.
2. 放射線腫瘍学委員会線量管理小委員会，医療用線量標準センター活動報告，日本放射線技術学会雑誌 Vol.42, 571-575, 1987.

世界の論文シリーズ

A comparison of out-of-field dose and its constituent components for intensity-modulated radiation therapy versus conformal radiation therapy : implications for carcinogenesis

Int.J.Radiation Oncology Biol Phys., Vol 81, No.5 pp.1458-1464, 2011

Ruben JD et al.

IMRT と CRT における照射野外での線量とその構成要素の比較:発がんへの影響

【目的】

6-MV の IMRT と 3DCRT との放射線による散乱や漏れの違いについて調査すること. また患者内部での散乱, コリメータ散乱, そしてヘッドからの漏れにおける相互的な関係について述べる. そして, 二次発がんへの影響について考察することである.

【機器および方法】

本研究の目的のため, 扁桃腺をターゲットとした 6-MV の 3DCRT と IMRT のプランを作成した. 両プランは同じガントリ角度で5つの照射野からなる. 両プランともターゲットのカバレッジは95から107%であり, 脊髄の線量を許容できるものであった. IMRT のプランの MU は 3DCRT よりも 3.7 倍あり, 前研究とほぼ一致した. 平均照射野サイズは, IMRT が 6.5 cm×6.5 cm で, 3DCRT が 7 cm ×7 cm である.

アクリル樹脂(Perspex)を用いて 75×30×35 cm の水槽を作った. この水槽は片側が Millennium MLC 搭載の Varian 21EX Linac (Varian Medical Systems Inc, Palo Alto, CA)のビームと沿うようにできている. 水槽には深さ 30 cm になるように水をためた. 測定位置の再現性を高める目的で, Farmer-type の FC65-P の電離箱線量計 (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany)を保持するためのアクリル樹脂でできたスライド式の固定具が側壁に沿うように取り付けられた. 線量計の位置は 10 cm 深になるように設定し, SSD は 90 cm とした.

それから IMRT のプランと 3DCRT のプランを順番に照射した. 水槽の中心から 10 cm 離れた位置(照射野辺縁からは 6 cm 程度離している)で最初の測定を行った. そして次の線量測定前に線

量計は 5 cm ずつ動かすようにした。5 つの照射野は、各プラン、各測定点で照射した。水槽の端と一致させるために、全照射野はガントリ角度 0°で照射した。ヘッドからの漏れ、コリメータ散乱、そして内部散乱による線量寄与を分けるため、以下に示すような 3 つの異なるセットアップ方法を用いた(Fig.1)。

ヘッドからの漏れ、コリメータ散乱、そして内部散乱による総散乱線量を測定するため、ビームが水槽内の水を通るように水槽位置を設定した(Fig.1a)。二番目の実験として、水槽の辺縁とビームの辺縁をそろえるため、水槽を動かした。このようにすることで、ビームが水槽内の水を通過することや、干渉しなくなるので内部散乱の寄与を取り除くことができる。こうして、結果的に残る線量はヘッドの漏れとコリメータ散乱だけとなる(Fig.1b)。1a の実験で得られた線量から 1b の実験で得られた線量を引き算することで、内部散乱の寄与を計算した。三番目の実験として、水槽は同じ位置のままとしたが、二次コリメータの Y-jaw を水槽の長軸方向に平行に動かして閉じた。そして鉛ブロックでできたビームアパーチャーを挿入した(Fig.1c)。これにより、アイソセンタにおいて測定されたビームの透過線量を 99.9%まで減らすことができた。再び IMRT と 3DCRT の照射を順番に行った。各照射野外の位置で測定された線量は、ガントリヘッドのみから生じる放射線の漏れによるものとなった。1b の実験で得られた線量から 1c の実験で得られた線量を引き算することで、コリメータ散乱の寄与を計算した。

【結果】

Figure 2a から 2e はそれぞれの実験で照射野辺縁から 5 cm ずつ動かして測定した線量をプロットしたものである。Figure 2a は全ての線源による総散乱線量を示している。ファントムではどの点においても、3DCRT よりも IMRT が照射野外での線量が高くなることが分かる。IMRT による二次線量は 3DCRT よりも 1.8 倍高くなる。しかしながら、絶対的な違いはとても小さいものであり、処方線量の 0.14% である。

Figure 2b は、内部散乱のみの寄与を示している。グラフより内部散乱は 3DCRT よりも IMRT が 11% 低くなることが分かる。しかしながら、他との関連を考えなければこのことは処方線量の 0.02% 程度の低下である。

Figure 2c は、コリメータ散乱とヘッドからの漏れを合算したものを示している。これらの測定は、装置のヘッド(装置による散乱)による全散乱線量を示している。距離 5 cm を超え、照射野辺縁からおおよそ 15 cm を始まりとして、グラフ上で際立った突出がみられる。絶対的には小さいが、放射線散乱はこの短い距離において 2 倍以上になる。内部散乱を示した Fig. 2b では同じような現象は確認できない。わずかな増加が Fig. 2d(コリメータ散乱のみによる線量を示したグラフ)では確認できるが、Fig. 2e(ヘッドからの漏れのみによる線量を示したグラフ)から、この距離をこえたあたりから放射線の漏れによる際立った突出がみられる。

コリメータ散乱は 3DCRT よりも IMRT が 5 倍多くなる。これはビームオンしている時間がより長くなるためである(Fig. 2d)。しかしながら、照射野辺縁から 6 cm において、この違いは処方線量の 0.2% しかなく、距離が離れていくとともに指数関数的に減少していく。IMRT ではビームオンの時間

がより長くなるので、20 cm よりも離れた組織へのヘッドからの漏れが、3DCRT よりも数倍以上になるかもしれないということは意外なことではない。この研究においてヘッドからの漏れは、IMRT がおよそ 3 倍多くなった(Fig. 2e)。しかしながら、プライマリコリメータの効率的な遮蔽によって、ヘッドからの漏れによる絶対線量はどの点においてもとても小さいものであり、たいていは処方線量の 1/1000 以下になる。

Figure 3a と 3b は、それぞれ IMRT と 3DCRT の総散乱線量の個々の成分の相対的な寄与について示している。Figure 4a と 4b は、内部散乱と装置による散乱(コリメータ散乱+ヘッドからの漏れ)を示している。3DCRT に関して、照射野辺縁からおおよそ 25 cm までは放射線の線量の中で、内部散乱が顕著である。これとは対照的に、IMRT では内部散乱と比較して装置による散乱(コリメータ散乱+ヘッドからの漏れ)がより顕著となる。装置による散乱は、IMRT における二次線量の 65%が、3DCRT では 30%がそれぞれ寄与している。コリメータ散乱とヘッドからの漏れは、IMRT に関してはそれぞれ、33%、32%であり、3DCRT に関してはそれぞれ 11%、19%である。内部散乱は、3DCRT における二次線量の 70%が、IMRT では 35%が寄与している。

【考察】

われわれの研究により IMRT において内部散乱が減少することが明らかとなった。予想していた通り、IMRT はビームオンしている時間が長いので、3DCRT と比較して、内部散乱よりもヘッドからの漏れやコリメータ散乱が数倍以上多くなる。内部散乱はビームの辺縁から近い距離における組織に(放射線の線量を増加させる)顕著な線源となるのだが、IMRT ではこの散乱成分の減少よりも装置による散乱や漏れの増加が顕著となる。したがって、照射野辺縁からの距離とは関係なく、IMRT において散乱線量は常に高くなる。この研究下では、照射野外の総線量は IMRT が 3DCRT よりも 80% 高い結果となった。他との関連を考えなければ、この違いは処方線量の 0.14% 程度である。

IMRT において装置による散乱や漏れの増加は、必要な monitor unit と直線的になることが分かっている。しかしながら、われわれは必要な MU と比例して、IMRT のコリメータ散乱においてわずかな増加を確認した。これはサブミリグレイでの測定の不確かさが影響しているのかもしれない(照射野辺縁から離れた位置でのバックグラウンドの影響によるものか)。一方で、コリメータ散乱の増加は現実的に起こりうるものであるだろうし、ビームによる MLC リーフへの照射が IMRT 中で増えることが関係しているであろう。

