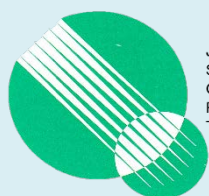


ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol.34 No.1 (通巻 58)



2020 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

・ 巻頭言	
「放射線治療部会誌をふりかえって」	小 口 宏.....4
・ 第 80 回放射線治療部会開催案内	
・ 教育講演 [放射線治療部会] 予稿	
「頭頸部放射線治療の臨床」	林 真 也.....7
・ 第 80 回放射線治療部会 発表予稿	
「自動放射線治療計画の現状と未来」	
座長集約	林 直 樹
1. Automatic Brain Metastases Planning の可能性	有 路 貴 樹.....8
2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望	石 原 佳 知.....9
3. 治療計画の自動化の可能性	田 村 命.....10
4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み -前立腺 VMAT-	篠 田 和 哉.....11
	高 橋 侑 大.....12
・ 入門講座 「放射線治療における現場安全技術	
-失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解する-	山 本 鋭 二 郎13
・ 専門講座 「放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用」	佐 々 木 幹 治.....14
・ 第 79 回放射線治療部会 発表後抄録	
教育講演 「患者線量検証の方法論と必要性」	中 口 裕 二.....15
シンポジウム「今一度考えよう高精度照射の事前検証 -個別化と最適化と簡略化-	
座長集約	林 直 樹
1. 電離箱線量計とフィルムの有用性	佐 々 木 幹 治.....19
2. ガントリーマウント型検出器と電子ポータル画像装置を用いた事前検証	水 野 裕 一.....20
3. 多次元検出器による検証	乾 翔 輝.....25
4. 独立計算検証ソフトウェアの活用	北 川 智 基.....30
	山 下 幹 子.....36
・ 専門部会講座入門編 「粒子線治療の現状とトレンド」	前 島 偉.....43
・ 専門部会講座専門編 「IMRT の治療計画のピットフォール」	松 本 賢 治.....51
・ 寄稿 _治療技術事始め	
第五回 吸収線量計測に必要な空洞理論	荒 木 不 次 男.....56
・ Multi-scale technology	
5th. 竹中オプトニク株式会社	岡 本 毅.....70
・ 第 47 回秋季学術大会 (大阪市) 座長集約76

・ 第 53 回放射線治療セミナー 報告	中 島 大	92
参加レポート	高 倉 亨	93
・ 第 54 回放射線治療セミナー 報告	辰 己 大 作	94
参加レポート	白 井 真 理	95
参加レポート	富 永 大 智	97
・ 地域・職域研究会紹介		
放射線治療かたろう会 放射線治療システム研究分科会の紹介	水 野 裕 一	98
・ 世界の論文紹介		
Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how?.		
Jean Bourhis, Pierre Montay-Gruel, et al. Radiotherapy Oncol. 2019 Oct; 139: 11-17.	津 野 隼 人	101
An image-based deep learning framework for individualizing radiotherapy dose: a retrospective analysis of outcome prediction.		
Lou B, Doken S, Zhuang T, et al. Lancet Digit Health. 2019 Jul;1(3):e136-e147.	馬 込 大 貴	108
A prospective analysis of factors that influence weight loss in patients undergoing radiotherapy.		
Jon Cacicedo, Francisco Casquero, et al. Chin J Cancer. 2014 Apr; 33(4): 204-210.	土 谷 健 人	111
ScatterNet: A convolutional neural network for cone-beam CT intensity correction.		
David C. Hansen, Guillaume Landry, et al. Med Phys, 45, 4916-4926, 2018.	臼 井 桂 介	118

「放射線治療部会誌をふりかえって」

名古屋大学大学院 小口 宏

2020 年の第 76 回日本放射線技術学会学術大会で開催される放射線治療部会は、第 80 回となりました。残念ながら新型コロナウイルスの猛威により学術大会は中止となり Web 開催が検討されています。研究発表，知識の交換ならびに関連団体との連絡提携の機会が失われることは大きな損失ですが、部会誌は変わらず発刊しております。学会誌も含め、出版物の重要性が再認識されたのではないのでしょうか。そこで、巻頭言としてこれまでの部会誌を振り返り、これからの部会誌のあり方を考えたいと思います。

現在は放射線治療部会と呼んでいますが、当初は放射線治療分科会でした。放射線治療部会誌も、最初は放射線治療分科会ニュースとして第 1 号が昭和 63 年（1987 年）に発刊されました。発刊の経緯はわかりませんが、昭和 62 年 11 月に第 1 回放射線治療分科会セミナーが長野県菅平高原富士フィルム保養所で開催されたため、その報告と広告を兼ねた内容でした。当初は学会時に開催する分科会などの抄録などは含まれず、地方研究会紹介がある程度で 7 ページでした。ちなみに国内の加速器は 302 台、コバルト 60 照射装置は 531 台稼働していた時代です。第 4 号（平成 2 年 11 月）では、分科会の資料が掲載されました。第 5 号からは学術的な記事が掲載され、ここでは加速器の品質管理に関する資料や、MU 計算プログラムが紹介されています。第 9 号から放射線治療分科会誌と改名され、ニュースにとどまらない充実したな内容となりました。

第 10 号から通巻ではなく Vol. 10 No. 1 の記載に変わり、また保科正夫先生（現 駒澤大学）の世界の論文シリーズの掲載が始まり、18 シリーズまで続きました。加速器の品質管理に関わる基礎的な論文を噛み下して解説され、勉強になった会員が多かったと思います。その後は部会委員や会員が中心となり海外の論文紹介を継続し、現在に至っています。平成 12 年（2000 年）より学会誌に学術大会の座長集約の掲載が中止されたため、学術大会に出席できなかった会員への情報提供の場として、部会誌 Vol. 14 No. 2 から座長集約を掲載するようになりました。

Vol. 29 No. 1 からは名称が放射線治療部会誌となりました。編集は委員から印刷会社に移り、表紙はカラーで一新されました。また郵送から PDF での配布に変わるなど大きな改革がなされました。またこの頃は、部会シンポジウムや教育講演の発表前と発表後の抄録や放射線治療セミナー報告と感想文も掲載され、ページ数も 100 ページ程度となり更に充実した紙面となりました。Vol. 30 No. 2 からは通巻号数も併記され、Vol. 32 No. 1（通巻

54 号) からは専門部会講座 (入門編)、専門部会講座 (専門編) の抄録が掲載され、Vol.32 No.1 (通巻 55 号) からはその発表後の抄録が掲載されました。またこの号からは新連載記事が 2 本はじまりました。1 つは「治療技術事始め」として、現在の治療技術や装置機器に関し、過去に遡ってその技術的変遷をまとめた記事です。もう一つは「Multi-scale technology」として、国産メーカーの技術情報を学術的に解説いただいた内容です。このように年を追うごとに内容が充実し、技術的・学術的な記事を多く掲載する雑誌として成長してきました。ページ数は 120 ページ前後となり第 1 号の 7 ページから大幅に増加し、より会員の情報源としての役割を果たしてきたと思います。

日本放射線技術学会は学術団体ですから、論文を書き学会発表を行うことが 1 番の目的です。そのために学会誌を発刊していますが、臨床の技術的問題や話題を提供するのが分科会誌の役割であると思います。コバルト 60 照射装置から加速器の時代となり、治療計画装置や CT 装置が普及し、現在は IMRT、VMAT、定位照射による高精度放射線治療が行える時代です。数十年で大きな技術的転換を経験した放射線治療技術ですが、2000 年前後に多発した医療事故の厳しい経験を乗り越えて今に至っています。今後も安全な放射線治療の実施に関わる記事や、新しい医療・技術に関する情報を発信し、皆様の業務や学術活動に役立つ雑誌として役立つ雑誌であり続けて行きたいと思います。

第80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12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

「頭頸部放射線治療の臨床」

藤田医科大学 林 真也

第80回放射線治療部会 4月12日(日) 9:50～11:50 (国立大ホール)

シンポジウム「自動放射線治療計画の現状と未来」

司会 藤田医科大学病院 林 直樹

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

1. Automatic Brain Metastases Planningの可能性

日本赤十字社和歌山医療センター 石原 佳知

2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望

近畿大学病院 がんセンター 田村 命

3. 治療計画の自動化の可能性

茨城県立中央病院 篠田 和哉

4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み ―前立腺VMAT―

自治医科大学附属さいたま医療センター 高橋 侑大

専門部会講座(治療)入門編 4月11日(土) 8:00～8:45 (F201+202 室)

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「放射線治療における現場安全技術 ―失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解する―」

大阪府済生会野江病院 山本 鋭二郎

専門部会講座(治療)専門編 4月12日(日) 8:00～8:45 (国立大ホール)

司会 山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用」

徳島大学大学院 佐々木 幹治

この度の新型コロナウイルス感染拡大に伴い、その対応を慎重に検討させていただきました結果、横浜での開催は行わず、Web等を活用した学会、展示会を実施することといたしました。

皆様には大変ご迷惑をおかけいたしますが、事由ご理解いただきたくお願い申し上げます。

予稿

「頭頸部放射線治療の臨床」

藤田医科大学 林 真也

頭頸部領域は感覚機能, 摂食嚥下機能, コミュニケーション機能を司る重要な部位である. その部位に発生した腫瘍に対する治療は腫瘍の根治性と機能温存や美容, 形態とのバランスが重要とされる. 放射線治療は機能温存や美容, 形態温存の観点からも非常に重要な役割を果たしている. また昨今 IMRT を中心とした高精度照射が普及してきており, 腫瘍制御のみならず放射線治療での急性期及び晩期有害事象の低減が図られてきている. 本講演では頭頸部腫瘍に対する放射線治療に必要な知識(予後因子, 腫瘍の進展やリンパ節領域, 要注意臓器)と各疾患の特徴, 治療法や治療成績などを含め放射線治療の臨床と実際を解説する.

1. 放射線治療に必要な頭頸部の知識と予後因子

- a. 2017 年に UICC 8thでの頭頸部がんでの変更について
 - ・中咽頭がんで HPV 関連 (p16 陽性) と非 HPV 関連がんの区別
HPV 関連中咽頭がんの予後は良好で病期がダウングレードされた.
 - ・リンパ節転移での節外浸潤 (ECE: Extracapsular extension) の概念の導入
- b. 系統的なリンパ節領域照射
リンパ節の再発部位の詳細な検討により再発リスクに応じて CTV を分類, 系統的にリンパ節領域照射, それぞれに適した 3 次元的な計画した線量を照射.
- c. 頭頸部領域の要注意臓器について (唾液腺, 内耳, 咽頭収縮筋, 皮膚など)

2. 頭頸部腫瘍の臨床と実際

化学放射線療法

切除不能がんの化学放射線療法は放射線単独より生存率改善が認められる. 併用薬剤は CDDP (シスプラチン) が最も有効とされる.

喉頭癌, 中咽頭癌, 下咽頭癌, 上咽頭癌, 口腔癌など各疾患の特徴, 治療法や治療成績を概説する. (JASTRO 日本放射線腫瘍学会編: やさしくわかる放射線治療学参照)

予稿

「自動放射線治療計画の現状と未来」

座長集約

藤田医科大学 林 直樹

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

近年における、放射線治療装置、放射線治療計画装置の発展により、三次元の治療計画は当たり前であり、四次元の治療計画も広く普及しつつある。それらは放射線治療装置の発展のみならず放射線治療計画装置の機能が向上したことによって成し遂げられたといっても過言ではない。放射線治療計画装置によって線量分布、DVH、線量指標などを指標として有害事象の少ない計画を立案することができる。さらに強度変調放射線治療(IMRT)や定位照射などの治療計画の立案には高機能の放射線治療計画装置は欠かせない存在である。高精度の放射線治療計画を立案するために CT 画像はより精細になり膨大なスライス枚数が必要となる。そのため病巣やリスク臓器の輪郭を囲う作業の負担が増え多くの時間を費やすことになる。最近では自動輪郭描出の機能を有する放射線治療計画装置が普及しているが、施設のプロトコルに準じるために輪郭の修正を行う場合も同類である。

その一方で、多くの機能を有する放射線治療計画において、スクリプトなどを組み込んでこれらの機能を自動的に稼働させる、また施設におけるプロトコルを反映した輪郭描出が行えるなどの放射線治療計画の自動化・効率化の試みが注目を集めている。これにより業務の効率は上がるとともに、放射線治療従事者の負担は軽減する。しかしながら、これらの機能は使い始めるのに一定の確認作業や知識が必要であり、手をこまねいている施設もあると思われる。

今回のシンポジウムは、本邦において放射線治療計画の自動化・効率化を図られている施設から経験豊富な先生をお招きした。和歌山赤十字病院の石原佳知先生からは脳定位照射治療計画における輪郭作成、最適化、線量コンフォミティ等を自動化、近畿大学病院の田村命先生からはナレッジベースプランニング（知識ベース）における VMAT 治療計画の実際、茨城県立中央病院の篠田和哉先生からは日常の業務効率化や AAPM TG263 の紹介、自治医大付属さいたま医療センターの高橋侑大先生からは前立腺 VMAT における自動化、といったテーマを主軸において講演をお願いした。

本シンポジウムではこれらの治療計画装置自動化機能の紹介と実際の運用等を講演頂き会員のさらなる利用と普及する事を期待する。

予稿

「自動放射線治療計画の現状と未来」

1. Automatic Brain Metastases Planning の可能性

日本赤十字社和歌山医療センター 石原 佳知

Automatic Brain Metastases Planning / Elements Multiple Brain Mets SRS (BRAINLAB)は単一アイソセンタ手法による多発脳定位放射線治療に特化した治療計画装置である。ソフトウェアのバージョンに依存するが ver1.5 においては 15 個まで、ver2.0 においては個数制限なしのターゲットに対してプラン作成が可能となっている。ユーザーフレンドリーな仕様となっており、画像レジストレーション、正常組織およびターゲットコントロール、最適化、線量計算までの流れが数クリックで完了できるように工夫されている。

線量分布に関する最適化は Inverse Paddick Conformity Index (CI)と Gradient Index (GI)をもとに実施される。前者は 100%等線量体積がターゲット体積とどの程度一致するかを表す指標である。理想的な線量分布であれば Inverse Paddick CI = 1 となる。GI は 100%等線量から 50%等線量に線量が減少する急峻さを表す指標となる。こちらも理想的な線量分布であれば GI= 1 となる。そのため、この2つの指標が1に近づくように最適化がなされる。具体的にはターゲットに対するマルチリーフコリメータのリーフマージン幅をフレキシブルに変化させることにより、最適化におけるコスト値を低減させ、DCA ライクなより良い線量分布を作成している。他社の治療計画装置で見られるターゲット内を頻繁にマルチリーフコリメータが往来するようなリーフモーションが生じないアルゴリズムとなっている。そのため、治療計画の複雑性を示す指標である Modulation complexity score (MCS)が優位に低くなる傾向がある。MCS の値は低いほど治療計画と実照射との乖離が少なく照射 MU が低いという報告があり、Multiple Brain Mets SRS で最適化された脳定位照射は治療計画との乖離が小さいロバスト性の高い治療計画を提供できるということが言える。

本講演では Elements にけるオートコントロール、ターゲットへの Conformity Index を用いた独自の最適化、及び、ビーム配置を含めた自動プランニングに関する特徴を報告する。

予稿

「自動放射線治療計画の現状と未来」

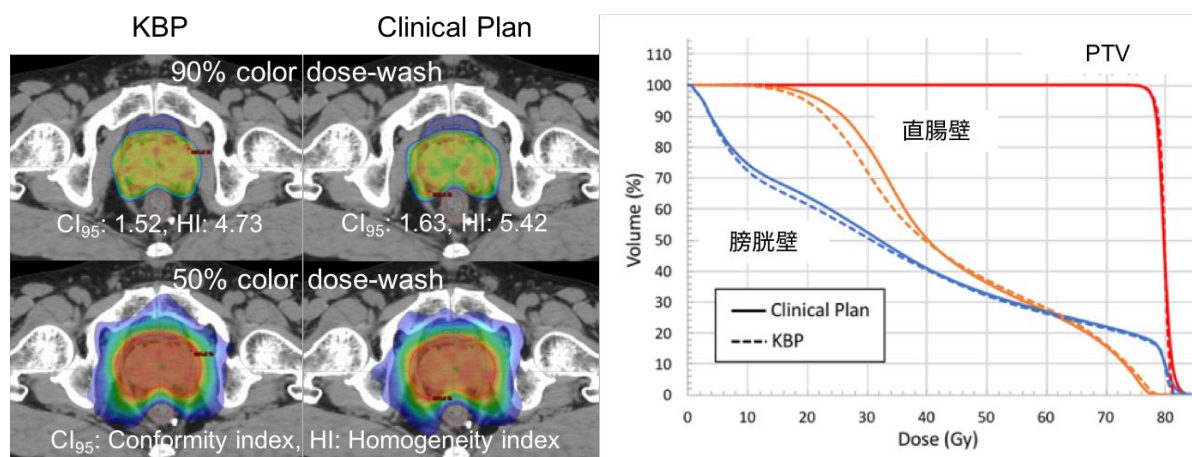
2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望

近畿大学病院 がんセンター 医学物理室 田村 命

知識ベース放射線治療計画(Knowledge-based treatment planning: KBP)は、商業用の治療計画装置にすでに導入されており(RapidPlan, Varian Medical Systems), 身近な技術となってきた。

KBP は、20 例以上の IMRT 及び VMAT の治療計画の解剖学的な特徴と線量体積ヒストグラム(Dose Volume Histogram: DVH)を登録し、モデルを作成、新規患者の解剖学的な特徴から自動で DVH を予測して線量分布の最適化計算を行う。KBP を用いることにより、実臨床に使用された治療計画(臨床プラン)と同等以上の線量分布が得られる、治療計画時間の短縮、施設や計画者間の経験による治療計画の質のばらつきを抑えられる、との報告がある。図は、前立腺癌に対する臨床プランと KBP を比較したものである。しかし、KBP にはモデルの作成から検証、最適化計算、線量分布計算において、いくつか注意点がある。1. モデル作成では、施設の治療計画の方針(輪郭描出やプランのゴール、線量制約)の統一が必須、2. モデルを臨床に使用前に行う検証方法、3. 最適化計算では、未だに計画者の経験に依存すること、4. 線量分布計算では、計画標的体積(Planning target volume: PTV)とリスク臓器の Overlap 領域におけるピットフォールや MU 値が高くなる、などである。

本講演では、これらの KBP の注意点とその対策、そして今後の展望について紹介する。



臨床プラン(Clinical Plan)と KBP の線量分布(左)と DVH(右)の比較

予稿

「放射線治療計画の自動化の現状と未来」

3. 治療計画の自動化の可能性

茨城県立中央病院 篠田 和哉

IMRT などを始めとする複雑な治療計画の作成は非常に時間を要する作業であり、かつ慎重な操作が要求されるため、プラン作成者の身体的および精神的負担が大きい。特に治療期間中の再計画は、新たに取得した CT 画像を基準となる画像に融合し、標的やリスク臓器の ROI を移し替えや修正・変形させたりなどと、更になかなか煩雑な操作が必要となる。

治療計画装置に搭載されたスクリプトの作成機能は、それらの操作をボタン 1 つで解決する可能性を秘めている。現在、メーカー各社の治療計画装置にはスクリプトを作成できる機能が搭載されているものが増えてきている。一部にはプログラムを直接コマンド入力する必要があるものもあるが、ユーザーが治療計画を行うプロセスを記録する機能（レコード機能）がサポートされているものもあり、後者の方が取っ掛かりは容易である。

そこで今回は、Raystation®（RaySearch Laboratories AB, Stockholm）を用い、計画手順のレコード機能に“ちょっとだけ手を加えた”スクリプトを使って、出来るだけプラン作成者の負担を減らした『再治療計画の自動化』の取り組みについてお話する。

このスクリプトが現時点で抱える課題は、

- 1) 標的および OAR の変形は、Deformable Image Registration (DIR) では不十分であること
- 2) 線量分布が、100 点を目指しきれないこと

と、ハードルは高い。しかし将来的にはこれらは徐々に解決されていくであろうと予測する。

また、「治療計画の自動化」を達成させるには、計画者が入力する ROI の名称を統一することが必要不可欠となる。スクリプトのプログラム内に記述される ROI 名に自由度が無いことが理由であるが、これはユーザー側の努力で解決できる。その方法として、ROI の名称統一について記載されている AAPM TG-263 を紹介するとともに当院での取り組みについてもお話する。

予稿

「自動放射線治療計画の現状と未来」

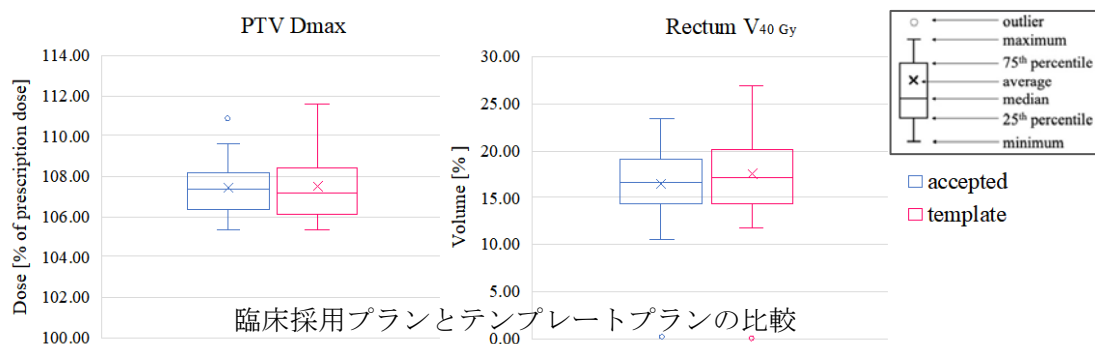
4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み -前立腺 VMAT-

自治医科大学附属さいたま医療センター 高橋 侑大

自動化への潮流は至る所で盛り上がりを見せており、放射線治療計画装置もまたその流れを受けている。自動化は例え工程の一部の自動化であったとしても、業務効率や業務水準の向上、安全性・再現性の担保や労働力の削減など大きな恩恵をもたらす。

治療計画の効率向上という点において、テンプレート機能は導入のハードルが低く簡潔な手法でありつつも十分な業務の省力化をもたらす。Elekta 社製治療計画装置の Monaco は、治療計画にテンプレート機能の使用を必須とし、治療ビーム作成から治療計画転送までのほぼ全行程をテンプレート化することができる。また Monaco の最適化計算においては等効果均一線量 (EUD) を取り扱う独自の目的関数を有しており、目的関数一つで広い線量域を効率的に制御し、さらに Shrink margin 機能や Multicriteria Optimization 機能を併用することで、より簡潔かつ汎用的な IMRT テンプレートが作成可能となっている。一例として当院の臨床採用プラン (accepted) とテンプレートプラン (template) の比較を下図に示す。43 症例の PTV Dmax と直腸 V_{40 Gy} の計測結果を示しているが、両者は若干の相違を含むものの似通っており、加えてテンプレートプランは約 9 割の症例において線量制約を満たしていた。

本演目では当院で Monaco テンプレートを作成・整備した経験から、①Monaco のテンプレート機能について②当院で作成した前立腺 VMAT 計画テンプレートについて紹介し、自動化という観点から見た Monaco について触れる。



予稿

「放射線治療における現場安全技術 —失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解する—」

大阪府済生会野江病院 山本鋭二郎

近年の放射線治療は産業技術の発展による恩恵を受け、高精度化が図られている。新しい技術がもたらした高精度化により放射線治療の質は向上し、臨床的アウトカムの向上に貢献しているが、高精度化と同時に安全性が高められているわけではない。実際に放射線治療は必ずしも安全に提供されているわけではなく、エラーによって患者の死亡や重篤な有害事象の発生をもたらしたことが報告されている。本来、高精度化とともに安全性も向上されなければならないが、治療の高精度化の進化に比べると安全性の歩みは緩やかである。この現状を改善すべく、放射線治療に携わる医療スタッフは質の向上のみならず、安全性の向上にも注力することが望まれているが、われわれは医療現場で起きているエラーの本質を十分に理解できていない。

放射線治療では多くのプロセスを経て治療が行われており、煩雑な作業が時間的な制約の中で進められるため、ヒューマンエラーが生じやすい環境にある。放射線治療において生じているエラーの原因について米国原子力規制委員会はうっかりや思い込みなどの人間の行動特性とコミュニケーションエラーなどのヒューマンエラーが少なくとも 70%以上を占めていると報告している¹⁾。また、Terezakis らは米国の大規模な 2 つの施設においてニアミス・インシデントレポートを収集し、レベル 2 (臓器または機能に重症な影響が生じる可能性があるレベル) の事例 149 例について分析した結果、エラー原因の 94%が人間の行動特性やコミュニケーションによるヒューマンエラーでハードウェアなどが原因で生じたエラーはわずか 6%に過ぎなかったと報告している²⁾。また、本邦においても同様に Ishiyama らの報告においても人間の行動特性やコミュニケーションエラーが約 90%を占めていたことを明らかにしている³⁾。これらの報告から放射線治療においてヒューマンエラーの防止はエラー自体の発生や、エラーによって患者の死亡や重篤な有害事象をもたらすことの低減や回避に繋がると考えられる。

本講演ではヒューマンエラーについて理解を深めるためにヒューマンファクター (人間の行動特性) とチームで協働する上で必ず生じるコミュニケーションエラーについて概説する。そして、みなさまの現場がより安全になるよう、ヒューマンファクターズの観点から対策を紹介する。

- 1) Wreathall J, et al. Washington DC;United States Nuclear Regulatory Commission. 2017.
- 2) Terezakis SA, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2013; 85(4): 919-923.
- 3) Ishiyama H, et al. Med Dosim. 2019 Spring;44(1):26-29.

予稿

「放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用」

徳島大学大学院 佐々木幹治

近年の放射線治療では、intensity modulated radiation therapy (IMRT)や volumetric modulated radiation therapy (VMAT)に代表される高精度放射線療法が多くの施設で利用されている。これらの治療法では、標的に対して可能な限り線量を集中させると同時に organ at risk (OAR)に対して極力線量を低減することが可能である。IMRT および VMAT 計画においては、各施設によって定められた線量制約に基づき治療計画装置に付属されている optimization 作業を実施した後に線量分布の計算が行われる。線量制約はその施設における過去の臨床成績を基に決定された標的および OAR に対する最低限の取り決めである。すなわち、症例毎の良好な治療計画の立案ができたかどうかの判断は線量制約を満たしていれば良いのではなく、それ以上に良い治療計画を達成できる可能性がある。通常、計画者は optimization 作業を実施する際に入力項目として標的および OAR に対する目標線量を入力する。Optimizer は、計画者が入力したその治療計画に必要な処方線量と OAR に対する線量の制限を組み入れたコスト関数の最小値を見つけるようにプログラムされている。IMRT および VMAT に適した治療部位は、標的と OAR との距離が近い場合である。標的に対して均一に照射する計画では OAR に対する線量は高くなるだろうし、逆に OAR に対して線量を極力低減させた場合には標的に対して線量の均一性が失われやすい。そのため、通常の IMRT および VMAT 計画では、標的と OAR の双方に対して最も良好な結果を得るために、入力項目である標的の処方線量と OAR に対する線量制限の微調整が繰り返し行われる (try and error)。複数作成した治療計画の中で実際に患者にデリバリーされる治療計画において、線量分布と dose volume histogram (DVH)が妥当かどうかの判断は計画者に依存する (任されている)。また、治療計画の品質は臨床成績に直接的な影響を及ぼすことが考えられる。そこで、本講演では、治療計画 QA ソフトウェアを利活用し、治療計画の品質改善への取り組みを行うことで最適な治療計画を達成するプロセスについて過去の報告と経験を基に発表する。

患者線量検証の方法論と必要性

東洋メディック株式会社 中口 裕二

はじめに

90 年代前半からコンピュータの発展とともに技術革新が進み、強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy ; IMRT) を代表とする、高精度な放射線治療が実現可能となった。IMRT に関して、本邦で広く行われている方法は、マルチリーフコリメータ (Multi-Leaf Collimator ; MLC) を用いた方法であり、治療計画装置では、IMRT の線量分布を完全には再現できないため、MLC の動作確認を含めて、患者毎に品質保証 (quality assurance ; QA) が必要となっている。

IMRT が開始された当初は、電離箱線量計によるポイント線量評価とフィルムを用いた 2 次元の線量分布評価を組み合わせ、3 次元の線量分布の品質保証を行ってきた。

電離箱線量計とフィルムによる検証方法では、測定に時間と手間が必要で、IMRT 患者の増加と共に問題となってきた。また、フィルム測定は、測定精度の面でも課題が残る。

このような背景のもとに、電離箱線量計とフィルム測定に代わる検証方法として、電離箱検出器や半導体検出器を多数搭載した、2 次元、3 次元検出器が登場した。更に、リニアックに搭載の EPID (Electric Portal Imaging Device) を用いた検証法や log ファイルや計算のみの検証法も登場している。各々の検証法で、特徴があり、特徴を理解した使用法が重要である。本講演では、上記の様々な検証方法を紹介し、その必要性を解説した。

1. 方法論

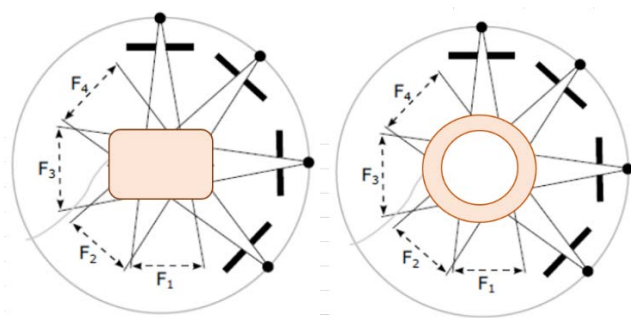
最初に IMRT/VMAT の患者線量 QA のガイドラインについて、解説を行った。米国医学物理学会 (The American Association of Physicists in Medicine : AAPM) の Task Group No. 218 (以下、ガイドライン) によって包括的な IMRT/VMAT の患者線量 QA について報告が行われており、推奨される検証法、その許容値等について解説を行った。

1. 1. 検証方法

方法別に下記の 3 方法がガイドラインで紹介されている。

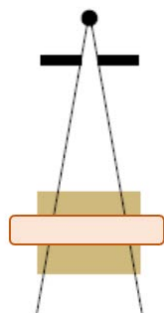
- True Composite (TC) 全門検証

各治療パラメータが実際の治療患者の状態に近い、線量分布も実際の線量分布に近い。ガイドライン上も推奨されている。測定器は、フィルムや 2, 3 次元検出器を用いる。フィルムや 2 次元検出器は、3 次元線量分布をサンプリングして測定している。各補正、線量校正が必要な検出器は、適切に補正、校正を行って使用する。



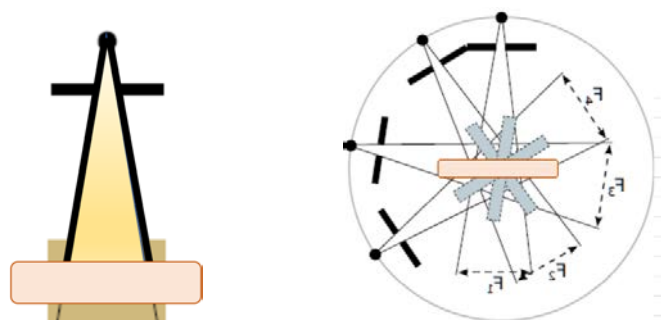
- Perpendicular field - by - field (PFF) 各門検証

2次元検出器を用いた各門検証. 各門検証では, 各々の門での結果であり, 合算された場合に臨床上, 問題とならないエラーも敏感に検出する. 2次元検出器は, 基本的には PFF で使用する.



- Perpendicular composite (PC) ガントリー0度での全門検証

ガントリー0度で全ての門を合算する. この方法は, 同じガントリー角度から全ての門の照射を行うため, 各門で微細な MLC の位置エラーがあったとしても, その線量の変化が微細であるため, 他の門の影響により, 感知できない. EPID を用いた検証は, ガントリーを回転させたとしても, ガントリーと EPID が常に対向している幾何学的な構造の為に, EPID を用いた検証も PC に相当する. MLC の微細なエラーが検出できない可能性があるため, ガイドライン上は, 推奨しないとなっている.