散乱成分の違いによる相対的な寄与としては、照射野サイズ、必要な MU、そして測定深が関係する。内部散乱による寄与は、照射野サイズを大きくすることで増加する。つまり、このことは直接的には照射体積を増加させることにつながる。内部散乱はまた、後方散乱の増加に関係するので測定深が深くなると増加する。装置による散乱は、必要な MU と直線的な関係となる。というのも、IMRT は 3DCRT よりも内部散乱が少なくなり、直接線による組織への線量が減少する。仮に照射方法における MU の違いが、装置による散乱の増加を効果的に最小限にできるほど小さくできるのであるなら、そして内部散乱をより減少させることができる照射野であるのなら、そのとき、IMRT

は理論的には患者への総線量を低くすることができるであろう。Plato v2.5を用いて行った前測定では(IMRTの必要なMUは3DCRTの2倍)、実際に、前立腺と乳腺でのIMRTで体幹の総線量を15%低下することができた。IMRTによる実効線量、それはICRP-65によると発がん性の程度であるが、3DCRTと比較して減少した(Howell et al.により研究されている)。

この研究では、高エネルギーを用いた際の光中性子の発生による寄与について検討できていない。このような光中性子は、放射線発がんに関してRBEと高い関連がある。10MVよりも高い光子エネルギーを用いたIMRTは、ヘッドへの散乱がより長く続くので3DCRTよりもおおいに光中性子の発生を増加させる。散乱線量でのこの成分についてはずっと調査されている。測定された中性子線量は、組織による減弱のため内部の深さが深くなると減少する。

したがって、IMRTによる照射野外の線量は3DCRTと比較して、照射野サイズが小さくなること、不必要となるMUが増えること、照射野辺縁からの距離が離れること、そして測定深を浅くすることで大きくなるであろう。一方で、照射野サイズが大きくなること、不必要なMUが減ること、照射野辺縁からの距離が短くなること、そして測定深を深くすることで小さくなるであろう。

IMRTによる内部散乱の減少は、IMRTと3DCRTとにおける二次発がんの違いを比較する研究において、結果が異なることをある程度説明することができる。しかしながら、研究間でのMUの違いもまた重要となる。直接線から離れた組織への線量のみを考慮している研究、つまりその線量の大部分が装置による散乱に対して注目しているような研究は、IMRTでは二次発がんの相対的なリスクが大きくなることを示していた。対照的に、直接線から離れた組織への線量だけでなく、直接線内や直接線周囲の組織における線量について考慮している研究は、IMRTに関して二次発がんのリスクか、もしくはリスクの低下のどちらかの違いをかなり小さくできることを示していた。このことは、先行研究によってある程度説明できる。ビームの辺縁から近くて顕著となる線源、つまり内部散乱は現実的にIMRTによって減少することができる。一方で、装置による散乱は増える。3DCRTと比較してIMRTで散乱線量が増加するのは、照射野辺縁からの距離が離れることによる。加えて、IMRTではまた直接線内での組織の線量を低下させることが示されていて、IMRTによる発がんのリスクをより低下させることになるであろう。それゆえに、もし二次がんリスクにおける直接線近くの組織の関与が考慮されず、そして直接線から離れた組織のみが考慮されるのなら、その場合はIMRTに関するリスク評価の算出は過剰になるであろう。

【結語】

われわれの研究で明らかになったことではあるが、予想していた通り、IMRTは3DCRTよりも患者への散乱線による総線量が高い結果となる。この結果は、他との関連がなければ小さいものであり、コリメータ散乱やヘッドからの漏れの増加により、中心から離れた組織への線量が増加することが原因である。装置による散乱の増加は、直接線内や直接線近傍の組織への線量が減少することにより、程度が変化することで相殺されるかもしれない。IMRTに関して、内部散乱は照射野辺縁から10 cmまでの距離において顕著であるが、3DCRTに関しては、およそ30 cmであった。そしてその後は装置による散乱が顕著となる。このことは、IMRTにおける照射野サイズや必要なMUに影

響されるであろう。6MV しか使用しなかったので、総線量に対する光中性子の寄与はこの研究では検討しなかった。散乱や漏れという異なる成分の相互的な関係は、照射野サイズ、ビームエネルギー、IMRT の必要性、そして測定深によって変化するものであろう。この研究下では、IMRT に関して、装置の全散乱は二次線量の 65% が関与しており、3DCRT では 30% である。重要なこととして、コリメータ散乱やヘッドの漏れは直線加速装置やコリメータのデザインに影響を受けるということである。

【コメント】

IMRT と 3DCRT との照射野外での線量とそれに寄与している散乱成分の関係について調査した論文でした。照射野外での線量は、IMRT では装置からの散乱による線量が、3DCRT では(患者内での)内部散乱による線量がメインとなることが明らかになりました。散乱成分の違いにより、直接線から離れた組織や直接線内・直接線近傍の組織に及ぼす放射線の影響が異なり、IMRT では前者、3DCRT では後者への影響が大きくなることも明らかになりました。このことは二次がんリスクの評価にも影響を与えるため、評価する際に考慮しなければならないことも本論文を通して読み取ることができました。

山本 侑司 (JCHO 星ヶ丘医療センター)

世界の論文シリーズ

Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors.

ビームごとの平面IMRT QA パス率は、臨床的に関連する患者線量誤差を予測しない

Nelms BE, Zhen H, Tomé WA et al.

Med Phys. 2011;38:1037.

Introduction

IMRT QA 受諾基準に関する公開された研究

平面 IMRT QA へのアクセプタンス／アクションレベルの提案については、数多くの研究がなされてきている。これら研究のいくつかは、アクションレベルの基準値について、数多くのプランや IMRT ビームで達成されてきた。事実、AAPM タスクグループ TG-119 の最近のレポートや、その他の研究でも、「3%/3mm」という許容値が、ガンマ・インデックスとして一般的に用いられている。そのため、患者ごとの平面 IMRT QA においても、線量誤差 3%および DTA3mm という基準が臨床的に最も広く使われている。

標準的な合格基準は適切ですか？

しかしながら、これらの後ろ向き研究や、臨床での IMRT 治療が行われていたにもかかわらず、以下のことは証明されていない。

1. 臨床的に関連性のある患者線量エラーを予測するための、許容される手法と性能計測法の能力

2. 標準手法を持続することで、大きなエラー発生のリスクが軽減されることの確実性

事実、IMRT QA においては「偽陽性」（ビーム毎の QA 結果が許容値を満たさないものの、臨床的な影響が無視できる場合）や、同様に「偽陰性」（ビーム毎の QA 結果は許容値を満たしているものの、線量エラーが発生している場合）のシナリオを想定できる。どちらのシナリオの場合も、エラーの大きさと場所は、照射野毎の「パス率」よりも、より重要なことかもしれない。例えば、特定の患者の IMRT 照射野に対し、標準的な 3%/3mm ガンマ解析で 95%のパス率を達成している照射野が、わずか 85%しか達成していないものより必ずより安全であるかどうかは（TPS や照射システムのコミショニングがうまくいっていることは示唆するかもしれないが）誰も想定することはできない。事実、最近の研究では、ビーム毎線量平面 QA が IMRT QA のエラー予測で感度が低いことが示されている。

本研究の目的は、従来の IMRT QA 性能測定法と患者／プラン毎の臨床的に関連性のある

線量誤差計量法との統計的な相関を調査し、さらにその過程で、今日の標準法と公表されているアクションレベルが正当化されるかを定めることである。

Methods and Materials

頭頸部 IMRT 治療プラン 24 例を選び、全てのプランは、120 リーフ MLC を装備する Varian 社（カリフォルニア州 Palo Alto）製 LINAC による 6MV X 線を用いて、Pinnacle TPS（Philips Radiation Oncology Systems 社、ワイオミング州 Fitchburg）によって作成された。

我々のシミュレーション方法論の概略図は Fig.1 にまとめた。

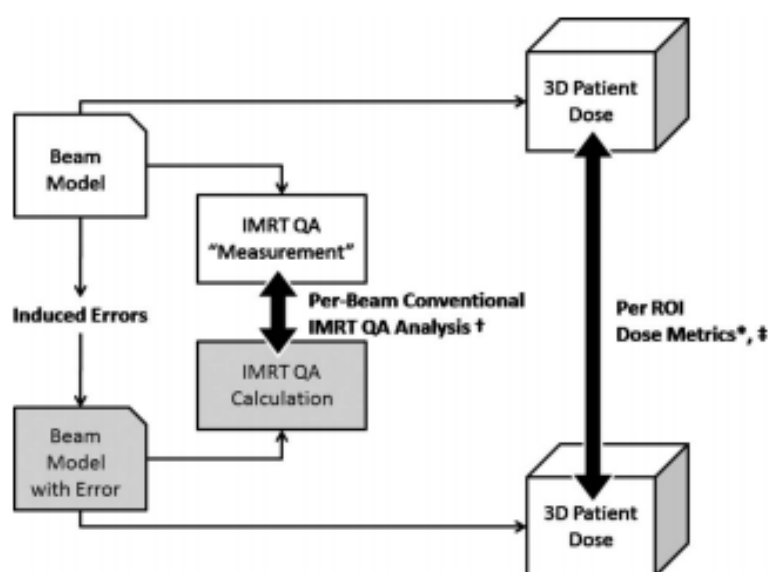


Figure.1 相関研究のためのデータ生成方法論の概略図（論文中より引用）

ポイントはビームモデルエラーそのものを研究することではなく、むしろ IMRT QA 測定法と患者体内ベースの線量誤差を定量化し、統計的な相関性研究のために使えるようなシステムを作成することであった。

線量勾配と線量レベルに与えるエラーの影響をシミュレーションするため、実験的なビームモデル 4 種を作成した。そのうち 2 つはエラーなしモデルよりも半影が浅くなるような計算を行うよう修正し、残り 2 つはエラーなしモデルに対し MLC トランスミッションが半分および 2 倍となるように修正した。そうすることで、誤差のないビームモデルを用いて、仮想線形加速器上で仮想測定を生成した。これにより、実際の医療用線形加速器に存在する出力変動を排除し、最適なデータ密度の平面 IMRT QA フィルムを比較することができるので、制御された研究が可能になる。

24 例の頭頸部患者について、前述のエラーを発生させた 4 つの新規に再計算した IMRT プランを作成した。それからエラーありとエラーなしのビームモデルを用いて計算した 96 組のプラン同士の相違の原因を調査する。

Results

Fig.2 は、調査された 24 の計画のうちの 1 つについてエラーありのビームとエラーなしビームの DVH 変動を示す。Fig.3,4,5,6 は、従来の IMRT QA 合格率 (3%/3mm, 2%/2mm, 1%/1mm ガンマ) に対する解剖学的ベースの線量差計測法である。それぞれのポイントについて、(各プランのすべてのフィールドごとの) 平均 IMRT QA 合格率を横軸の値として使用した。

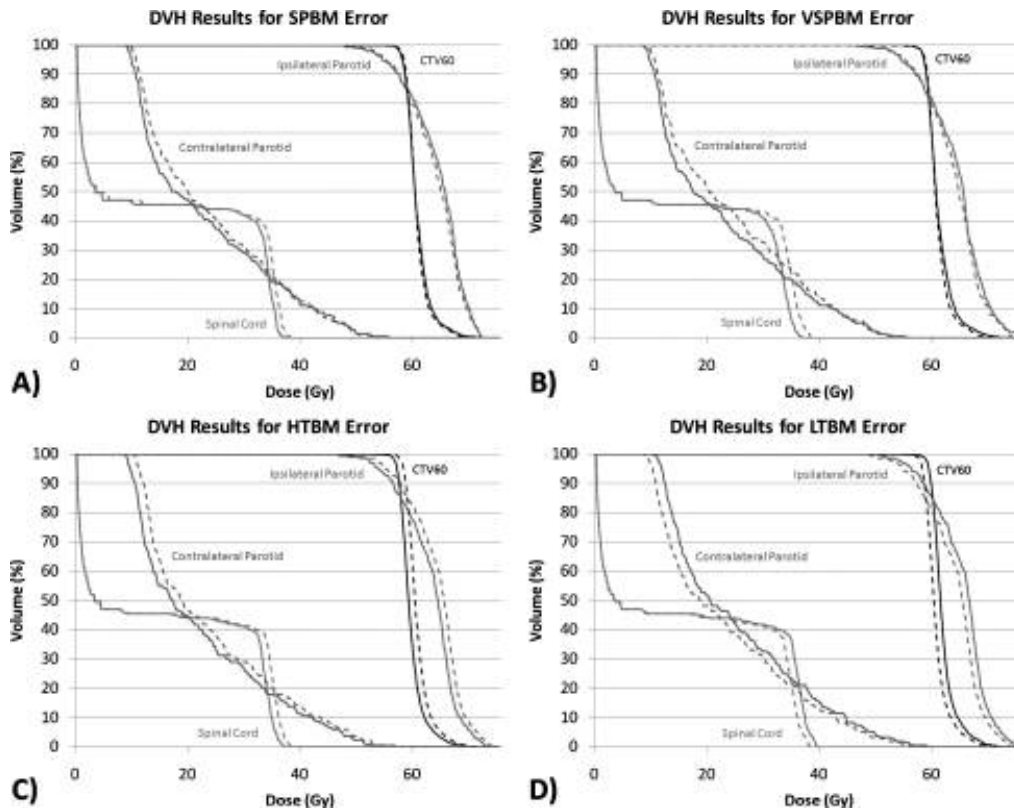


Figure. 2 (論文中より引用)

誘導誤差ビームモデル (破線) と仮想測定ビームモデル (実線) のサンプル DVH 差

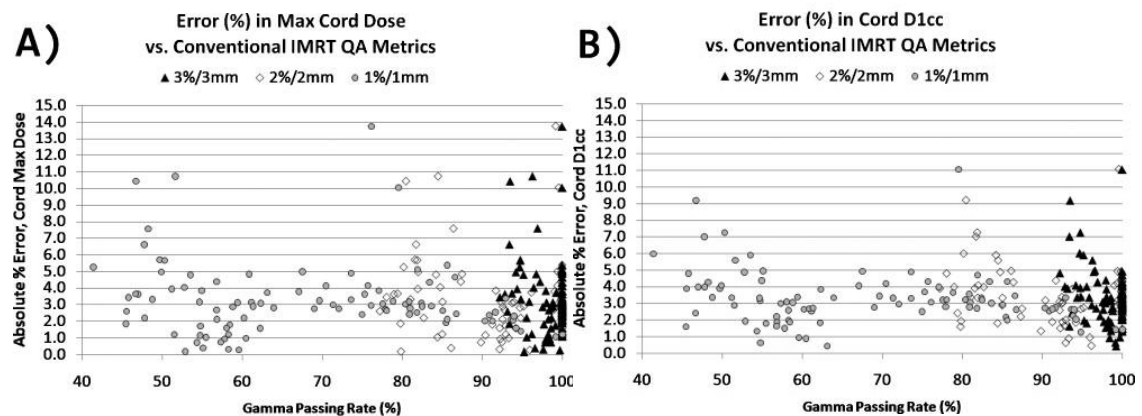


Figure. 3 (論文中より引用)

最大脊髄線量と脊髄 D1cc の誤差の大きさと従来の IMRT QA 性能測定基準

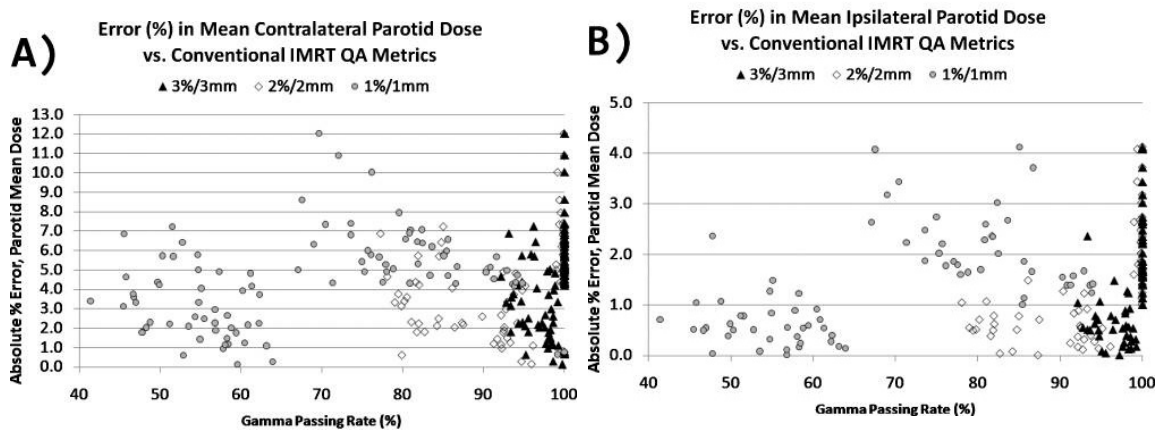


Figure. 4 (論文中より引用)