1. 2. 評価法

様々な評価法が提案されている. その中から, 代表的な評価法を紹介した.

- 線量差 (Dose Difference, DD)

線量勾配 2%以下で使用 (ICRU report 83). 線量勾配が大きい個所では, 過大評価となる. 線量差には, 更に, 絶対線量差と相対線量差に分別できる. 相対線量差では, 正規化する値で結果が大きく変わる. 正規化する値に注意が必要である.

- 距離差 (Distance To Agreement, DTA)

線量勾配が少ない領域では感度が下がる．線量勾配が大きい個所で使用する．

- ガンマ法

線量差と距離差を合成して評価．

1. 3. 正規化

相対評価では，正規化する値で結果が大きく変わる．正規化する代表的な値を解説した．

- Global Normalization

基準となる線量分布の最大線量，処方線量，中心軸線量等の比較的線量の高い値で，正規化する．全ての点で同じ値で正規化される．ガイドラインでは，患者線量 QA の評価に使用を推奨している．

- Local Normalization

局所の基準線量で正規化される．低線量域と高線量域を同じ基準では評価できない．コミッショニング等での使用が推奨されている．

1. 4. 判断基準

ガイドラインでは，様々な評価基準を紹介．推奨値として下記の値を紹介している．自施設で設定，計算する方法も紹介しているが，その場合も，推奨の基準値と大きく乖離しないことを薦めている．

	アクションレベル	トレランスレベル
ガンマパス率	90%	95%
許容値	3% / 2 mm	3% / 2 mm
閾値	10%	10%

1. 5. 検出器別分類

下記の検出器で検出器別に特徴を解説した．

- フィルム，電離箱

もっともエビデンスがあり，IMRT 開始当初より行われている．フィルム測定は，検証時間，測定精度の面で課題が残るが，現在でも有効な線量検証法の 1 つである．

- 2, 3 次元検出器

現在の臨床の場面で，もっとも使用されている検証法である．各機器の特徴を熟知して，使用することが重要である．

- EPID

ガイドラインでは，使用が推奨されていないが，効率，解像度の面で大きな利点を持っている．ガイドラインで推奨されていない理由に留意し，他の方法で補いながら使用するなどの工夫が必要である．

- 計算

計算もしくは Log ファイル解析による方法．計算のみの方法では，実機による照射は行わないため，治療器の状態等は QA 出来ない．もっとも効率的な方法である．

1. 6. 用途別分類

用途，目的別に様々な方法が提案されている．人体構造にもとづく解析，in vivo による解析，適応放射線治療への応用などの解説を行った．

2. 必要性

2. 1. 物理検証の観点から

IMRT 開始当初から、治療計画の線量分布と実際の線量分布の違いの検証が行われてきた。MLC の位置誤差が線量分布に与える影響やフィルムと電離箱線量計によるポイント線量の検証結果の論文を紹介した。基準を超える検証結果は、ほとんどない状態だが、ゼロではないことを紹介した。

一方で、最近の機器の MLC 制御精度や実際の MLC エラーの線量分布に与える影響が、臨床上問題ない範囲である報告を紹介した。

2. 2. 医療安全の観点から

国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) の医療安全のシンポジウムの内容を紹介した。IMRT などの新しい手法は、様々な落とし穴が潜っており、十分に検証する必要がある旨を説明した。また、国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency: IAEA) のホームページに紹介されている IMRT の事前検証を後回しにしたために起こった事故について紹介した。

2. 3. ガイドラインから

各ガイドラインの IMRT の QA の必要性に関して記載のある部分を紹介した。現状のガイドラインで、QA を省略できる個所と出来ない箇所に言及した。

3. 4. まとめ

IMRT の線量検証について、物理検証としての必要性は、低くなっているが、医療安全上は、物理検証とは、相反して益々、必要になっている現状がある。今後、複雑化する放射線治療に対して、医療安全に重点を置いた対策、検証が必要となるだろう。

第 79 回放射線治療部会(大阪) シンポジウム
「今一度考えよう高精度照射の事前検証 一個別化と最適化と簡略化」

座長集約

藤田医科大学 林 直樹
徳島大学大学院 佐々木幹治

第 79 回放射線治療シンポジウムは、IMRT および VMAT に代表される高精度放射線治療の事前検証における個別化と最適化と簡略化をテーマとして行われた。IMRT をテーマとしたシンポジウムは、過去には 2002 年第 44 回『IMRT における QA と線量照合』、2008 年第 57 回『ゼロから始める IMRT』や 2016 年第 72 回『IMRT 最適化アルゴリズムと治療計画の実際』が開催されている。国内で IMRT が開始された 2000 年代初頭は、電離箱線量計とフィルムの組み合わせによる事前検証が行われ、この手法が 2011 年に発刊された『強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011』において標準的手法として示され、現在でも踏襲している施設は多い。しかし現在では、様々な多次元線量検証システムが販売され、普及している。その一方で、ガイドラインでは、「多次元検出器は、電離箱線量計・フィルムに置き換わるものではない」と記載されている。また、多次元検出器を臨床導入する際には、線量再現性・直線性、線量率依存性、温度依存性、照射野依存性、体積平均効果などの基本的な物理特性について検証する必要がある、導入後は、多次元検出器単独の線量検証は避け、状況に応じて電離箱線量計・フィルムを用いた検証を併用することが望ましいと述べられている。

その後、2018 年に AAPM より TG218 が発刊され、2 次元や 3 次元線量検証は、評価点線量のみよりも多くの情報を有しており、正確な線量が測定できることが述べられている。これは、多次元検出器の特性が明らかになったことや、機能向上による結果と考えられる。この経緯を踏まえ、今回のシンポジウムでは水野先生にフィルム等による伝統的手法、乾先生にはガントリマウント型の検出器および EPID、北川先生には多次元検出器のメリットやデメリット、施設での運用法についてご提示いただいた。さらに、山下先生には独立計算検証ソフトウェアを活用する意義やその手法および確認方法についてもご提示いただいた。また、総合討論の前に、電離箱線量計とフィルムを用いた事前検証から効率化を図る中で切り替え時期と実施期間や根拠について各シンポジストより報告され、その後討論へ移行した。本シンポジウムの総合討論は、会場の参加者、演者と座長間でインタラクティブな環境を心掛けており、複数の質疑応答が展開された。以下に、いくつか代表的なものを紹介する。事前検証をどのような視点でとらえているのかが重要であるということ、治療計画者以外がどのような意図をもってプランチェックをしているのかということ、またそれによりチェックする項目が変わるということである。フロアアンケートの結果、事前検証で電離箱線量計・フィルムを現在も利用されている施設と多次元検出器と電離箱線量計を使用されている施設は半分程度であった。多次元検出器のみ使用されている施設は少数派ではあるが存在するようである。線量分布検証を実施する際の評価基準においては、様々なものが使用されているようであるが、TG218 で記載されている 2 mm/3%が多いようだ。その他、事前検証で困ったことがない施設はほとんどない状況であり、何かしらの課題があり、それを克服して臨床を実施されていることが理解できた。

本シンポジウムの講演・討論が会員の施設における運用に活用され、高精度照射の事前検証における個別化、最適化と効率化を実施していただければ幸いである。最後に、ご多忙中に本シンポジウムのご講演をお引き受けいただいた先生と多数の参加者の皆様に改めて感謝いたします。

1. 電離箱線量計とフィルムの有用性

大阪大学大学院 水野 裕一

1. IMRT, VMAT 患者検証の背景

本邦では 2000 年秋頃から IMRT が臨床導入され、2008 年には頭頸部腫瘍、前立腺腫瘍、中枢神経腫瘍に対して IMRT 保険適応、2010 年 4 月には限定性の固形悪性腫瘍に対して IMRT 保険適応となった。それに伴い IMRT を実施可能な施設も増加し、患者検証のツールも非常に多岐にわたるようになった。IMRT, VMAT における患者検証の目的は治療計画装置の計画値と測定によって得られた実測値が許容内で一致することを確認する過程である。それにより均一媒質内での MLC の動きを確認することが可能となる。これまでの許容値は線量誤差や位置誤差により定義されていたが、AAPM TG218 ではツールによらずガンマ解析のパス率で定義されることとなった¹⁾。また TG218 では患者検証は臓器ごとに考察することが理想であると述べられている。

当初は電離箱、フィルムによる検証が一般的であったが、現在は 3 次元検出器、EPID を用いた検証、ガントリ装着型、log file を用いた検証など様々な選択肢がある。では電離箱やフィルムによる検証はもう時代遅れだろうか。ここでは電離箱とフィルムの特徴とこれからの IMRT, VMAT 患者検証における立ち位置に関して述べる。

2. 電離箱とフィルムの特徴

2-1. 電離箱

電離箱は安価で、絶対線量測定という信頼性の高いデータを取得できるというメリットがある。ただし体積効果の観点から CC13 相当以下の体積を有する電離箱を使用することが推奨されている²⁾。また同様の理由から急峻な線量域の測定には注意を要する。効率的に測定する方法の一つとして治療計画装置の計算値と電離箱で取得された電荷量を紐付けてのクロスキャリブレーションがある。これはある MU を照射した際の治療計画装置の線量とその際取得された電離箱の電離量との関係から、電離量あたりの線量の数値を算出し、その数値を用いて検証用プランのあるポイントにおける電荷量を線量に変換する手法である(Fig. 1)。例えば電離箱を farmer 型と測定用電離箱でクロスキャリブレーションする手法と比べて、電離箱の付け替え時間を短縮可能となる。この手法を行う上での注意点としては、日々の出力が安定していることの担保が必要なことや、治療計画装置のモデリング精度が誤差として

のってくることを理解しておく必要がある。

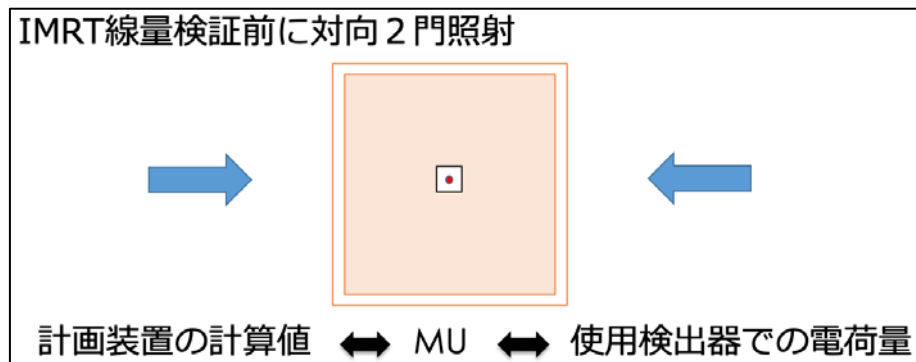


Fig. 1 TG119 に準拠したクロスキャリブレーションの一例

2-2. フィルム

フィルムの特徴として、初期導入費用が他の検出器と比較すると安価で、優れた解像度、検出器自体の擾乱が少ないというメリットがある。また簡易的にはあるが、どの臓器にどの程度の誤差が生じているかの考察をしやすいことも、TG218 に記載されていたことを満たしうる大きなメリットであると考え。一方、フィルムは多くの不確かさを有しているため扱いが難しい。フィルム自身の不確かさやスキャナによる不確かさ、扱う解析ソフトによる違い、特性曲線の取得や解析までの時間を要するという点である。放射線治療における検証は測定結果に軸足を置いて考察を行う。すなわちその結果を元に治療開始の可否を判断、そして治療計画の見直し、再検証などを行う。患者検証の結果を考察する際に、電離箱だけでなくフィルムも理解して扱えば信頼性は高いと考える。特に頭部の SRS などではフィルムは力を発揮する。また MRI リニアックでの検証においても利用可能である。フィルムを有用に使用するためには各解析過程における対応方法を知る必要がある。Fig. 2 の手順に沿って対応方法を提示する。

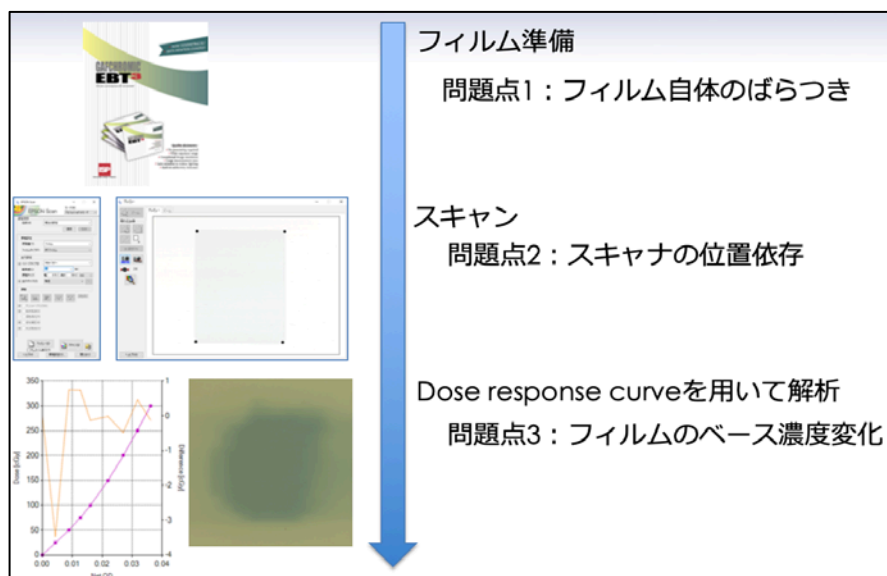


Fig. 2 フィルム解析の手順

以前のEBT2の頃はフィルム自身のバラツキが非常に大きいlot numberが存在し、照射時のフィルム内での線量誤差が小さいものであれば1%以内であったのに対して、大きいものでは10%を超えることがあった³⁾。その後、EBT3が登場しその頃にはフィルム自身のバラツキは1%程度と小さいものとなってきた(Fig. 3)。

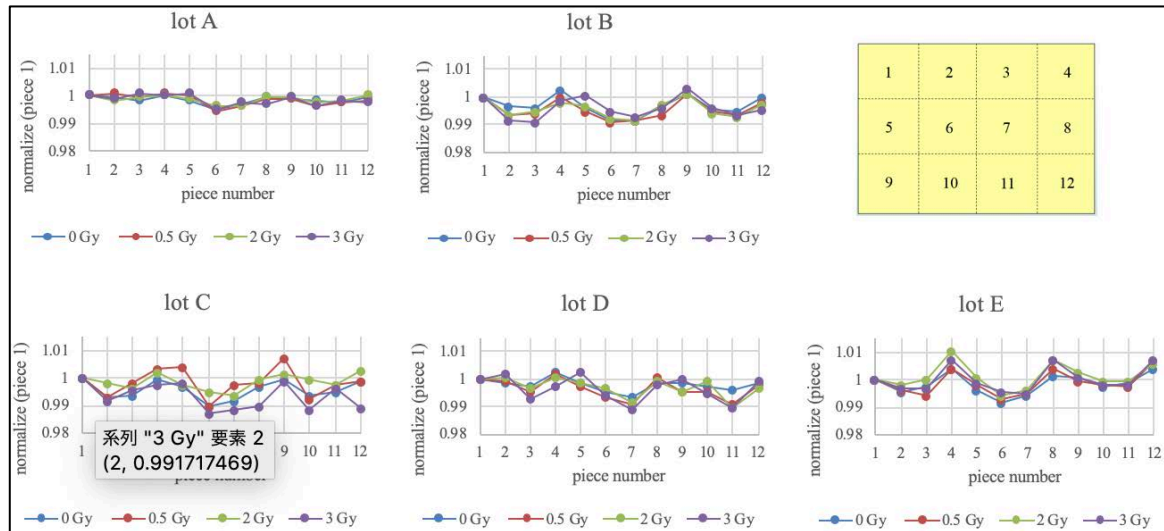


Fig. 3 EBT3のlot numberの違いによる線量のバラツキ

そのようなバラツキをさらに軽減する手法として3色補正もある⁴⁾。ソフトウェアによってはblue channelによって補正するものもあり、補正の中身はソフトウェアによって大きく異なる。