(A) 平均対側耳下腺線量と従来の IMRT QA 測定基準の誤差 (B) 平均同側耳下腺線量と従来の IMRT QA 性能測定基準

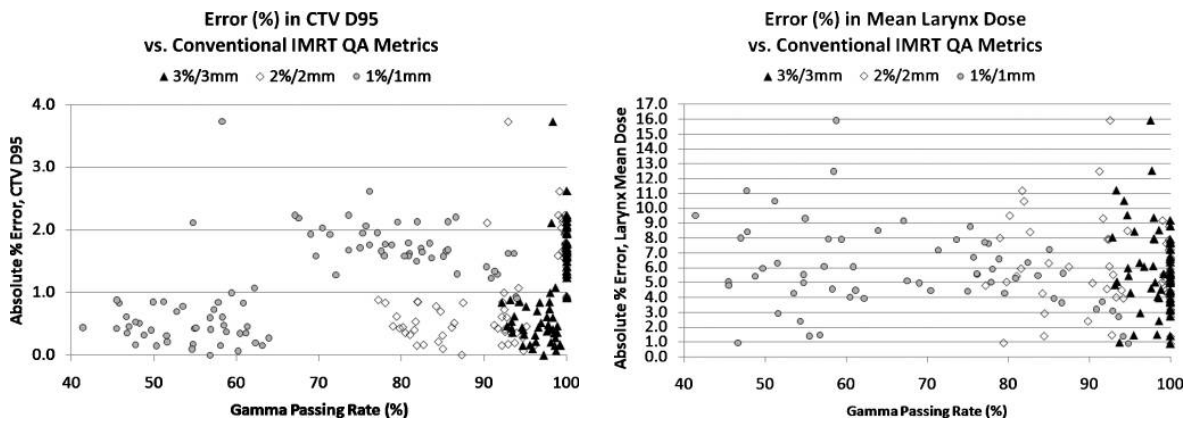


Figure. 5 (論文中より引用)

平均喉頭線量の誤差の大きさと従来の IMRT QA パス率の測定基準

Figure. 6 (論文中より引用)

CTV60 の D95 線量の誤差の大きさと、従来の IMRT QA のパス率との比較

	Spinal cord Dlcc error		Contralateral parotid mean dose error		Ipsilateral parotid mean dose error		Larynx mean dose error		CTV D95 error	
IMRT QA criteria ^a	<i>r</i>	<i>p</i> - value	<i>r</i>	<i>p</i> -value	<i>r</i>	<i>p</i> -value	<i>r</i>	<i>p</i> - value	<i>r</i>	<i>p</i> - value
3%/3 mm	-0.183	0.07	0.328	<0.01	0.523	<0.01	-0.167	0.20	0.604	<0.01
2%/2 mm	-0.141	0.17	0.118	0.25	0.588	<0.01	-0.134	0.31	0.653	<0.01
1%/1 mm	-0.130	0.21	0.10	0.33	0.551	<0.01	-0.295	0.022	0.619	<0.01

Table 1 (論文中より引用)

解剖学的線量誤差の大きさを3つのIMRT QA ガンマ合格率性能測定基準と相関させるピアソン相関値とP値

これらのデータは、対応するピアソンの *r* 値 (Table1) によって証明されているように、従来のIMRT QA パフォーマンス測定法と解剖学的ベースの線量差測定法との間には、弱～中程度の相関しかないことを明確に示している。さらに、中等度の相関 ($0.3 < |r| < 0.7$) および統計的に有意な *p* 値 ($p < 0.05$) はピアソンの *r* 値が正であり、より高い臨床的誤差が高いIMRT QA ガンマ通過率で生じることを示している。これは、偽陰性の発生率が高いことを示唆している。Fig.3 に示されるように、重要な構造に対する最大のエラーの一部は、IMRT QA 結果が非常に高い (95%以上) 場合に発生した。このことから、従来のIMRT QA 測定基準は、臨床的に関連する線量差計測の可能性を予測するものではない。つまり、線量許容値を満たしている場合においても、望ましくない重大な誤差が発生していることが予想される。

Discussion

これらの結果は、従来のIMRT QA パフォーマンス測定法と臨床的に関連する線量差測定法との間には弱いものから中程度の相関しかなく、臨床的なエラーの多くがQA ガンマパス率が高い場合に起こっている。実際、IMRT QA 合格率が95%-100% (3%/3mm ガンマ) であった場合、最も大きな解剖学的ベースの線量差が発生した。

一般的なコミッショニングや総誤差の把握には有用であるが、ガンマパス率は非常に一般的な従来の測定に対する性能測定基準であり、臨床的に関連する患者ごとの計画ベースでの患者線量誤差には敏感でないことは明らかである。

図7は、図3-6を調べる際に有用であるかもしれない偽陽性および偽陰性の領域を示す。

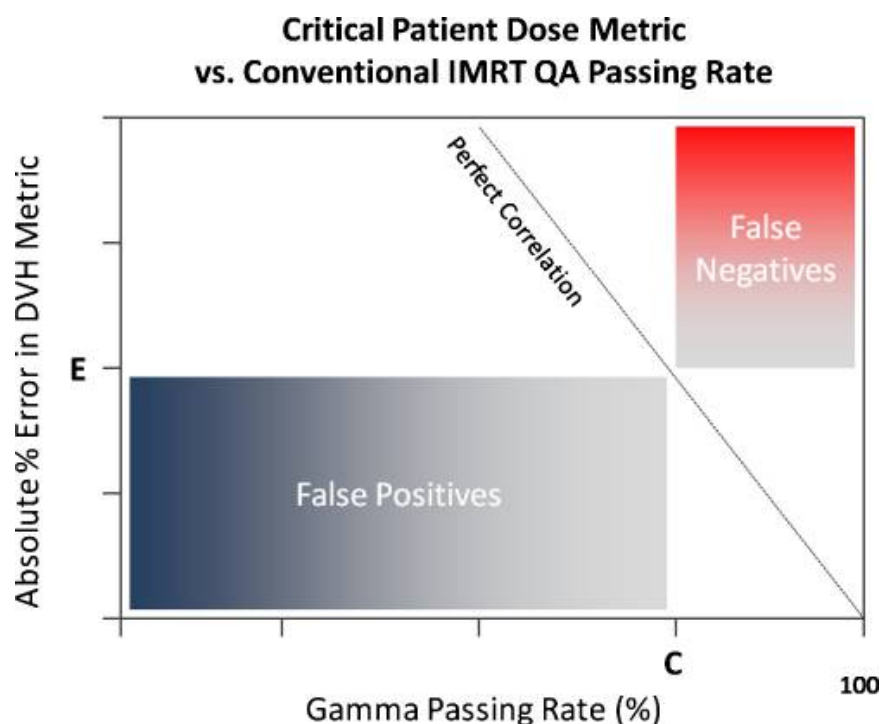


Figure 7

患者線量誤差を従来の IMRT QA ガンマパス率と相関させる際、偽陰性および偽陽性の領域の一般化図

十分な証拠が示されていない場合、現行の方法が機能していない実証を続けることには価値はない。この結果から、患者 1 人当たりの IMRT QA の適切な基準として、3%/ 3mm ガンマ通過率の有用性を疑問視する。

しかし、はるかに大きな、もしくは致命的なエラー（間違ったフィールド、間違ったビームエネルギー、総 MU エラーなど）を引き起こした場合、予測される相関の傾向が現れる可能性はある。

最後に、これらの基準を満たしても臨床的に許容される線量誤差が患者 1 人当たりの許容範囲内であることを保証するものではないため、以前の実績達成に基づいて行動レベルを決める方法論は正当化されない。その逆も同様であり、すなわち、IMRT QA 性能目標を満たさないことは、臨床的に関連する線量差が有意であることを意味するものではない。

Conclusion

従来の IMRT QA パフォーマンス測定法（ガンマパス率）と重要な解剖学的関心領域における線量の差異との間には相関関係がない。

コメント

この論文では平面での IMRTQA 結果をもとに出したものである。今ある 3 次元検出器 (ArcCheck : Sun Nuclearc, Delta4: ScandiDos) の結果ではないという点に注意が必要かもしれないが IMRT-QA の結果が偽陰性、擬陽性となっている可能性があることを論じている。ただ、論文中にも書かれているが、大きなエラーを未然に防ぐには IMRT-QA は重要な工程であると思われる。今後は高精度な検証を行うためには新たな理論、方法、デバイスが必要であるのではないかと感じる。しかしながら、それまでは今行っている IMRT の検証データを慎重に見つめながら何が患者にとって重要であるのかを考えながら検証を行う必要があるのではないかと思う。

樽谷 和雄 (関西ろうさい病院)

世界の論文シリーズ

A simple technique to improve calculated skin dose accuracy in a commercial treatment planning system

Lilie Wang, Anthony J. Cmelak, George X. Ding
J Appl Clin Med Phys 2018;19(2):191-197.

Introduction

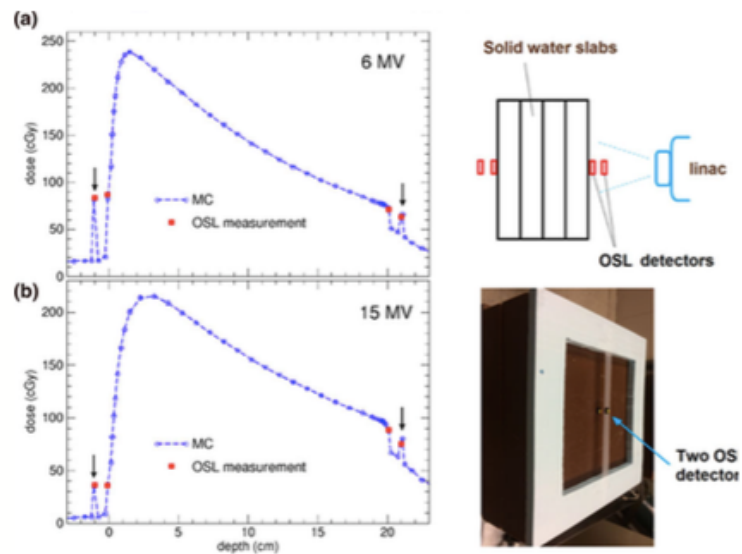
放射線皮膚炎は皮膚への照射線量と相関があり、特に頭頸部および食道癌といった高線量を必要とする放射線治療において長年の懸案である。そのため、商用の治療計画装置による正確な皮膚線量の予測は極めて重要となるが、モデルベースの線量計算アルゴリズムではビルトアップ領域の精度が十分ではない。本研究の目的は、実際の患者 CT から立案された治療計画を用いて Eclipse version 11.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) に搭載された anisotropic analytical algorithm (AAA) による皮膚線量の計算精度を評価することである。すなわち、実験的に精度が確証されたモンテカルロ (MC) シミュレーションによって AAA の計算精度を評価することに焦点を当てる。

Methods and Materials

本研究で評価された治療計画装置は AAA が搭載された Eclipse version 11.0 であり、エネルギーは Varian 社製リニアックの TrueBeam の 6, 10 および 15MV の光子線とした。不均質補正を適用し、計算グリッドサイズは 2.5mm とした。同様に、MC シミュレーションのグリッドサイズも 2.5mm に設定した。体表面から 0.5cm 厚の構造物に対する平均線量を皮膚への投与線量に定義し、Eclipse と MC シミュレーションによって計算された予測線量を比較した。

MC シミュレーションコードは EGSnrc コードを使用し、その計算精度は Optically stimulated luminescence (OSL) 検出器を用いたファントム実験で確証されている。ファントム実験の測定配置図および結果を Fig. 1 に示す。MC で計算された入射線量は OSL 検出器の測定線量と非常に近い結果となり、正確に表面線量が予測できていることがわかる。

FIG. 1. Comparisons of surface doses (entrance and exit) measured by OSL dosimeters and the doses calculated by Monte Carlo (MC) for (a) 6 MV, and (b) 15 MV photon beams of field size $4 \times 4 \text{ cm}^2$, delivered 200 MU on a water slab of 20 cm thickness. The arrows indicate the in-air data points for which MC calculations include simulation of OSL dosimeter of size $10 \times 10 \times 1.5 \text{ mm}^3$. The OSL measurement uncertainty is 3–5%, and the MC calculation statistical uncertainty is 1%. Also shown are schematic diagram and the photo of experimental arrangement. One OSL detector is on the thin tape in air and the other is on the solid water as shown in the photo insert.



3次元放射線治療，ガントリ固定の強度変調放射線治療 (IMRT: Intensity-Modulated Radiation Therapy) および回転型 IMRT (VMAT: Volumetric-Modulated Arc Therapy) を含む 3つの患者治療計画で皮膚線量の評価を行った．照射部位は頭頸部，肺および肋骨で，Eclipseでは Body contour の作成方法を変えてそれぞれ計算を行った (Fig. 2).

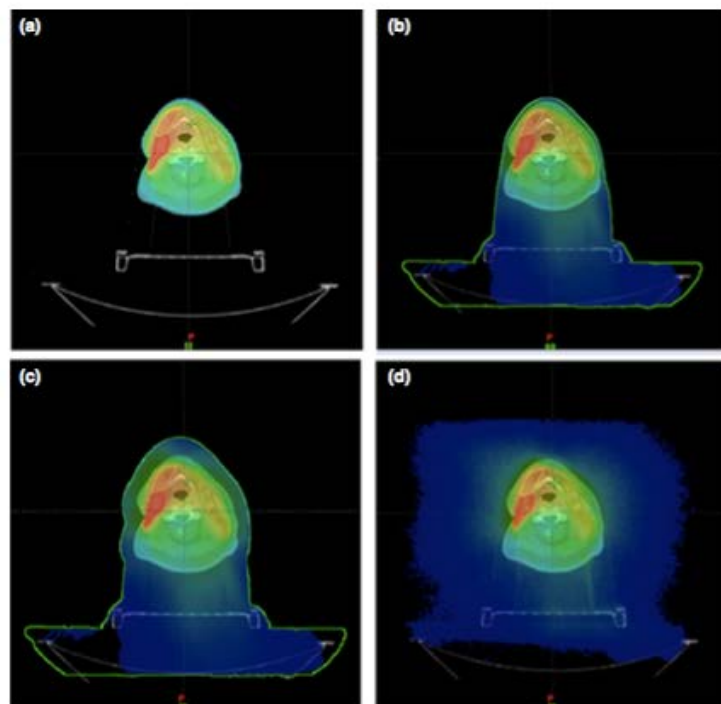
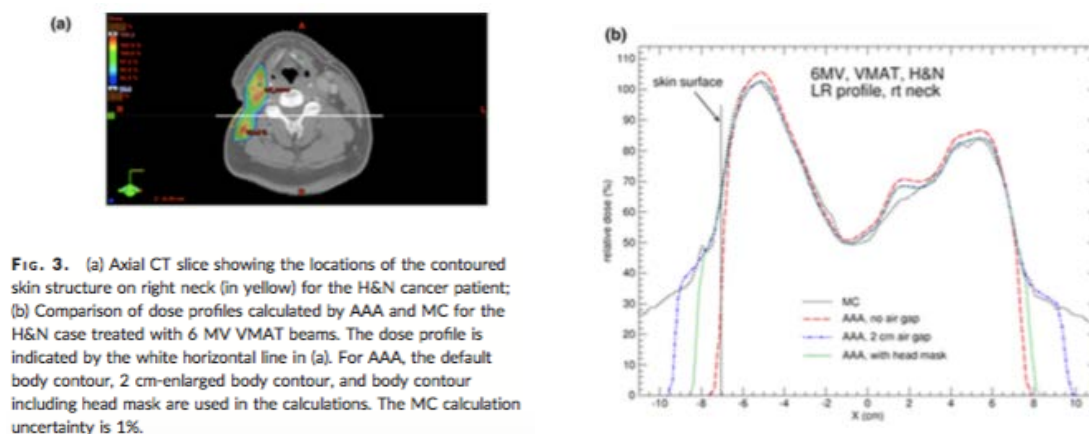


FIG. 2. An axial view of patient comparison of dose distributions for an H&N cancer patient treated with 6 MV VMAT beams. (a) Eclipse with default body contour; (b) Eclipse with external body contour including head mask and table; (c) Eclipse with an extended external body contour including table; (d) Monte Carlo calculated with CT images including table.