次の手順としてスキャンがあるが、スキャナ自身も不確かさを有している。スキャナの短軸方向(走査方向と垂直)はスキャン光の不均一によりスキャナごとに異なる傾きを有している⁵⁾。補正をしないとFig. 4の左図のように本来は傾きのないプロファイルを傾いたように解析してしまう。Fig. 4での補正は、数種類の線量を照射したフィルムを隙間のないように単軸方向へスキャンし、その画素値からスキャナの短軸方向の不均一性を補正する手法を行なっている。これによりプロファイルの平坦度は改善している。この補正に関してもソフトウェアによって異なる。

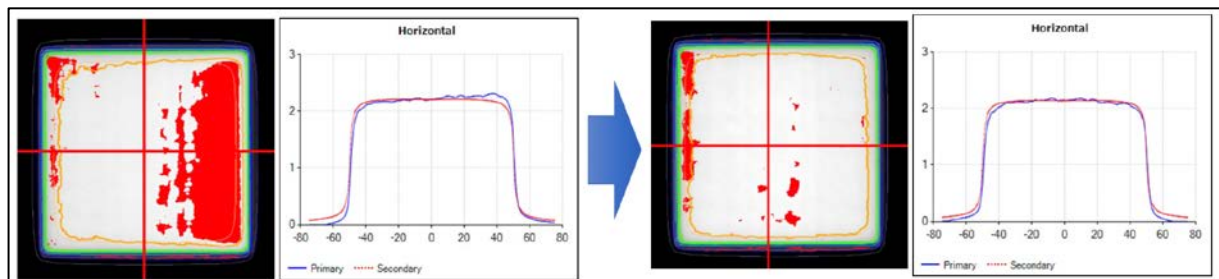


Fig. 4 スキャナ補正による10×10 cm²照射のプロファイル補正

もう一つのフィルムの難しさとして、時間の経過によるベース濃度変化により、dose response curve

取得時と測定時でフィルム濃度が乖離する現象がある。Fig. 5 に示すように照射後数時間はフィルム濃度は刻々と変化し、それに伴い dose response curve の傾きも変化する。同様に開封後のベース濃度変化により dose response curve の傾きは変化する。

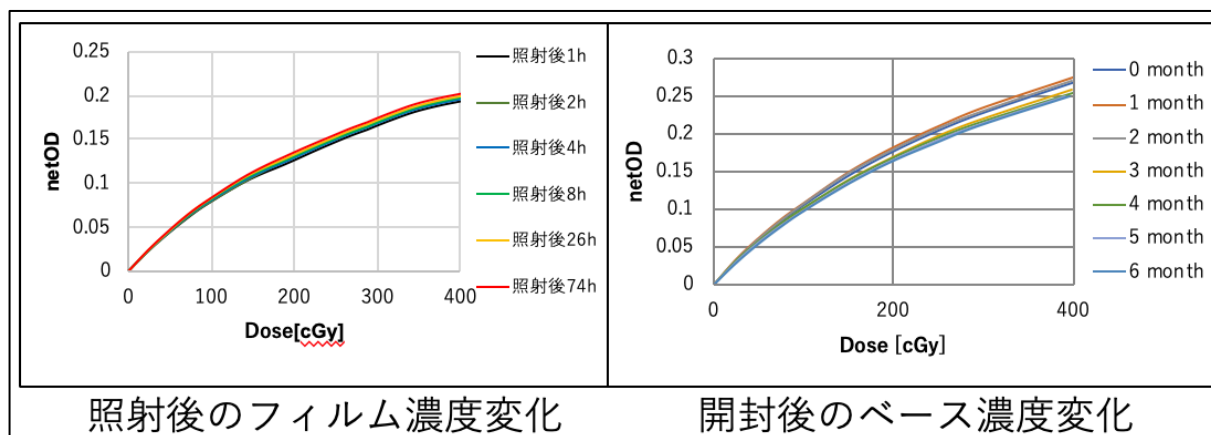


Fig. 5 照射後および開封後の時間経過による濃度変化

解析時は処方線量付近でノーマライズを行い評価を行うことが多いため、dose response curve の傾きの変化は取得した線量分布の辺縁の誤差として検出される。これを避けるため定期的に dose response curve を取り直すという方法もあるが再取得には時間を要する。これに関しても3色補正などのソフトウェア補正によって効率的に対応が可能である。

測定時の注意点としては、測定断面の選択が挙げられる。先述したようにフィルムの長所はまず空間分解能の良さだが、選択面によってはその良さを発揮できない。Fig. 6 にあるようにターゲット直上の横断面を解析面とすると Fig. 6 の a のような線量誤差が生じる。Fig. 6 の b は頭側に 1 mm ずらした断面と比較しており、そちらの方がより一致する結果となった。これは横断面内の2次元領域では空間分解能は良いが、頭尾方向の情報は含んでいないため3次元ではない。そのため頭尾方向に線量が急峻な断面を選択すると、わずかなセットアップ誤差により大きな線量誤差が生じる。

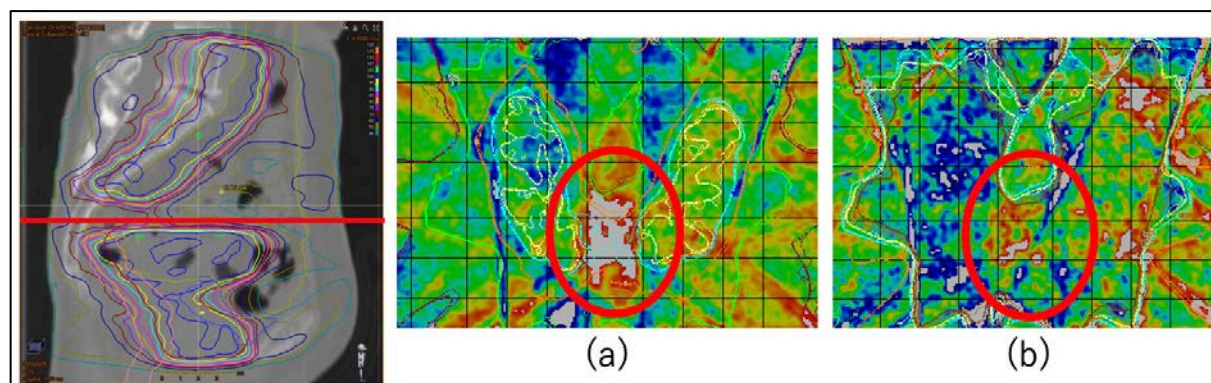


Fig. 6 婦人科領域のIMRTにおける横断面の線量分布

(a) 測定面における線量分布の線量誤差分布 (b) 測定面から+1 mm における線量分布の線量誤差分布

定位放射線治療の患者検証においても同様に利用可能だが、一回線量が 10 Gy を超えてくる場合、EBT2 や EBT3 ではその仕様から対応できなくなる。この場合には EBT-XD を要する。このフィルムは 40Gy までの線量に対応できるフィルムとなっている。IMRT, VMAT において EBT2 や EBT3 で測定できる線量をノーマライズしてしまうと、最小 MU, MLC の動き、ガントリの動きが変わってくるため、検証しているプランが変わってしまう。よって高い線量のまま検証する必要がある。また定位放射線治療だと一回線量が高く、ターゲットは小さいことが多いことから、まさにフィルムが力を発揮できる領域となる。

3. 最後に

近年多くの患者検証ツールが出てきているが、システムは複雑化してきているため、そのようなツール導入時にはコミッショニングを要する。その際に測定方法が確立した信頼できる既存の検証ツールの役割が重要となり、まさに電離箱、フィルムはその役目を担うものとする。また全ての施設で高額な検証ツールを購入出来る訳ではないため、そのような場合にも初期費用が安い電離箱やフィルムは役立つ。特にフィルムに関しては扱いが難しいところもあるが、理解して扱うことにより今後も現場で役立っていく検証ツールであり続けると考える。

参考文献

1. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for imrt measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys. 2018;45:e53–e83.
2. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N et al (2009) IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM task Group 119. Med Phys. 2009; 36(11):5359–5373
3. H. Mizuno, Y. Takahashi, A. Tanaka, T. Hirayama, T. Yamaguchi, H. Katou, K. Takahara, Y. Okamoto, and T. Teshima Homogeneity of GAFCHROMIC EBT2 film among different lot numbers. J Appl Clin Med Phys 2012; 13(4): 198-205
4. Andre M, David F. L, Xiang Y. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Med. Phys. 2011; 38(5): 2523-2534
5. D. Poppinga, K. J. Doerner, O Blanck, et. al. A new correction method serving to eliminate the parabola effect of flatbed scanners used in radiochromic film dosimetry. Med. Phys. 2014; 41(2); 021707-1-8

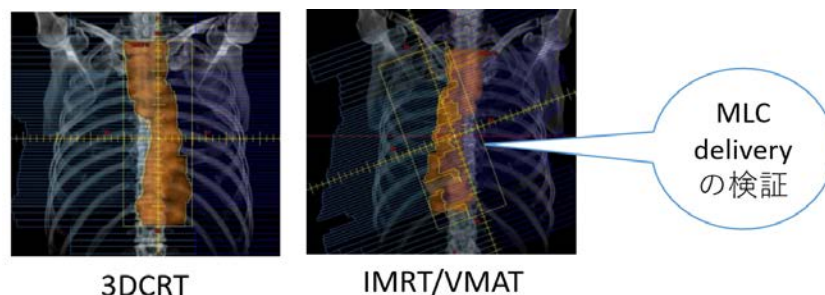
2. ガントリーマウント型検出器と電子ポータル画像装置を用いた事前検証 大阪国際がんセンター 乾 翔輝

当院の治療機器の構成上、Varian 社製リニアックを中心に述べさせていただきます。

1. はじめに

強度変調放射線治療(IMRT)・回転型強度変調放射線治療(VMAT)を安全に施行するための品質保証・品質管理(QA・QC)において、治療前の線量検証(事前検証)は重要である。患者投与線量は「CTおよび治療計画装置に由来する不確かさ」と「放射線治療装置に由来する不確かさ」を含むため、事前検証は立案した計画通りの投与線量であることを確認するために実施されている^{1,2)}。三次元原体照射(3DCRT)では、MLC がターゲットの辺縁に配置されていることで MLC 透過線量の影響が辺縁部に丸め込まれている。しかし IMRT・VMAT では、MLC がターゲット内に入り込むことで、MLC 透過線量の影響が大きくなる(図1)。とくに MLC の rounded end leaf による影響や MLC の動きのエラーは患者個別に由来することから、実測線量と計画線量の差が許容できる範囲内であることを治療前に確認する必要がある(MLC デリバリー検証とも言える)。

大阪国際がんセンターは2017年3月に大阪府立成人病センターから移転し、新装置導入に合わせて全症例に対する VMAT 症例の割合が70%となることを目指した。前述の通り VMAT の事前検証は重要項目のため全症例で行うことが望ましいと考えているが、業務負担を考えると事前検証の効率化が必須であった。そこで従来、事前検証で使用していた ArcCHECK(SunNuclear 社)より効率的な運用が可能なガントリーマウント型検出器および電子ポータル画像装置(EPID)を用いた事前検証を導入した(図2)。本稿では、これらに移行したコミッションング時の経験およびAAPM TG-218(American Association of Physicists in Medicine Task Group 218)でも示されている注意点を踏まえて、当院での事前検証の考え方を紹介する。



3DCRT IMRT/VMAT
図1 照射法による MLC 透過線量の違い



図2 当院の検証機器の変遷

2. 当院の事前検証機器の特徴と運用方法

当院ではガントリーマウント型検出器である Dolphin-COMPASS システム(IBA 社)と EPID を用いた解析ソフトウェアの PerFRACTION (SunNuclear 社)を使用して相対分布測定を実施している(図 3)。分布測定と組み合わせて、ターゲット内の線量を評価するため、電離箱線量計(ピンポイント線量計)による絶対線量評価を実施している。

	Dolphin	PerFRACTION
検出器の種類	電離箱	EPID
大きさ/間隔	3.2 mm / 5.0 mm	0.34 mm / なし
検証	各門 & 全門検証	各門検証
キャリブレーション 頻度	毎回測定前	EPID感度 2週/回 FZAD 4ヵ月/回
メリット	頭尾に長い症例に対応 ポイント線量同時測定	自動化 空間分解能が良い
使用状況	TrueBeam VMAT症例全般	TrueBeam STx 定位照射など
電離箱における絶対線量評価		

図 3 検証機器の特徴と使用状況

Dolphin の特徴として、予防領域を含む頭頸部治療などターゲットが頭尾に長い症例を 1 度に測定できる点が挙げられる。多くの施設が導入している ArcCHECK では、このような症例に対して上下に 2 回に分けて測定して得られた分布を合算する必要があるため、Dolphin を用いることで効率的に実施することが可能である。また Dolphin 透過ビームを利用することで I'mRT ファントム(IBA 社)内に挿入した電離箱線量計による絶対線量測定と Dolphin による相対分布測定を同時に行うことが可能である(図 4)。Dolphin による線量の減弱は、当院で頻繁に実施される VMAT 症例を Dolphin の有無で測定して減弱率を算出し、それを測定値に乗ずることで補正している。解析は COMPASS を使用し、転送した治療計画の DICOM データから作成した予測レスポンスと実測で得たレスポンスとを比較することで実施している(図 5)。



図 4 相対分布と絶対線量同時測定

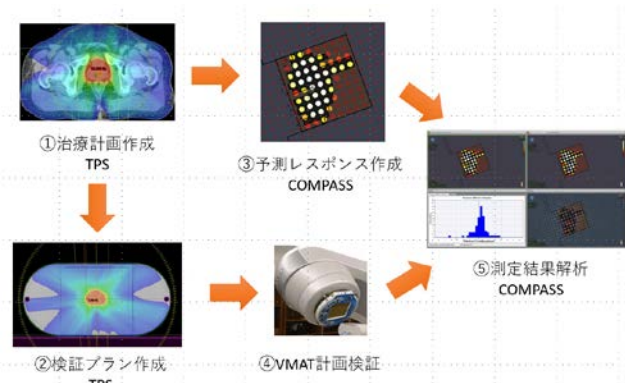


図 5 Dolphin-COMPASS システムの検証の流れ

PerFRACTION の特徴として、治療計画の DICOM データを転送すると、記録・収集・解析が自動化されている点が挙げられる(図 6)。また EPID に対してファントムレスで積算(Integrated)モードを使用して画像を収集するだけなので簡便な検証が可能である。当院で使用している aSi1200 という最新型の EPID は、ピクセルサイズが 0.34 mm と非常に細かいことからフィルムと遜色ない分解能を有しており、データ補間による不確かさが少ないとされる³⁾。この特徴を活かして、定位照射などの小照射野の症例に使用することで検出器の体積効果の影響を可能な限り排除した検証に努めている。しかし、EPID の感度劣化に対応したキャリブレーションや線量とレスポンスの紐づけにあたる FZAD(Fraction Zero Absolute Dose)と呼ばれるキャリブレーションを定期的の実施する必要がある。さらに線量直線性、幾何学的精度、線量率依存性、残存効果といった EPID 特有の現象を施設ごとに検討してから使用することが望ましい。また PerFRACTION は科内ネットワークに繋がる任意のウェブブラウザで参照が可能であるため解析の実施が容易である(図 7)。



図6 PerFRACTIONの検証の流れ



図7 操作卓での検証結果確認

3. 考慮すべき事項と評価基準

AAPM TG-218 では Dolphin や EPID に代表される同一検出器面で積算データとして取得される事前検証法を Perpendicular composite(PC)法として紹介しているが、PC 法は照射中のどのタイミングで発生したエラーかが判断できないことや、複数のエラーが丸め込まれることがあるため否定的な立場を示している⁴⁾。そこで当院では MLC 位置精度に関しては Weekly QA でフェンス試験を実施して細かくトレンドを追うことで PC 法による欠点を補間している。さらに前述した通り、電離箱による絶対線量測定と組み合わせることで計画通りの線量投与が実現できているかを確認している。このように当院では、治療装置の QA との組み合わせで VMAT の事前検証の効率化を進めていく方針を採用している。AAPM TG-218 において、フィルムや ArcCHECK は True Composite(TC)法として紹介されており IMRT・VMAT の事前検証に推奨されている。しかし、フィルムでは1断面しか測定できないことや ArcCHECK では検出器間隔が広いことなどの問題もあり、それぞれの検出器の特徴を理解しつつ、施設ごとに最適な検証機器を選択することが望ましい。

解析面における従来のフィルムや ArcCHECK による検証との相違は、COMPASS や PerFRACTION がモデルベースの検証であることが挙げられる。フィルムや ArcCHECK による検証では、ファントムに治療計画を移しこんで治療計画装置で計算された線量分布と実測して得られた線量分布を比較している。しかし COMPASS や PerFRACTION では、それぞれのソフトウェアが持つ線量計算システムで、治療計画から各検出器で予想されたレスポンスを計算し、そのレスポンスと実測された積算データを比較することができるが、ソフトウェアにおける線量計算の不確かさや治療計画装置との計算アルゴリズムの違いが存在する。さらに後述する体内線量分布にも関わるのだが、それぞれのビームモデリングも検証結果に影響を与えるため正確なモデリングが必要となる。

Dolphin や PerFRACTION を新規運用するためのコミッショニングでは、施設ごとに実施する頻度の高い症例をフィルムや ArcCHECK など従来使用していた事前検証ツールと Dolphin や PerFRACTION で相補的に検証を実施し、両者の傾向を把握しておくことが重要である。当院では VMAT を実施するエネルギーごとに 30 例以上を検討した。検証時に解析結果が合わない場合は、コミッショニング時の結果を参照して、治療計画の修正を行うなどの対応が可能となる。さらに緊急時に備えていつでもフィルム検証を実施できる体制の構築が望ましい。

当院では AAPM TG-218 で提示されている評価基準(3%/2mm, 閾値 10%で 95%以上のガンマパス率)で解析を実施している。VMAT 検証数が多いこと・CT シミュレーションから治療開始までの期間が短いことなどの理由から検証の効率化が必須であったため、事前検証は「重大なエラーを捉えるも

の」という位置づけとしている。治療装置の QA を十分に実施していることを大前提として、当院の医学物理士内で共有しているプランニングコンセプトから逸脱したプランを事前検証で見つけることが可能な評価基準としている。

4. 体内線量分布予測の活用

COMPASS や PerFRACTION では、事前検証で得られたレスポンスをもとに線量計算を実施することで人体構造上に 3 次元の線量分布や DVH を予測することができる。COMPASS では 300 msec ごとに収集したデータを forward projection により線量計算を行う。また PerFRACTION では Trajectory log file(ログファイル)を活用する方法とシネモードで収集した EPID 画像(MLC 位置のみ検出可)+ ログファイルを活用する方法の 2 種類のどちらかで線量計算を行う。ビームモデリングに関して、COMPASS では施設ごとに治療計画装置と同程度のコミショニングが必要となり、MLC 透過線量に関するパラメーターを決定する必要がある。PerFRACTION では最低限のビームデータの入力以外は治療機種によって平均的なビームモデルの利用が可能であり、施設ごとにあった MLC 透過線量を加味したビームデータをメーカーに依頼することもできる。図 8 は当院で頻繁に実施される頭頸部 VMAT 5 症例における各検証機器での体内線量分布予測の解析結果である。縦軸が治療計画装置 (TPS) の線量を基準とした際の再構成線量の差となっているが、この TPS 値とはそれぞれのソフトウェアで計算させたものを指すため、計算アルゴリズムの違いによる因子は排除している。COMPASS ではターゲット(PTV)は比較的良く合っているが、リスク臓器(OAR)の耳下腺(Parotid)では 5% 程度の乖離が見られる。これは中線量域のモデリング不良および Dolphin の散乱線(検出器がガントリーヘッドに近い患者個別に由来する散乱線が検出される)の影響によると推察される。また PerFRACTION のログファイルでは PTV・OAR どちらも比較的合っているが、シネではどちらもアンダー傾向である。これは PerFRACTION では EPID のシネモードで取得できる MLC 位置情報に MLC 透過線量を反映させていない可能性があるかと推察される。このようにビームモデリングに問題があると、検証を実施したデータのエラーの原因がどこにあるのかわからないことも考えられる。またログファイルに関して、各施設で正確性を検討してから使用する必要がある⁵⁾。さらに線量計算にかかる時間が長いことが効率的な検証の妨げとなる。したがって当院では今のところ VMAT の事前検証に体内線量分布予測を用いていない。今後これらの問題を解決し、体内線量分布予測が主流となれば、各臓器に与える影響も詳細に把握することができる。3D mean gamma index を用いて解析を実施している報告があるなど、体内線量分布予測を用いた解析方法に関して注視していく必要がある⁶⁾。

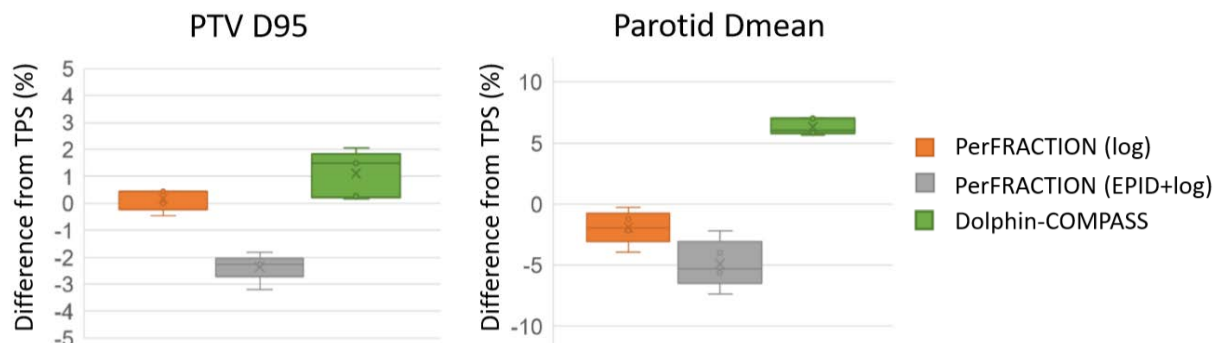


図 8 頭頸部 VMAT 5 症例における体内線量分布予測の結果

5. おわりに

Dolphin-COMPASS や PerFRACTION のコミッショニング, AAPM TG-218 を踏まえた当院の VMAT の事前検証システム, 体内線量分布予測について紹介した. 当院では, Dolphin-COMPASS や PerFRACTION への移行によって, 検証作業効率が上がり, 現在では VMAT 1 プラン当たり 10 分程度で実施できるようになった(セットアップ時間は除く). 正確なコミッショニングが必要になるが, これらの機器を用いることが IMRT・VMAT 件数を増加させるための検証業務の最適化の 1 つとなることを本稿にてお伝えできていれば幸いである. 今後, MRLinac などに見られる On-line Adaptive RT が主流となり, 検証業務のさらなる簡略化のため, IMRT・VMAT の事前検証を省略し, 独立計算検証のみを実施する可能性もある. また治療中の患者体内射出ビームを検証する in vivo dosimetry も頻繁に実施されるであろう. いずれにしてもフィルム検証で培われたノウハウを軸にして柔軟に対応していくことが望まれる.

参考文献

1. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会: 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011, 2011.
2. 日本医学物理学会: 強度変調放射線治療の線量検証法: 日本医学物理学会 2008-2009 年度研究援助課題「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」研究報告書, 2010.
3. Mhatre V et al., Dosimetric Comparison of a-Si 1200 and a-Si 1000 Electronic Portal Imager for Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). J Nucl Med Radiat Ther 9; 1-6, 2018.
4. Miften M et al., Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys 45; e53-e83, 2018.
5. Neal B et al., A clinically observed discrepancy between image-based and log-based MLC positions. Med Phys 43: 2933-2935, 2016.
6. Thielking J et al., Patient-specific online dose verification based on transmission detector measurements. Radiother Oncol 119: 351-6, 2016.

3. 多次元検出器による検証

愛知県がんセンター 北川 智基

1. はじめに

多次元検出器は平面型、円筒型、直交 2 平面型などさまざまな形状の製品が市販されており、現在では多くの施設で線量検証に利用されている。一般に平面型は二次元検出器、円筒型や直交 2 平面型は三次元検出器と呼ばれ、多次元に配列された小型の電離箱や半導体素子により、二次元もしくは三次元の線量分布を迅速に実施することが可能である。また、多次元検出器はユーザ責任ではあるが、基準電離箱と比較校正することにより絶対線量での評価が可能という特徴がある。一方で、多次元検出器はフィルムに比べて空間分解能が低いことや、方向依存性や線量率依存性などがあることから、2011 年に日本放射線腫瘍学会から発刊された「強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011」¹⁾では、状況に応じて電離箱やフィルムと併用することが望ましいとされている。このガイドラインの発刊以降も多くの研究者により多次元検出器の使用経験とエビデンスが集積されており、2018 年に米国医学物理士会から発刊された Task Group 218²⁾では、絶対線量分布検証における多次元検出器の有用性や普遍的な許容限度が示された。この報告において、多次元検出器は現在の線量検証における主要な検出器のひとつとして捉えられている。

2. 多次元検出器の運用状況に関するアンケート調査

本シンポジウムにあたり、当院(愛知県がんセンター)を含む東海地区の 8 施設を対象として多次元検出器の運用状況について、アンケート調査を実施した。アンケート調査の結果から、多くの施設が多次元検出器による線量検証を実施していた。また、一部の施設では多次元検出器単独による線量検証を実施していた。これらから多次元検出器の普及率の高さと、多次元検出器への移行が進む現状が確認できた。

(1) 線量検証に多次元検出器を使用しているか (2) 単独使用か、他の検証機器と併用使用か

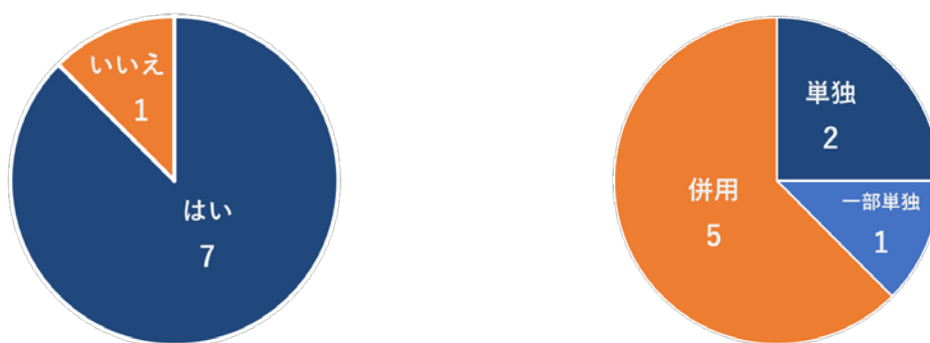


Fig. 1 多次元検出器の運用状況(当院を含めた全 8 施設の回答)

3. 多次元検出器への移行の経緯

アンケート調査における多くの施設と同じく、当院でも線量検証に多次元検出器を使用している。以下では、当院の多次元検出器への移行の経緯を紹介する。

当院では2006年にHi-Art SystemTM(Accuray 社)を導入し、強度変調放射線治療(intensity modulated radiotherapy: IMRT)の臨床使用開始と同時に電離箱による絶対線量検証とラジオグラフィックフィルムによる相対線量分布検証を開始した。2012年には、SynergyTM(Elekta 社)を導入し、翌年からは強度変調回転放射線治療(volumetric modulated arc therapy: VMAT)を開始した。これと同時期に多次元検出器である円筒型半導体検出器 ArcCHECKTM(SunNuclear 社)および平面型半導体検出器 MapCHECK2TM(SunNuclear 社)を導入し、電離箱およびラジオグラフィックフィルムと並行して運用を開始した。その後、自動現像機の稼働停止により線量分布検証はラジオグラフィックフィルムから多次元検出器へ置き換えられた。2017年には TrueBeamTM(Varian 社)の導入により、合計3台の外部放射線治療装置によるIMRTが開始された。IMRT件数の増加による時間と人員の制約から線量検証の効率化が求められた。現在では半導体素子の絶対線量校正を実施することで電離箱による絶対線量検証を省略し、多次元検出器単独による絶対線量分布検証を実施している。

4. 運用方法

4-1 半導体素子の校正

当院では絶対線量分布検証のために半導体素子の校正を実施している。半導体素子の校正には、素子間の感度のばらつきを補正するため感度校正と治療装置の出力変化や測定環境の変化を補正するための絶対線量校正がある。感度校正については定期的に各エネルギーの校正値を取得している。絶対線量校正については毎回の検証前に治療計画装置の計算値を基準に校正値を取得している。

4-2 検証結果の解析

検証結果の解析は主に多次元検出器付属のソフトウェアによるガンマ解析を実施している。当院では、過去の線量検証の解析結果から以下の判定基準を設けている。

判定基準：2%/2 mm, threshold 20%，ガンマパス率 \geq 90%

また、ガンマパス率だけでなく、過剰なコールドスポットやホットスポットがないか、線量誤差が臨床的に許容できるかなどに注意しながら検証結果を確認している。その際、多次元検出器付属のソフトウェアを使用して、輪郭情報に基づいた検証結果の解析が有用である(Fig. 2)。検証プランの線量分布上に輪郭を表示することで輪郭と線量誤差の位置関係を視覚的に評価できるだけでなく、輪郭ごとのガンマ解析も可能である。当院では、これらの輪郭情報に基づいた解析結果を医師へのフィードバックに役立てている。

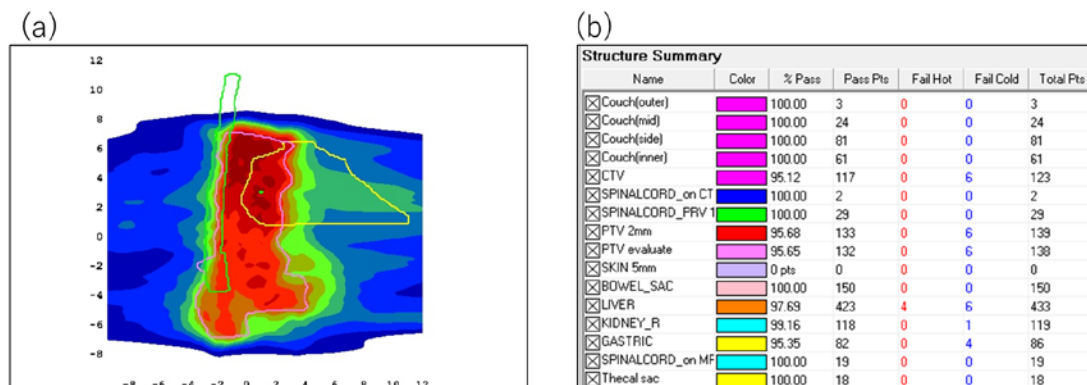


Fig. 2 線量検証における輪郭情報に基づいた解析の例。(桃色：標的，緑色：脊髄，黄色：胃)

(a) 線量分布上の輪郭表示，(b) 輪郭ごとのガンマ解析の結果

5. 諸影響への対策

多次元検出器による線量検証では、構成部品の材質や検出器構造に起因する物理特性が検証結果に影響する。当院では、多次元検出器による検証結果を正しく評価するために、これらの影響へ対策を講じている。以下では諸影響への当院の対策を紹介する。

5-1 ファントムのスケーリング係数

多次元検出器は検出器が固体ファントム内に配置された状態で使用する。固体ファントム内では水との相対電子濃度の違いにより放射線の吸収や散乱が水と異なる。この違いを補正するためにスケーリング係数を適用するが、スケーリング係数の値によって検証結果が変化することが報告されている³⁾。当院では特にPMMA素材の固体ファントムを使用する場合、スケーリング係数による補正を行っている。深さスケーリング係数の値は、固体ファントムと水の実効線減弱係数比から求められるが、メーカー推奨値と大きな差がなかったため、現在はメーカー推奨値を採用している。治療計画装置における固体ファントムへの深さスケーリング係数の適用はファントム輪郭内の相対電子濃度を上書きする方法を採用している。フルエンススケーリング係数については、半導体素子の線量校正を電離箱との相互校正ではなく、治療計画装置の計算値を基準として実施しているため適用していない。