Results and Discussion

自動抽出した Body contour に頭部マスクおよび寝台を含んだ場合と単に 2cm 外側へ拡大

した場合の Eclipse の皮膚線量が、MC の計算線量と良く合う結果となり、Body contour を空気層へ拡大することによって皮膚線量の計算精度は著しく改善できることが示された (Fig. 3). また、Dose volume histograms (DVH) から Body contour の作成方法の違いによるターゲットへの線量に対する影響は 1-2% とはばらないことが確認された。



頭頸部癌に対する VMAT での MC と Eclipse による皮膚の相対平均線量を Table 1 にそれぞれ示す。これより、自動抽出の Body contour で計算された Eclipse の皮膚線量は処方線量の 14% 以上も過小評価していることが明らかになった。Body contour に頭部マスク、もしくは、空気層が含まれるように拡大することで、皮膚線量の計算精度は MC と 4% 以内の精度で一致する結果となった。また、Eclipse では頭部マスクを詳細に抽出した場合と単に外側へ 2cm 拡大した場合とで皮膚の線量差は 0.5% 未満であり、Body contour を広げる大きさが 1 および 2cm の場合で大きな差はみられなかった。さらに、寝台を含めるか否かで皮膚線量の差はほぼ 1% であったことから、Body contour を体表面から少なくとも 1cm 外側へ拡大することで Eclipse の皮膚線量の計算精度は大幅に改善されるといえる。

TABLE 1 Mean percentage (%) skin dose and target dose for the H&N cancer case. Calculated by MC and Eclipse AAA of different scenarios (see text for details). The MC calculation uncertainty is 1%.

	AAA, default	AAA, 2 cm air, w/tbl	AAA, mask w/tbl	MC
Right neck	75.1	83.9	83.9	87.6
Left scv	53.7	64.7	64.9	66.8
PTV	102.5	99.9	100	100

Conclusions

本研究により Eclipse は皮膚線量を処方線量の 14% 以上も過小評価していることが示され、Body contour を体表面から外側に少なくとも 1cm 拡大するだけで、深部のターゲット、もし

くは，正常組織の投与線量にほとんど影響を及ぼすことなく MC 計算と 4%以内で一致するまで改善できることが確認された．提案法は AAA が搭載された Eclipse のみの適応となるが，皮膚線量の誤差を著しく減少させることから，正確な副作用の予測には有用な手法といえる．

コメント

本論文では Eclipse における皮膚線量の精度を評価しており，自動抽出機能で作成された Body contour では処方線量の 14%以上も過小評価していることが示された．しかし，Body contour を体表面から少なくとも 1cm 外側へ拡大することで大幅に改善できることを証明している．本文にも記載されているが，特に頭頸部癌に対する IMRT において放射線皮膚炎は懸案事項であり，また，皮膚直下にターゲットが存在する場合はその評価を十分に行えていない可能性がある．Wang らの提案法は Eclipse のみへの適応となるが非常に簡単な手法であり，今後，更なる検証を進めることで Body contour 作成の標準になると考えられる．

田中 義浩 (京都第一赤十字病院)

世界の論文シリーズ

Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Practice Patterns and IGRT's Impact on Workflow and Treatment Planning: Results From a National Survey of American Society for Radiation Oncology Members.

Nabavizadeh N, Elliott DA, Chen Y, Kusano AS, Mitin T, Thomas CR Jr, et al.
Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2016 Mar 15;94(4):850-7.

Introduction

IGRT 治療期間の取得した画像を用いることで、ターゲティングの正確性や臓器や体内構造の補正を改善する. IGRT 技術には, 2次元画像を用いたものや, CT 画像, 超音波, 体表面などがあり, PTV の拡張を減少させる可能性がある.

IGRT は広く実施されているが, 取得のタイミングなど詳細が決められたガイドラインはない. 装置, 撮影頻度, PTV の拡張といったパラメータは施設間で異なる. さらに, IGRT は治療時間の延長や画像の確認が必要となるため, 臨床のワークフローに影響を与える.

米国内の IGRT の利用や, ワークフロー, CTV to PTV マージンなどについて改善するため, 放射線治療施設に対して, 調査を行った.

Methods and Materials

アンケートは on-line で実施され, データは 2014 年の 10 月から 11 月にかけて収集された. 10 分から 15 分でこたえられるようにアンケートは作られた.

最初のページは IGRT の利用や臨床のワークフローに与える影響について Likert scale で評価された. 次の通常分割の部位について評価された. 中枢神経, 頭頸部, 肺, 食道, 肛門・骨盤, 前立腺, 術後乳腺. それぞれの治療部位において, CTV-to-PTV マージンについても調査された. IGRT の装置, on-line, off-line の確認頻度についても問われた.

Results

提出された返信 671 のうち, 治療医からの返信 601 を有効回答として, 評価した. 各治療部位の n 数は次の通り. 中枢神経 447, 頭頸部 398, 肺 405, 食道 364, 肛門・骨盤 371, 前立腺 372, 術後乳腺 356. 回答した治療医の特徴と IGRT 技術については Table 1 に示す. 2次元画像以外に 95%の施設が IGRT を使用しており, 92%の施設が CBCT や MVCT を使用していた. Table 1 から, 147 (24%)の施設が Exactrac を使用しており, 3D surface imaging は 17 (12%) で使用されていたことがわかる.

Figure 1 には治療部位ごとの IGRT の方法についてまとめられている。乳腺を除いて、すべての部位で CBCT or MVCT が最も使用されている。Figure 1 から、CBCT の使用を抜粋すると次の通り。脳 59.3%、頭頸部 76.1%、肺 76.8%、食道 66.2%、肛門・骨盤 76.7%、前立腺 76.6%、術後乳腺 10.4%。乳腺の照射においては、ポータル画像が最もよく使われている方法であり、62%の施設でポータル画像が使用された。乳腺において、CBCT は少数派であり、およそ 10%の施設で使用されていた。

Figure 2 には治療部位ごと IGRT 確認の頻度と方法がまとめられている。Daily で IGRT 施行された頻度は部位ごとに以下の通りである。

脳 18%、頭頸部 86%、肺 78%、食道 72%、肛門・骨盤 81%、前立腺 96%、術後乳腺 24%。

また、Weekly で実施されている施設の頻度は次の通りである。

脳 78%、頭頸部 11%、肺 19%、食道 24%、肛門・骨盤 17%、前立腺 3%、術後乳腺 62%。

さらに、Figure 2 には治療部位ごとに On-line で画像を確認した頻度もまとめられている。どの治療部位においても最初の治療時のみ確認することが多く、40%から 45%であった。On-line による確認を行わない施設もいくつか存在しており、乳腺を除いた各治療部位で 9%から 13%の施設で On-line の確認が行われていなかった。乳腺においては Online による確認が行われていない場合は他に比べて多く、23%の施設行われていなかった。

各治療部位において CTV-to-PTV マージンが Table 2 にまとめられた。中央値としては 5mm が多く使用されているが、肛門・骨盤においては 6mm であった。また、肺と食道においてはシミュレーション時に 4DCT を使用したかどうかで中央値が異なった。肺では 4DCT を用いた場合、中央値は 5mm であり、範囲は 5-7mm であったのに対して、4DCT を用いなかった場合の中央値は 10mm であり、範囲は 7-13mm であった。食道においては、4DCT を用いた場合と用いなかった場合で範囲は変わらず、どちらも 5-10mm であったが、中央値は 4DCT を用いた場合が 5mm、用いなかった場合が 7mm であった。

Table 3 に IGRT の方法と頻度とマージンの大きさについて、示された。IGRT の頻度と PTV の大きさには関係が認められなかった。Table 4 に、CBCT/MVCT の使用における CTV to PTV マージンが示された。肛門・骨盤領域において有意差があり、使用した場合の平均は 7.1mm、使用しなかった場合は 8.1mm であった。

治療医のレジデントがいる施設において、41%の施設においてレジデントが IGRT の承認をしていた。54%の治療医は、セラピストは治療医がいない状態で IGRT をする方が、気が楽であると報告した。98%の代表者は IGRT と Non IGRT で売り上げが同じでも IGRT を使用すると答えた。また、もし IGRT で時間がかからなかったら、34%がすべての部位で使用する と答えた。

Discussion

本調査において米国内での IGRT の使用は高い頻度であることがわかった。ヨーロッパの

調査ではすべてのリニアック施設の半分以下（49%）が IGRT を使用できると報告した。国ごとの頻度は次の通り。（イギリス 20%、スウェーデン 70%、スペイン 19%、フランス 53%、オランダ 95%）

本調査では92%が CBCT を用いた IGRT を行っていた。2009 年に実施された調査に比べて高い水準である。今回の Study においては Portal imaging の使用が急激に減少したことがわかった。CBCT は軟部組織が明瞭に確認でき、体系・組織の変化も追跡できる。

この調査では米国内で On-line で最初の数フラクションで確認することが一番行われている方法だということがわかった。最初の数フラクションで確認することは資料が安全に行わるか、計画通りに投与できるかを確認するためであると思われる。この結果は IGRT の手順の標準化に必要である。