5-2 線量率依存性

半導体素子は線量率依存性があることが報告されている⁴⁾。当院のMapCHECK2の線量率依存性を評価した。検証には外部照射装置にTrueBeamを使用し、6 MV-X線で線量率を20 MU/minから600 MU/minまで変化させ、半導体素子の応答の変化を評価した。この検証において当院のMapCHECK2では線量率が20 MU/minから600 MU/minの間で1.5%程度の感度差が確認された。線量検証前の素子の絶対線量校正では、ひとつの線量率で校正値を取得するため、IMRTのように線量率がプラン内で変化する場合では半導体素子の線量率依存性の補正ができない。そのため、線量校正時の線量率によって、線量検証の解析結果が変化する可能性がある。Fig. 3は線量校正時に複数の線量率で校正値を取得し、同一プランに対して適用する校正値を変更したときのガンマパス率の変化を示す。検証に使用したプランはエネルギーが6 MV-X線で、2回転のVMATであり、プランの平均線量率は229.9 MU/minであった。ガンマ解析の判定基準は1%/2 mmで臨床よりも厳しい評価ではあるが、半導体素子の線量率依存性による線量検証の解析結果への影響が認められた。当院では半導体素子の線量率依存性による実測線量への影響を小さくするために、プランの平均線量率を検証前に算出して線量校正時の線量率を決定している。

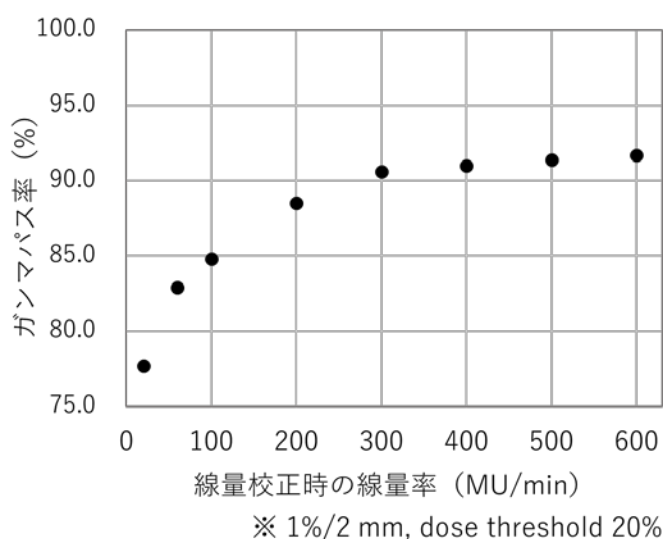
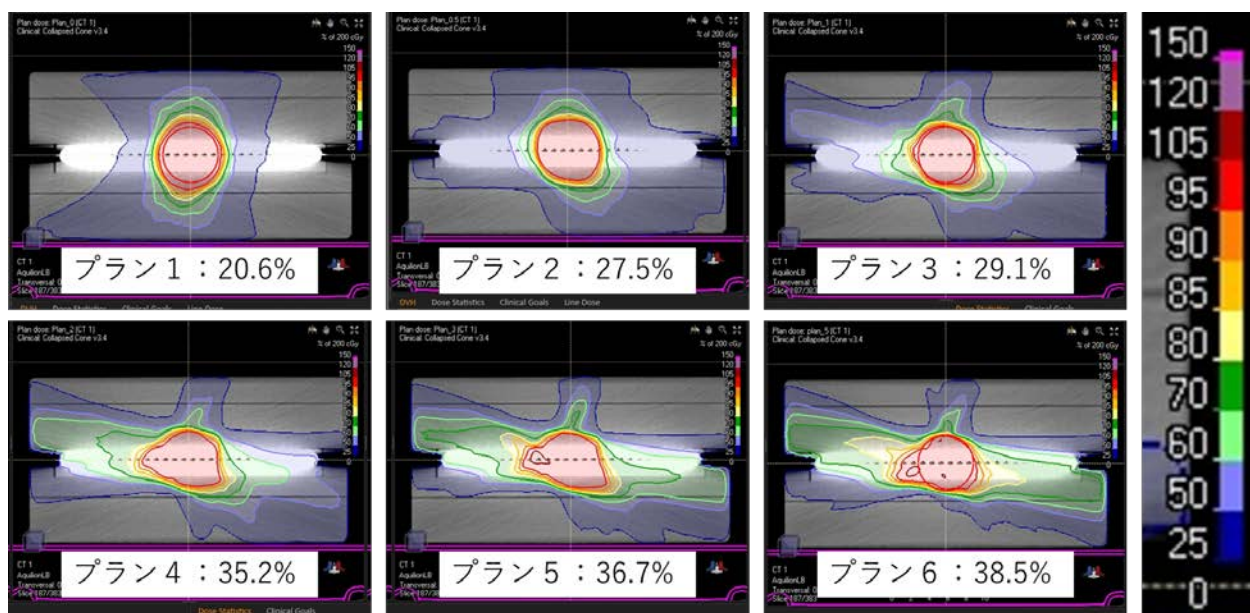


Fig. 3 線量校正時の線量率を変化させたときのガンマパス率の変化。

5-3 方向依存性

当院では汎用リニアックの VMAT の線量検証に MapCHECK2 を使用している．MapCHECK2 では素子の形状や検出器の内部構造に起因する方向依存性があることが報告されている⁵⁾．MapCHECK2 の方向依存性は線量検証の解析結果にも影響する．Rinaldin らは VMAT の線量検証において横方向($90^{\circ}/270^{\circ} \pm 5.0^{\circ}$)からのビームフルエンスとガンマパス率との間に負の相関があることを示した⁶⁾．

以下に当院でのテストプランを使った検証結果を示す．テストプランとして横方向($90^{\circ}/270^{\circ} \pm 15.0^{\circ}$)からの線量配分を 20.0% から 40.0% まで変化させたプランを作成した(Fig. 4)．テストプランでは MapCHECK2 の中心に円柱状の標的を作成し，すべてのプランで標的の 95% の体積に処方線量が照射されるように計画した．また，標的の上下($0^{\circ}/180^{\circ}$)にダミー輪郭を作成し，最適化パラメータを変化させてダミー輪郭への線量を調整することで，横方向からの線量配分を変化させた．Fig. 5 に横方向からの線量配分とガンマパス率の関係を MapCHECK2 の設置方向別に示した．コロナル方向に設置した場合，横方向からの線量配分が大きくなるほどガンマパス率が低下した．例数が少なく参考程度ではあるが，スピアマンの順位相関係数は $-0.89(p = 0.018)$ で負の相関を示した．一方で，サジタル方向に MapCHECK2 を設置した場合には横方向からの線量配分が変化しても，ガンマパス率はほとんど変化しなかった．この検証ではプランの相違による影響も含まれているが，線量配分に偏りがあるプランにおいては MapCHECK2 の設置方向を適切に選択することで線量検証の精度が改善できることが示唆された．当院では，高線量領域と低線量領域が評価できる断面や，リスク臓器周辺の線量勾配が急峻な領域が評価できる断面など，臨床的に重要な断面を評価断面として選択している．そのうえで，より正確な線量検証を実施するために，プランの線量配分を線量検証前に取得し，MapCHECK2 の設置方向の参考にしている．



横方向からの線量配分 (%)

Fig. 4 横方向からの線量配分を変えたテストプラン．カラーバーは処方線量の百分率 (%)

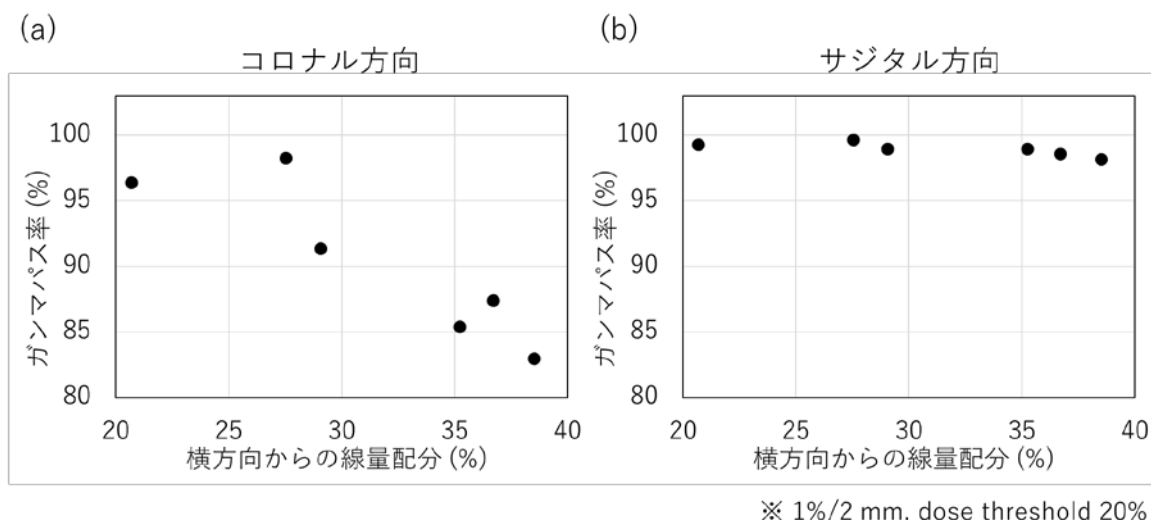


Fig. 5 横方向からの線量配分が変化したときのガンマパス率の変化
(a) コロナル方向, (b) サジタル方向.

5-4 空間分解能

多次元検出器は検出器が配置されていないポイントでの線量相違の検出が困難である．主な多次元検出器の素子間距離は 0.5 cm あるいは 1.0 cm であり連続した線量分布が得られない．多次元検出器の空間分解能の低さは，急峻な線量分布の線量検証において問題となる．これに加え，小さい標的では解析対象となる評価点の数が少なくなるため，十分な評価が行えない．多次元検出器付属のソフトウェアでは位置をずらした測定結果を足し合わせる機能を有しており，当院では，必要な症例には高分解能な解析を実施している(Fig. 6).

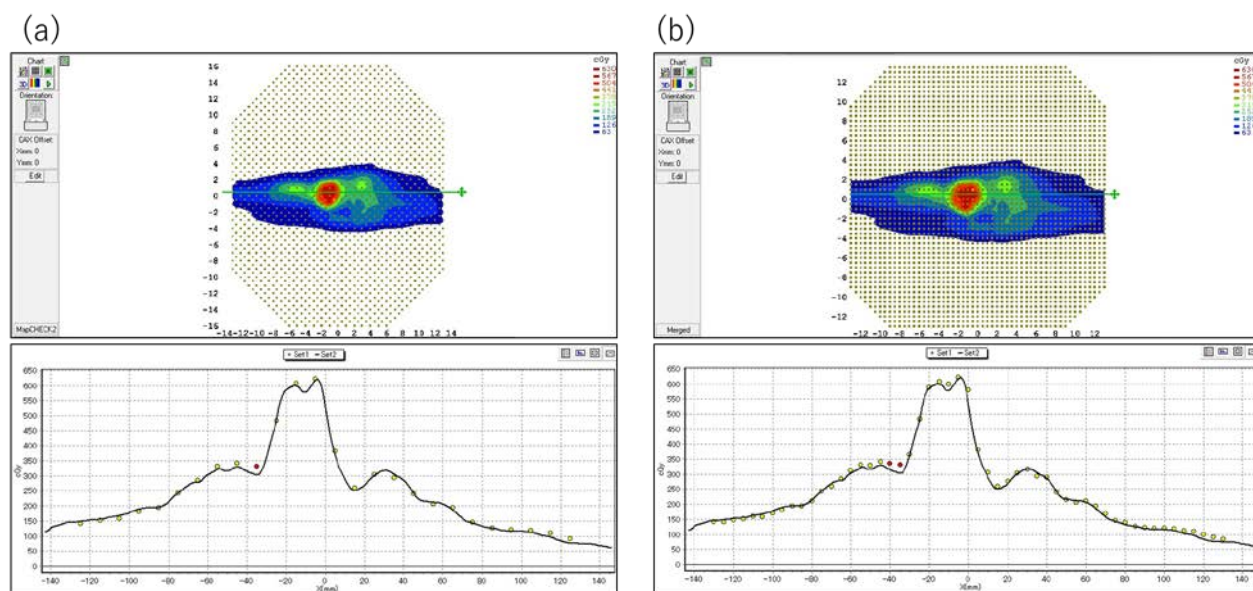


Fig. 6 付属ソフトウェアによる高分解能解析の例.
(a) 通常の分解能での解析, (b) 高分解能での解析

6. まとめ

本稿では，当院の線量検証における多次元検出器の運用状況について報告した．また，多次元検出器の線量率依存性や方向依存性，空間分解能などの物理特性について，当院での検証結果とそれらへの対策を報告した．多次元検出器は注意すべき物理特性について十分に理解して使用することで線量検証の効率化が可能である．

謝辞

貴重な講演の場をご提供いただいた、放射線治療部会長 小口宏様，ならびに当シンポジウム司会 林直樹様，佐々木幹治様に深く感謝申し上げます。当シンポジウムにあたり多次元検出器の運用状況についてのアンケート調査にご協力いただいたご施設の皆様に感謝申し上げます。また，本稿の作成にあたり，ご助言いただいた愛知県がんセンター 放射線治療部の皆様に感謝申し上げます。

参考文献

1. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011
2. Moyed M, Arthur O, Dimitris M et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys 2018; 45 (4): e53-e83
3. Tani K, Fujita Y, Wakita A et al. Density scaling of phantom materials for a 3D dose verification system. J Appl Clin Med Phys. 2018; 19(4): 103-113
4. Létourneau D, Gulam M, Yam D et al. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Radiother Oncol 2004; 70: 199-206
5. Jursinic PA, Sharma R, Reuter J. MapCHECK used for rotational IMRT measurements: step-and-shoot, TomoTherapy, RapidArc. Med Phys. 2010; 37: 2837-2846.
6. Rinaldin G, Perna L, Agnello G et al. Quality assurance of Rapid Arc treatments: Performances and pre-clinical verifications of a planar detector (MapCHECK2). Phys Medica. 2014; 30: 184-190

4. 独立計算検証ソフトウェアの活用

神戸市立医療センター中央市民病院 山下 幹子

1. 独立計算検証の現状

放射線治療において、治療計画装置(TPS)で作成した治療計画と放射線治療装置を用いて行う照射が重要な要素となる。そのため、患者個々の治療計画の結果を第三者的に評価できる独立計算検証は放射線治療の品質保証法として非常に有効な手段と言える。AAPM Task Group 114 (以下 TG114)¹⁾には、独立計算検証の目的として「安全かつ有効な治療を実施するために、TPS が算出した Monitor Unit (MU) 値が正しいことを保証する事」と記されており、治療開始前に実施すべきと記されている。その中で、イギリス²⁾やフランスでは独立計算検証が義務化されており、アメリカでは保険適用されているが、日本は整備が遅れており、義務もなく保険適用もないため施設独自の判断となっているのが現状である。

近年、日本では光子線治療において強度変調放射線治療(IMRT)は、標準的な照射方法として確立されつつあるが、未だ治療前の実測検証が必要不可欠である。臨床を行いながらの検証はマシンタイムが限られていることもあり、臨床業務の空き時間や業務終了後に検証をしているのが実状である。その中で、独立計算検証ソフトウェアが IMRT においても実用可能であれば、絶対線量の実測検証を行う時間を短縮することが可能となり、治療スタッフにとって業務負担の軽減、患者にとって治療開始までの時間の短縮が出来る。(表 1)

	絶対線量測定	独立計算検証ソフトウェア
検証の対象となる装置	治療計画装置 放射線治療装置	治療計画装置
使用機器	治療装置 線量計・専用検出器 ファントム	ソフトウェア
所要時間	準備・実測・検証 1～2 時間	検証 ～5 分

表 1. 絶対線量の実測と独立計算検証ソフトウェアの比較

そこで今回は、独立計算検証ソフトウェアを導入するに際して事前に行うべき項目を示す。

2. 使用した独立計算検証ソフトウェア

独立計算検証ソフトウェアには Simple MU Analysis (以下 SMU, Triangle Products)を用いた. SMU は, Clarkson ベースのアルゴリズムを搭載しており, DICOM データを利用して CT 画像から放射線経路長(水等価長)をソフトウェア内で算出することが可能である. また, 線量及び MU による検証を選択することが可能だが, 今回は線量による検証を行った. さらに, SMU は CyberKnife・Vero4DRT・Tomotherapy などの特殊放射線治療装置にも対応している.

線量計算式³⁾は以下に示す.

$$D(d, s) = D_r(d_r, 10 \times 10) \cdot MU \cdot S_c(c_{eff}) \cdot A_0(r) \cdot G \cdot Sp(S_{eff}) \\ \cdot TMR(d, S_{eff}) \cdot WF(d, S_{eff}, x) \cdot NWF(d, S_{eff}, x) \cdot (Others)$$

SMU を使用する前の確認として, 取得した Beam Data の確認, 登録した Beam Data の確認, 臨床使用前に照射方法及び治療部位毎の傾向を確認した.