いくつかのレポートでは IGRT によるマージンの減少を示唆しているにも関わらず、IGRT の頻度と PTV の大きさには関係がなかった。RTOG0920 では Daily で IGRT を行うかどうかで、マージンを 5mm か 2.5mm を推奨した。しかしながら、IGRT の使用によってマージンを縮小できるかどうかの試験等はされていない。著者らは IGRT の頻度に基づいた頭頸部の PTV の広がり、統計学的重要性は確認できていないといしている。

この Study の Limitation としては、すべての治療医から回答が得られていないことが挙げられている。すべての返信は匿名化されており、同一施設から一名以上の治療医が答えているため、IGRT 装置数とは異なる。

Conclusion

結論として、米国内の IGRT の状況について調査した。使用するモダリティや、頻度、確認する方法、PTV の大きさなど、大きな差が確認された。ガイドラインやエビデンスに基づいた PTV の選択や、IGRT に関わるレジデントの教育には標準化され、効果的な、安全な IGRT 手順が必要である。

Comments

医学物理学会の QA-QC 委員会の仕事で、肺定位放射線治療の治療計画手法についての調査結果をまとめている最中に班員の先生から紹介されたのがきっかけで、この論文を読むことにしました。個人的に面白いと思ったのは、4DCT の使用の有無で肺の PTV マージンの大きさが異なることや、頻度や方法でマージンの大きさに差がなかったことです。著者らも考察していますが、IGRT の使用によるマージンの減少には慎重になるべきなのでしょうか。日本においても各施設で装置も様々で、考え方も様々であるので、IGRT の方法や、頻度、確認の方法など標準化されていないでしょう。同じ方法ですべての施設が行うことは不可能ですが、日本においてもこのような調査が、標準化に寄与するために実施されていくことを望みます。

上田 悦弘 (大阪国際がんセンター)

世界の論文シリーズ

Dosimetric effects of intrafractional isocenter variation during deep inspiration breath-hold for breast cancer patients using surface-guided radiotherapy

Malin Kügele, et al.

J Appl Clin Med Phys. 2018 Jan;19(1):25-38.

Introduction

乳がんに対する放射線治療によって死亡および再発リスクが低減可能である。しかしながら、心臓や肺のような正常組織にも必然的に放射線が照射されるため、心血管疾患および肺疾患のリスクを増加させると言われている。また、乳がんの5年生存率は約90%に至り長期生存になるため、晩期有害をできるだけ減らすことが重要である。それゆえ、乳がんの放射線治療における正常組織への線量を減らす治療技術が開発されている。その一つに深吸気での治療が挙げられる。深吸気での放射線治療は肺への線量が低減可能であり、さらにOARとターゲットへの距離が離れるので心肺への線量が減少することが言われている。深吸気息止め（deep inspiration breath-hold : DIBH）治療は患者の協力が必要であるが、視覚ガイドを使用することで吸気の再現性が改善することが示されている。一方で放射線治療では呼吸運動をトラッキングするための技術が開発され、最近の技術として光学的体表面イメージガイドシステムがある。

この研究の目的はDIBHおよび光学的体表面イメージガイドシステムを用いた乳がんに対する放射線治療においてOARの線量がどの程度低減可能か調べることであり、さらに治療中のアイソセンタの動きが線量にどのような影響を与えるかを評価することを目的とした。

Methods and Materials

対象患者は乳房温存術後に接線治療を受けた患者20人および乳房温存術または乳房切除術後に局所治療を受けた患者は20人とした。その患者に対し、自由呼吸（FB）およびDIBHでCTを3 mm厚で撮影し計画を行った。すべてのCTにおいて同一の放射線腫瘍医がコンツェリングし心臓、LADおよび同側の肺をOARとした。治療計画装置はEclipseを使用し、計算アルゴリズムはAAAを使用して計算を行った。処方線量はPTV平均線量が50Gyの25分割とし、線量制約はスウェーデンの乳がんグループのガイドラインに基づいて計画が作成された。

DIBHとFBの治療計画を比較するため、心臓、LAD、肺へのDmean、心臓とLADのD2%線量、肺のV20GyおよびPTV98%線量を求めた。さらにDIBHとFB間で有意差があるか調べるために有意水準(= 0.05)を用いてWilcoxon試験を実施した。

光学的体表面イメージガイドシステムであるCatalystの非剛性アルゴリズムを使用し、計画位置と現体表面を一致させることによってアイソセンタの移動量を計算した。DIBHでの治療中は剣状突起上を関心領域とし、その運動をゲーティング幅3mmに設定し照射をトリガーした。治療中のアイソセンタ位置はログファイルから取得され、接線治療と局所治療の2つの患者群について各3方向(lat long vert方向)における照射中のアイソセンタ位置再現性を解析した。さらにアイソセンタのズレによる線量の影響を見るため、アイソセンタ移動量を治療計画装置に適用し再計算させた。

Results

接線治療と局所治療の両方において、FBに比べDIBHの方が心臓、LADおよび肺への線量は減少した。DIBHを使用したすべての患者において、心臓およびLADのDmeanおよびD2%線量が減少し、ほとんどの患者で肺のDmeanおよびV20Gyが減少した。FBではOARへ線量が高かった患者についてもDIBHで大幅な線量の減少が認められた。

Table 2						
Comparison of dosimetric parameters between DIBH and FB for tangential and locoregional treatment, presented as median values [range] and P-values for paired Wilcoxon tests						
	Tangential treatment		P	Locoregional treatment		P
	FB	DIBH		FB	DIBH	
D _{mean,heart}	1.25 [0.39–3.28]	0.71 [0.32–1.72]	<0.001 ^a	2.10 [0.94–6.20]	1.34 [0.62–3.05]	<0.001 ^a
D _{2%,heart}	6.98 [1.61–47.00]	2.70 [1.45–11.85]	<0.001 ^a	13.68 [4.08–47.01]	5.05 [2.72–39.95]	<0.001 ^a
D _{mean,LAD}	8.35 [2.15–26.05]	2.47 [1.58–13.81]	<0.001 ^a	10.82 [3.75–28.06]	4.63 [2.15–13.81]	<0.001 ^a
D _{2%,LAD}	41.72 [4.14–49.59]	5.27 [2.38–47.77]	<0.001 ^a	40.74 [8.06–48.96]	16.22 [4.38–44.00]	<0.001 ^a
D _{mean,lung}	5.74 [3.30–8.26]	5.36 [2.75–9.05]	0.044 ^a	13.32 [9.37–18.03]	11.49 [7.29–14.86]	<0.001 ^a
V _{20Gy,lung}	9.66 [5.17–15.39]	8.92 [4.25–16.30]	0.025 ^a	26.72 [17.63–39.28]	21.63 [12.18–29.60]	<0.001 ^a
D _{98%,PTV}	92.06 [90.47–92.94]	92.47 [90.58–94.64]	0.117	93.07 [91.54–93.82]	92.97 [91.48–93.86]	0.433

^aStatistical significant difference (P < 0.05).

DIBH治療中のアイソセンタ位置についての累積確率が各3方向で計算された。接線治療および局所治療で各方向すべての中央値が約1 mmと非常に良好であった。アイソセンタの動き(ズレ)の最大値は、接線照射では5.4, 5.3, 3.8 mm, 局所照射では3.4, 5.6, 2.7 mmであった。

DIBH照射中におけるアイソセンタのズレをTPSに適用し計算させた結果を以下に示す (table3:接線治療 table4:局所治療)。PTVとOARについてアイソセンタ位置の動きによる大きな線量影響が見られた患者もいた。

Table 3

The dosimetric effect of the intrafractional DIBH isocenter reproducibility for tangential treatment. The median values and ranges for the minimum and maximum values of the various dosimetric parameters for the three cumulative probability levels: 50%, 90%, and maximum (M) are presented for the isocenter-shifted plans. The corresponding values for the original DIBH plans are included for comparison