3. 使用前の確認

3-1. Beam Data の確認

TPS に必要な Beam Data と測定深度が異なる場合等は, 独立計算検証ソフトウェア用に測定をすることが必要となる. しかしながら, ベンダーが用意した測定の手順書に従って測定した場合, 自施設の測定結果だけでは値の妥当性を評価しにくい事がある. そこで, 測定結果の妥当性を確認するために, 他施設の同じ装置の測定結果と比較した例を示す.

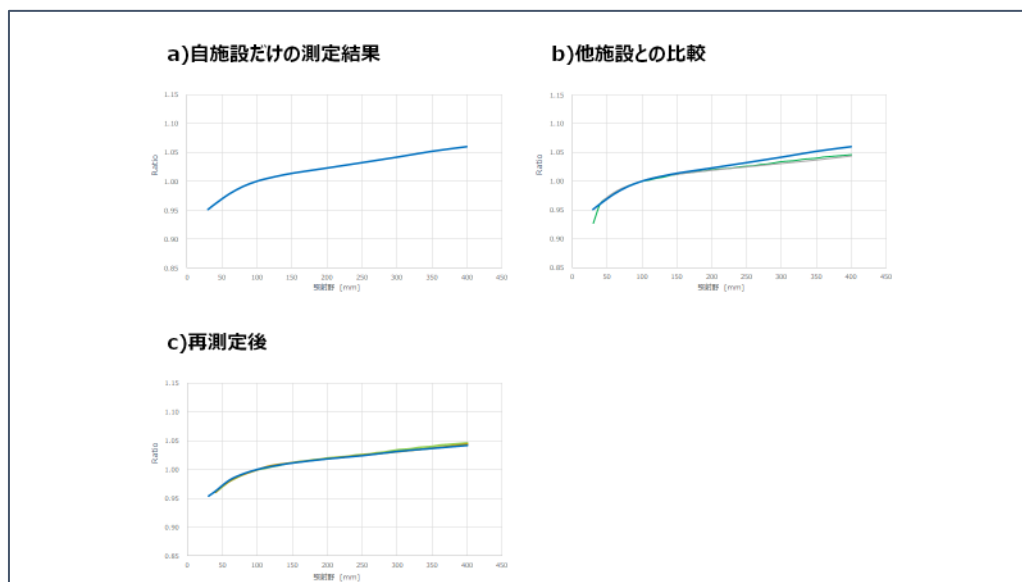


図 1. Sc (Clinac-ix, Energy:4MV) の測定結果

図 1 は Clinac iX - 4MV の Sc (Collimator Scatter Factor)の測定結果⁴⁾である. 自施設のみ結果(図 1-a)を見ると問題ないように見えるが, 他施設と比較(図 1-b)すると照射野の一边が 20cm を超えたあたり

から、他施設より値がやや大きくなっている。原因を調べたところ、小照射野では遠距離法で測定を行い、途中から SCD = 100cm で測定を行う必要があるが、照射野が 40cm まで遠距離法のまま測定を実施していた。そこで再度測定を実施すると図 1-c のように他施設とほぼ同等の結果が得られた。

治療装置が同一であれば Gantry Head 内の構造は同じであり、Sc はほぼ同一の傾向を得ることが出来るので他施設の Beam Data と比較することで間違いに気付いた例である。

近年は放射線治療装置のベンダーが提供する Beam Data を使用する施設も増えてきており、自施設の結果のみで検討するよりは結果を比較することで取得した Beam Data の妥当性を確認する事が可能となっている。

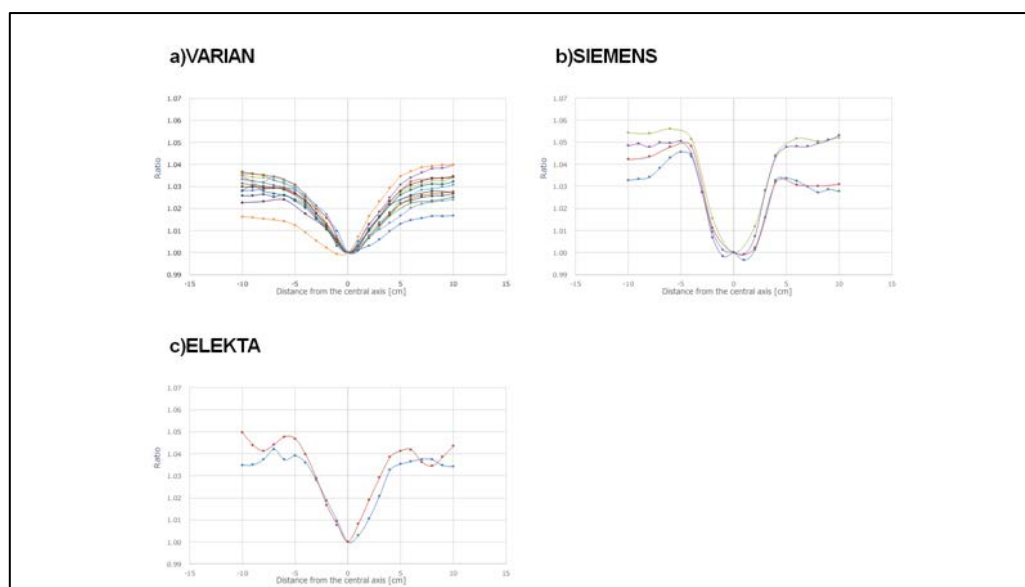


図 2. ベンダー毎の OAR (Energy:10MV, In-Line 方向)

図 2 は 10MV の In-Line 方向の OAR(Off-Axis Ratio)の測定結果⁴⁾である。OAR はベンダー毎に測定結果が異なるうえに、他施設と比較した場合に 1%以上の差を生じる場合がある。これは、Flattening-Filter の設置精度に起因³⁾しており、照射野の中心に設置されていないと対称性に欠けるため自施設で必ず確認すべき項目である。

3-2. 登録 Beam Data の確認

BeamData を正しく測定していたとしても、独立計算検証ソフトウェアへの BeamData の登録の誤りは防ぐ事は出来ない。また、TPS のコミショニングの精度が一定のレベルに達しているかの確認も必要となる。さらに、TPS と独立計算検証の結果の差が小さいと Beam Data の登録の誤りに気付けないので自施設の計算結果だけでは正しいか否かの判断に困る。

そこで、国内 12 施設において多施設試験を実施し、TPS 並びに SMU の計算結果が各施設で同等な精度であるか(逸脱していないか)を確認した。事前検証の方法を次に示す。(図 3)

CT 画像及び輪郭を抽出して CD に保存し、各施設にて TPS で電子密度の割り当てを実施後に指示書に従って計画を立案した。その計画の DICOM データを SMU に転送し、SMU でも電子密度を割り当て TPS と SMU の結果を比較した。

また TPS 及び SMU のコミッショニングの確認として、上記の計画を TPS 上で水ファントムに乗せ換え、校正用水ファントムを用いて実測を行った。実測の結果と TPS 及び SMU を比較した。

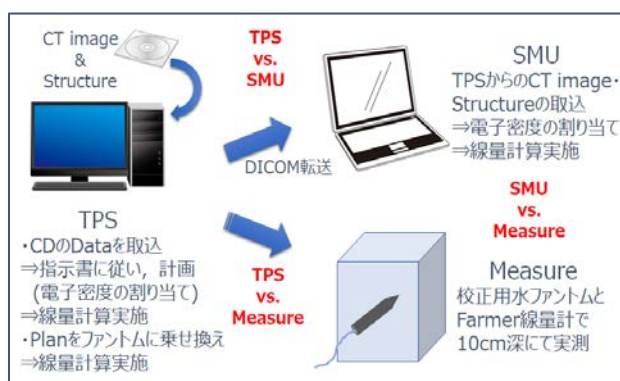


図3. 多施設試験の事前検証

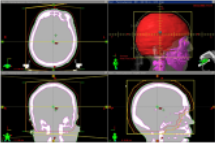
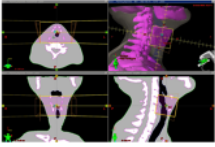
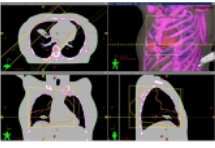
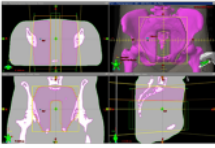
<p>a)Brain</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆Energy 4MV 又は 6MV ◆Gantry 90度 及び 270度 ◆Filed MLC = PTV + 5mm Jaw = MLCに最適化 ◆電子密度割り当てROI Body(1.0),Bone(1.5) 		<p>b)Larynx</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆Energy 4MV 又は 6MV ◆Gantry 90度 及び 270度 ◆Field X Jaw = 5.4cm Y Jaw = 5.0cm ◆電子密度割り当てROI Body (1.0) Bone (1.5) Air (0.01) ◆PlanのPoint 軸外 組織欠損及び不均質 Wedge 15度 	
<p>Lung</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆Energy 4MV 又は 6MV ◆Gantry 45度 及び 225度 ◆Field MLC = PTV + 5mm Jaw = MLCに最適化 ◆電子密度割り当てROI Body (1.0) Bone (1.5) Lung (0.5) ◆PlanのPoint 不均質 		<p>Pelvis (CS+)</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆Energy 10MV 又は 15MV ◆Gantry 0度 及び 180度 ◆Field MLC = TVに設定 Jaw = MLCに最適化 ◆電子密度割り当てROI Body (1.0) Bone (1.5) ◆PlanのPoint 軸外 	

図4. 検証 Plan の例

図4 に実施した検証 Plan の例を示す。図4 に示した4 症例に加え頭頸部・食道・乳房・上腕骨の4 症例、計8 症例について検証を実施して傾向を確認した。

その結果、TPS や複雑な照射野の計画によっては特異的な差は存在しているが、実測と TPS の差、実測と SMU の差、TPS と SMU の差はそれぞれ2〜3%程度であり、アルゴリズムの相違等を考慮すると許容内であると判断した。

3.3. 臨床データを用いた確認

SMU を臨床使用する前の確認として、光子線治療の汎用治療装置及び特殊治療装置に対して、各施設にて臨床例をレトロスペクティブに検証した。この検証では、TG114 での報告にある汎用治療装置による Conventional 治療や定位放射線治療に加え、TG114 では除外されている IMRT や特殊治療装置に対して SMU を用い独立計算検証の許容値などを確認した。

今回は SMU の計算精度を示す為に Conventional 治療の結果、汎用治療装置を用いた IMRT と VMAT の結果、近年は特殊治療装置を用いて IMRT を実施する施設が増えてきているので特殊治療装置の結果を示す。

結果及び解析に関する定義は次式を用いた。

- 線量偏差 σ (TPS 基準)

$$\sigma = (D_{SMU} - D_{TPS}) / D_{TPS} \times 100(\%)$$

D_{SMU} : SMU の線量, D_{TPS} : TPS の線量

- Confidence Limit (CL)

誤差分布の正負への偏りにとらわれず、データの 95%信頼水準の見積もりが可能な値

$$CL = |\sigma_{\text{mean}}| \pm 2SD$$

1) 汎用治療装置を用いた Conventional 治療⁵⁾

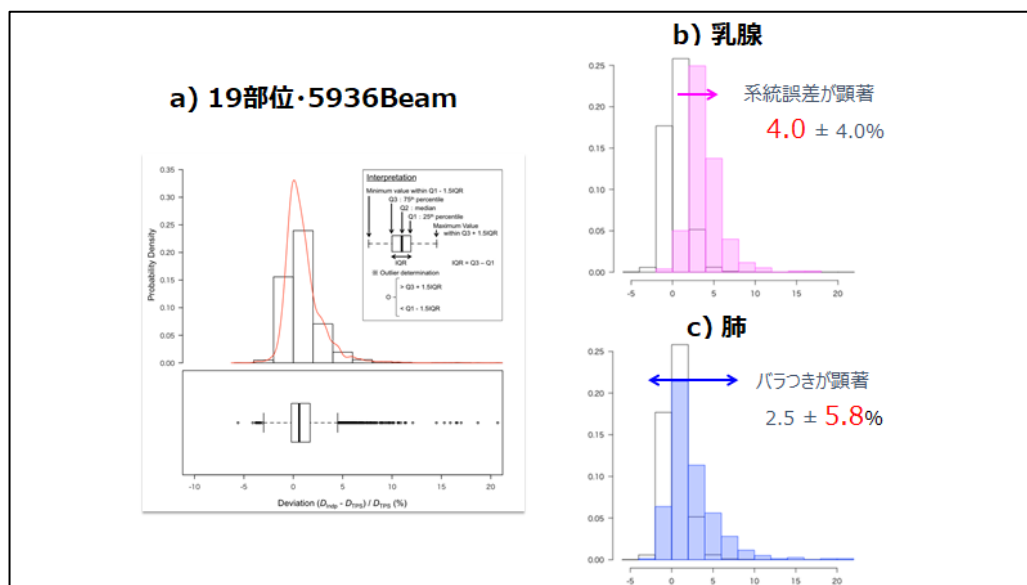


図 5. 汎用治療装置を用いた Conventional 治療の許容値

19 部位・Beam 数は 5936 本を検証した結果、 $CL = 1.0 \pm 3.6\%$ であった(図 5-a). 線量偏差の分布と傾向はプラスに系統誤差があり TPS が低かった. また、全体的に 0%を中心とした分布ではあるがヒストグラムに歪みがあったため、プラスの偏差の要因を分析した。

乳腺(図 5-b)では系統誤差が顕著で $CL = 4.0 \pm 4.0\%$ となり、照射野内の組織欠損に起因していると考えられる。また、肺(図 5-c)ではバラつきが顕著で $CL = 2.5 \pm 5.8\%$ となり、SMU では不均質領域での側方散乱が考慮できていないので過大評価していると思われる。全部位の結果から、乳腺と肺を除くと $CL = 0.6 \pm 2.6\%$ であった。

2) 汎用治療装置を用いた IMRT 及び VMAT⁶⁾

IMRT 及び VMAT は、多数の複雑な不整形照射野を形成する為、独立計算検証ソフトウェアでの計算は複雑である。そこで、SMU が実測の代替となりうるかを、IMRT 及び VMAT の Plan をファントムに写し込み実測及び SMU で検証した。さらに SMU を使用して IMRT 及び VMAT の CL を算出した。

(単位%)	IMRT	VMAT
前立腺	-0.3 ± 2.0	-1.4 ± 2.0
頭頸部	0.5 ± 3.6	0.8 ± 4.2

表 2. ファントムを用いた実測と SMU の比較結果 (実測基準)

(単位%)	IMRT (Step & Shoot)	IMRT (Sliding Window)	VMAT
前立腺	-0.3 ± 4.4	-2.5 ± 3.6	0.9 ± 3.6
頭頸部	-0.8 ± 4.4	-5.3 ± 5.2	1.1 ± 6.6

表 3. 臨床例における TPS と SMU の比較結果 (TPS 基準)

それぞれの結果(表 2・3)において、頭頸部はややバラつきが大きかった。これは、前立腺に比べ頭頸部では IMRT や VMAT において線量評価点が MLC の下に位置するセグメントが多く存在する場合、TPS では照射野からの散乱線量が加味されるが、Clarkson 法では照射野からの散乱は反映されない。そのため、SMU 内で照射野外線量の影響を考慮したものの、MLC Transmission や Dosimetric Leaf Gap 等は TPS の数値を用いている為、SMU において最適化が必要と思われる。

3) 特殊治療装置⁷⁾

構造が同一の治療装置の BeamData は、ほぼ一致する為 CyberKnife・Vero4DRT・Tomotherapy それぞれ 1 施設の BeamData を取得し、1 装置につき 4 施設、計 12 施設で多施設試験を実施した。

CyberKnife は脳・肺・肝臓、Vero4DRT は肺・前立腺、Tomotherapy は頭頸部・前立腺を主に検証した。

(単位%)	CyberKnife	Vero4DRT	Tomotherapy
全部位	0.4 ± 5.3	2.1 ± 6.6	-1.0 ± 8.5
肺	2.7 ± 7.1	3.5 ± 6.3	-
全部位－肺	-0.2 ± 3.7	0.3 ± 3.1	-0.8 ± 5.6