	Original plan	Isocenter shifted plan					
		50% _{min}	50% _{max}	90% _{min}	90% _{max}	M _{min}	M _{max}
D _{mean,heart}	0.71 [0.32–1.72]	0.67 [0.30–1.42]	0.75 [0.34–2.08]	0.62 [0.27–1.14]	0.84 [0.38–2.72]	0.56 [0.23–0.94]	0.96 [0.43–3.71]
D _{2%,heart}	2.70 [1.45–11.85]	2.50 [1.35–7.46]	3.00 [1.56–22.60]	2.31 [1.21–5.10]	3.37 [1.73–39.61]	2.09 [1.05–3.92]	4.54 [1.99–46.03]
D _{mean,LAD}	2.47 [1.58–13.81]	2.34 [1.51–11.48]	2.61 [1.65–16.01]	2.18 [1.40–7.94]	2.92 [1.76–18.76]	1.99 [1.25–4.34]	3.67 [1.92–21.75]
D _{2%,LAD}	5.27 [2.38–47.77]	4.84 [2.27–46.34]	5.79 [2.51–48.68]	4.31 [2.10–40.93]	6.83 [2.71–49.47]	3.71 [1.93–20.00]	9.93 [3.06–49.97]
D _{mean,lung}	5.36 [2.75–9.05]	4.85 [2.43–8.34]	5.79 [3.09–9.76]	4.18 [2.03–7.43]	6.71 [3.55–10.73]	3.46 [1.57–6.34]	7.74 [4.18–11.97]
V _{20Gy,lung}	8.92 [4.25–16.30]	7.67 [3.60–14.73]	10.17 [4.96–17.89]	6.21 [2.81–12.62]	11.01 [5.99–20.02]	4.37 [1.82–10.06]	14.08 [7.41–22.75]
D _{98%,PTV}	92.47 [90.58–94.64]	92.19 [30.35–94.46]	92.64 [90.66–94.73]	90.61 [87.23–94.24]	92.72 [90.73–94.79]	85.29 [55.08–92.69]	92.81 [90.83–94.76]

Table 4

The dosimetric effect of the intrafractional DIBH reproducibility for locoregional treatment. The median values and ranges for the minimum and maximum values of the various dosimetric parameters for the three cumulative probability levels: 50%, 90%, and maximum (M) are presented for the isocenter-shifted plans. The corresponding values for the original DIBH plans are included for comparison

	Original plan	Isocenter-shifted plan					
		50% _{min}	50% _{max}	90% _{min}	90% _{max}	M _{min}	M _{max}
D _{mean,heart}	1.34 [0.62–3.05]	1.29 [0.59–2.77]	1.48 [0.65–3.35]	1.18 [0.55–2.30]	1.75 [0.70–3.96]	1.03 [0.50–1.85]	2.10 [0.77–4.67]
D _{2%,heart}	5.05 [2.72–39.95]	4.65 [2.59–37.16]	5.58 [2.86–41.63]	4.11 [2.36–28.81]	7.59 [3.13–43.28]	3.75 [2.12–17.66]	13.55 [3.48–44.37]
D _{mean,LAD}	4.63 [2.15–3.81]	4.29 [2.07–12.90]	5.15 [2.24–14.95]	3.89 [1.90–10.74]	6.03 [2.19–18.93]	3.48 [1.75–8.35]	10.27 [2.86–22.28]
D _{2%,LAD}	16.22 [4.38–44.00]	12.13 [4.24–43.55]	22.24 [4.60–44.38]	8.23 [4.01–42.09]	33.64 [5.22–45.90]	6.74 [3.79–38.11]	42.37 [6.62–47.25]
D _{mean,lung}	11.49 [7.29–14.86]	11.01 [6.84–14.33]	11.97 [7.74–15.40]	10.18 [6.08–13.39]	12.82 [8.57–16.33]	8.97 [4.16–12.18]	13.94 [9.77–17.64]
V _{20Gy,lung}	21.63 [12.18–29.60]	20.32 [11.03–28.33]	22.66 [13.25–30.80]	18.39 [9.33–26.24]	24.40 [15.18–32.91]	15.53 [7.04–23.45]	26.97 [17.99–35.84]
D _{98%,PTV}	92.97 [91.48–93.86]	92.79 [91.20–93.72]	93.10 [91.72–93.98]	91.74 [90.36–93.30]	93.15 [91.82–94.25]	88.83 [83.80–91.15]	92.78 [91.42–93.85]

Discussion

今研究での心臓およびLADの線量は過去の文献値より小さいものであったが、これはすべてのコンツリーングが同一の腫瘍医によって行われ、すべての治療計画が同一のドジメトリストによって作成されたために観察者間の変動やそれに伴う線量の不確実性が限りなく抑えられたためである。

剣状突起の動きのゲーティング幅を3mmに設定し、照射をトリガーしたにもかかわらずアイソセンタのズレが大きい症例もあった。これはターゲットの動きが剣状突起と異なるためである。したがって、光学的体表面イメージガイドシステムを用いる際は、剣状突起の動きだけでゲーティングを行うだけでなく、アイソセンタそのものの許容値を設定することが重要である。

この研究の1つのリミテーションは、DIBH治療中におけるアイソセンタの動きによる線量影響をTPSでアイソセンタを動かすことにより推定したことである。アイソセンタを移動させると剛体運動が想定され、それ対応して患者全体が動くことや心臓とターゲットの間の

距離が一定に保たれる。しかしながら、心臓と目標体積との距離は呼吸と共に変化するの
でため、非剛体可能な患者モデルを使用するとおそらく計算の精度は上がると考えられる。
治療中にはわずかにではあるがアイソセンタは変化し続ける。それが線量分布のブラーリ
ングをもたらすため、本研究結果よりも実際の患者への投与線量の誤差は少ないと考えら
れる。

Conclusion

視覚ガイドを含む光学的体表面イメージガイドシステムCatalystを使用した乳がんの放射
線治療における深吸気息止め(DIBH)治療は心臓、LAD、および肺への線量低減が可能であ
った。

治療中のアイソセンタの再現性は接線治療および局所治療の両方の大部分で良好な結果
であった。しかしながら、最大5mm程度のアイソセンタのズレが観察された場合もあり、
それによりOARに大きな線量影響をもたらした。したがって、DIBH治療中におけるアイソ
センタの動きに許容値を設定することや剣状突起の動きだけでゲーティングをかけ治療を
行わないことが重要である。

コメント

乳がん患者への放射線治療に際し、心臓や肺などのリスクを減らすために深吸気での治
療は以前から行われており、今日では体表面の位置情報による画像誘導放射線治療加算も
算定できるようになった。また、光学的体表面イメージガイドシステムによる画像誘導放
射線治療は被ばくもないため、さらに増加していくと思われるのでこのような臨床に則し
た研究は非常に参考になる。

DIBHを行えばOARへの線量低減が期待でき、光学的体表面イメージガイドシステムを用
いて治療すれば患者の位置精度も良好であると結論づけていたが、その反面、すべての照
射で位置精度が担保された訳ではなく線量に影響が出たものもあるとも報告していた。本
論文では単にアイソセンタTPS上で動かした際の線量であったが、DIRなどを用いて計算を
行えば計算精度は上がると考えられるのでその結果も見てみたいものである。

DIBHは非常に患者に対し有益な治療法であり、それを精度よく行うため体表面イメージ
ガイドは有用なデバイスであるが、それを過信しすぎると位置誤差を生じる場合もあるこ
と頭に入れておきたい。

家永 晃功 (大阪市大病院)

放射線治療部会役員氏名

部会長

小口 宏 (名古屋大学大学院)

委員

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (東洋メディック株式会社)

林 直樹 (藤田医科大学)

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

中島 大 (がん研有明病院)

佐々木 幹治 (徳島大学大学院)

編集後記

表紙の画像は「月面 (月齢 11)」2016 年 12 月 23 日, 染谷先生(札幌医科大学)による撮影です.

半月よりやや大きくなった頃の月は, コペルニクスクレーターという小さくて丸いクレーターが見ごろだそうです. クレーターは直径 93km, 内部に 10 数個のブツブツした山が見えます. 1 つ 1 つの山の高さは 1200m 程度と観測されています. 「アマチュアが趣味で月面を拡大撮影するのはこのあたりが上限になります. 望遠鏡の解像度が月面上の 1km くらいとしても, とてもじゃないですがアメリカが月面に立てた旗が見えるなんて話はないだろうと思います.」 染谷(談)

調べたところ, アポロ計画による月面に立てられた星条旗は 6 あるそうですが, 少なくとも 5 は現在も存在しています. 一説によると, 消失した星条旗は, 最も有名なアポロ 11 号のもので, 旗を宇宙船の近くに立ててしまい, 月面から離陸した際に吹き飛んでしまったのだそうです. そして, 残った 5 つの星条旗も, 残念ながら現在では真っ白になっているだろうといわれています.

写真からは旗や宇宙基地, UFO は見えませんが, うさぎは見えないでしょうかね,,,,, (K)

平成 31 年 4 月

公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線治療部会 会長 小口 宏

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167

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

放射線治療部会 URL:

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