表 5. 特殊治療装置の許容値

肺では、CyberKnife 及び Vero4DRT において汎用治療装置の結果と同様に系統誤差があったため、全部位・肺のみ・全部位－肺として許容値を算出した(表 5)。

4. まとめ

独立計算検証ソフトウェアを導入する際に、事前に確認すべき項目として取得した **Beam Data** の確認、ソフトウェアに登録した **Beam Data** の確認、臨床使用前に照射方法及び治療部位毎の傾向を確認する事を示した。独立計算検証ソフトウェアと **TPS** 間には、登録した **Beam Data** や計算アルゴリズム及び計算ポイントにおける放射線経路長の考え方の相違など複合的に差が生じることが多々存在する。その中で、臨床使用する前にレトロスペクティブに症例を検証することにより、自施設において照射方法や部位毎に許容値を設定する事は重要である。

その中で独立計算検証ソフトウェアを用いて **IMRT** 及び **VMAT** を検証する際は、自施設で設定した許容値を超えた場合にのみ絶対線量の実測検証を実施するなどの運用を検討する事により、業務の効率化を行うことが可能となると思われる。

謝辞

この研究は、厚生労働科学委託研究及び日本医療研究開発機構(AMED)研究費革新的がん医療実用化研究事業の助成を受けたものです。

国立がん研究センター東病院の橘英伸先生を長とする班研究に参加し、データ提供頂きました施設の皆様に感謝申し上げます。

参考文献

- 1) Robin L. et al., Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy Report of AAPM Task Group 114 (TG114), Med. Phys. 38, 1313-1338, 2011
- 2) Towards Safer Radiotherapy, The Royal College of Radiologists, 2007
- 3) 放射線治療技術の標準, 日本放射線技師会出版会, 2008
- 4) 板野 正信 et al.,セカンダリチェックのための独立計算検証の多施設試験開始前ビームデータチェックに関する報告, 2016
- 5) Takahashi R et al., Physica Medica 49, 19-27, 2018
- 6) Kamima T, Baba H et al., Physica Medica 45, 72-81, 2018
- 7) Tachibana H et al., Physica Medica 56, 56-65, 2018

第47回(大阪市)放射線治療部会
「専門部会講座(治療)入門編」

粒子線治療の現状とトレンド

新潟医療福祉大学 前島 偉

1. はじめに

粒子線治療の歴史を顧みると1938年に速中性子線治療として始まった。速中性子線に対する期待は大きかったが振るわず、その後荷電粒子線治療は1946年Wilsonにより提唱された。(図1)日本国内においての粒子線治療は1979年に放医研が陽子線治療を開始した。深部腫瘍に対する陽子線治療は1983年に筑波大学で、1994年に放医研で炭素イオン線治療が開始された。2019年7月現在世界で95の粒子線治療施設が稼働しており、そのうち国内には23施設稼働している。2019年5月現在で建設中(立上げ中含)が世界で40施設あり、そのうち日本国内2施設(2021年に掛けて開設予定)を含む。さらに計画中国に23施設あり、数年先の近い将来、計画を含めて最大180施設程が稼働する試算もあります。これらから分かるように国際的にも粒子線治療の期待は高まっている。(図2,3)

今回は現在の粒子線治療の国内と世界の現状と動向、最新のトピックであるProtonArc Therapy, Flash Treatment (72Gy/secの大線量照射)を報告する。

粒子線治療の歴史

- 1938 Stone 速中性子線治療を始める
- 1952 Tobias Berkeleyで陽子線治療を始める
- 1963 日本国立がんセンター、癌研究会附属病院(癌研)、放医研が輸入直線加速器を設置。高エネルギーX線治療開始
- 1970 放射線医学総合研究所Van de Graffを用いて速中性子線治療が開始される
- 1983 筑波大学粒子線医学センターで陽子線治療が開始される
- 1994 放医研重粒子線治療が開始される
- 1998 国立がんセンター東病院が国内初の病院設置型陽子線治療の臨床での治療が開始される
- 2001 兵庫県重イオン線および陽子線治療開始

現在に至る

図1 粒子線治療の歴史

日本の粒子線治療施設(25施設)

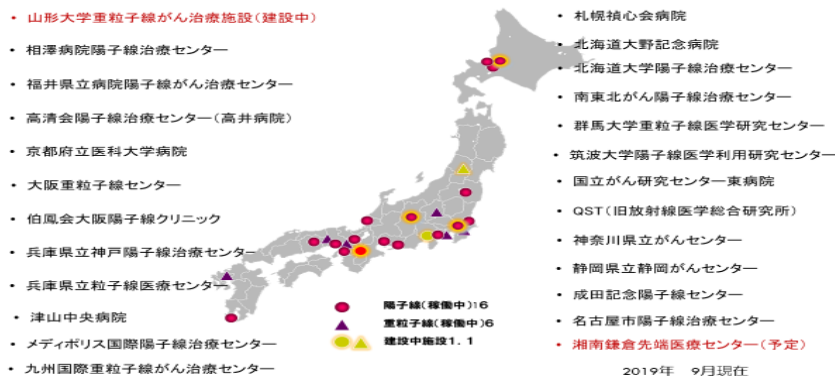


図2 日本の粒子線施設

世界の粒子線治療施設

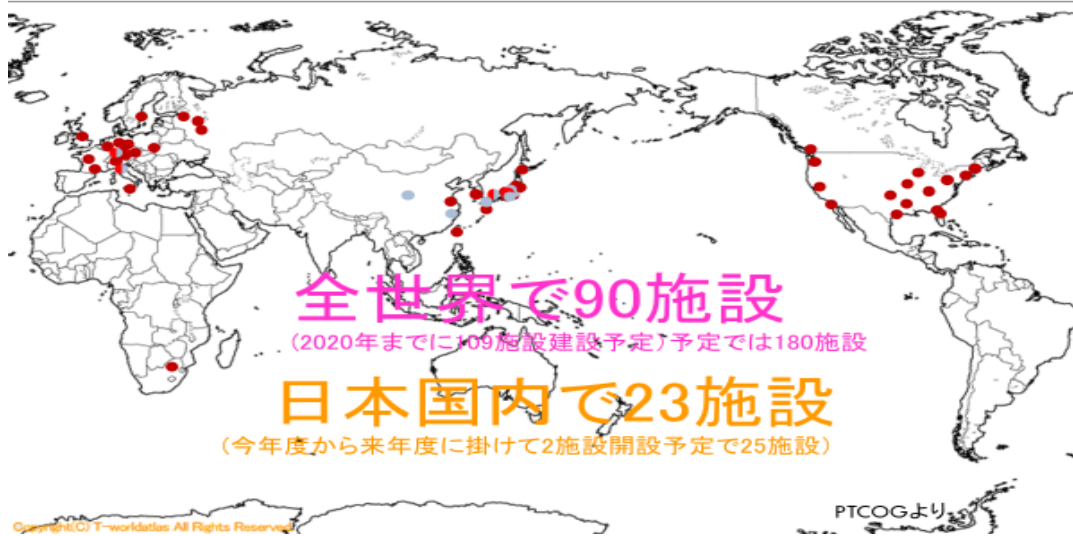


図3 世界の粒子線施設

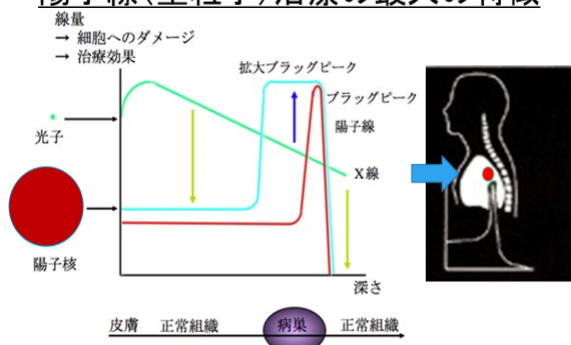
2. 粒子線治療の特徴

粒子線治療に使用される粒子線は、主に炭素イオン線と陽子線が用いられる。

粒子線は光子線であるX線やガンマ(γ)線とは物理学的特性が大きく異なり、ある一定の深さで高線量域を形成できるBragg peak(ブラッグ・ピーク)と呼ばれる特徴を有する。このピークを腫瘍の大きさに拡大(SOBP: spread-out Bragg peak)することと、腫瘍の位置にビームを一致させることで標的に集中した高線量領域を形成できる。(図4) 粒子線では標的の奥側の線量を低下させるだけでなく、手前側の線量も著しく低減させることが可能である。

そのためX線やγ線に比べて、粒子線治療の利点は優れた線量集中性と高い生物学的効果にある。そのためDNA損傷にも違いが生じる。(図5) X線・γ線においてはDNAのらせん状の2本の鎖が1本しか切断できないため、DNAが修復可能となる。粒子線の場合は2本鎖切断するので修復が難しくなる。ただDNAはがん細胞、正常細胞同じ作用をするため、粒子線においては正常組織に対してもダメージが大きいため、がん細胞だけに照射されることが望ましい。

陽子線(重粒子)治療の最大の特徴

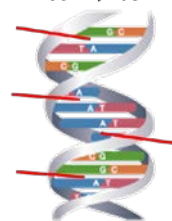


光子: 表面近くにピーク、徐々に弱まりながら通過していく
陽子線: 設定した深さで最大エネルギーを放出して止まる

図4 深さにおける線量

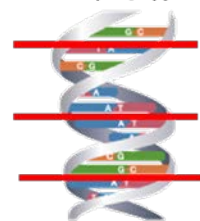
放射線の生物学的作用=DNA損傷

X線・γ線



主にSSBによる
一方(一本)だけの
鎖切断は修復可能

粒子線



主にDSBによる
二本鎖切断は修復が
難しい

図5 DNA損傷

3. 粒子線の生成法と照射までの過程

炭素イオン線は、イオン源であるメタンをプラズマ状態にし、電離して炭素イオンを取り出す。その炭素イオンをリニアックにおいて加速して、シンクロトロンでさらに加速する。(図6)

陽子線は水素ガスを用い、水素原子核から電子を取りイオン化して、残った陽子を加速することで陽子線となる。陽子を加速する装置はシンクロトロン、サイクロトロン(シンクロサイクロトロン)である。(図7) 加速された炭素イオン線と陽子線は輸送系装置で治療室まで輸送され、人体に照射される。炭素イオン線の照射装置は照射ノズルが固定されており、0度、45度、90度方向から照射される。それ以外の角度で照射するときは人体を傾けて照射する方法で行う。(図8)

陽子線は照射ノズルが回転ガントリー上にあるため任意の方向から照射が可能である。最近では炭素イオン線においても回転ガントリーが整備され人体を傾けず任意の方向から照射することが可能となった。(図9)

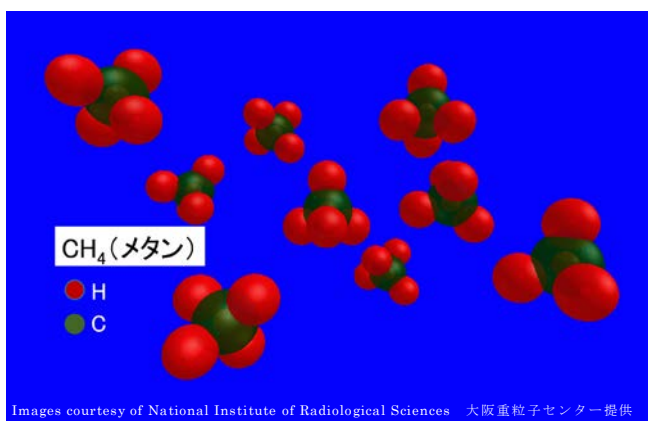


図6 メタンをプラズマ上状態にして電離する

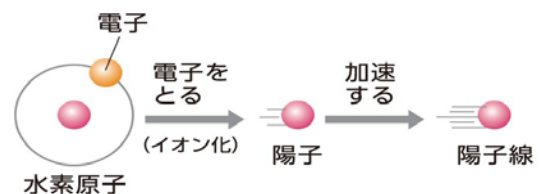


図7 陽子線生成法略図

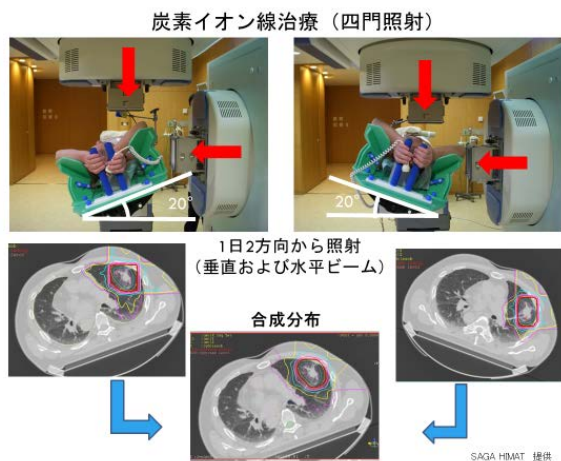


図8 固定ノズルからの照射法(傾けた場合)



図9 炭素イオン線回転ガントリー(QST病院)

4. 粒子線治療の概要

粒子線治療を受けるための条件として、以下があげられる。

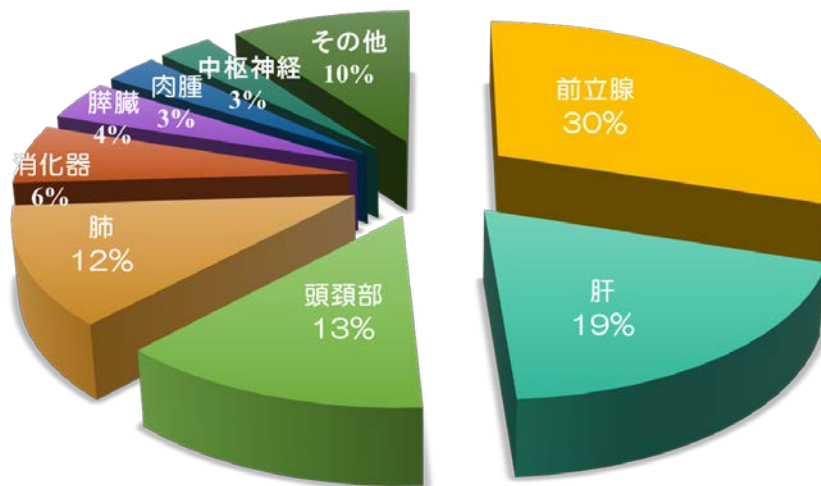
- ・他の臓器への転移がなく病巣が限られていること
 - ・原則として粒子線治療を受けようとしている部位に、以前放射線治療を受けていないこと
 - ・部位にもよるが、治療時間が長いので同じ姿勢で30分横になって動かないでいられること
- 2019年10月現在保険適応疾患は頭頸部がん、前立腺がん、骨軟部がん、小児がんである。以下にX線、陽子線、炭素イオン線治療(重粒子)における治療の回数の目安を示す。(図10)

日本国内における陽子線治療の部位別割合も以下に示す．（図 11）

適応症	組織型等	照射回数		
		X 線	陽子	重粒子
頭頸部がん	非扁平上皮がん及び涙腺がん	30-35	30-35	12-16
	頭頸部悪性黒色がん	20-30	20-30	5-16
	頭頸部扁平上皮がん	20-30	20-30	16
泌尿器がん	前立腺がん	35-39	35-39 (21)	12
骨軟部がん	頭蓋底がん	20-35	20-35	16
	切除不適応骨軟部がん	20-35	20-35	8-16
	頭頸部骨軟部がん	20-35	20-35	16

図 10 粒子線治療 保険適応疾患 治療回数

JASTRO より引用



日本粒子線治療臨床研究会のデータ(1979～2013)

図 11 日本の陽子線治療の部位別割合

5. 粒子線治療の臨床

- ・頭頸部における臨床例（図 12）陽子線は正常の脳幹, 脳, 眼球に照射されない.
- ・前立腺における臨床例（図 13）排尿障害, 直腸障害, 性機能障害, 2 次発がんを減らせる.
- ・肝臓における臨床例（図 14）特に大きな腫瘍に有効である.
- ・舌癌における臨床例（図 15）口腔内の複雑な部位にも良好な結果が得られた例.

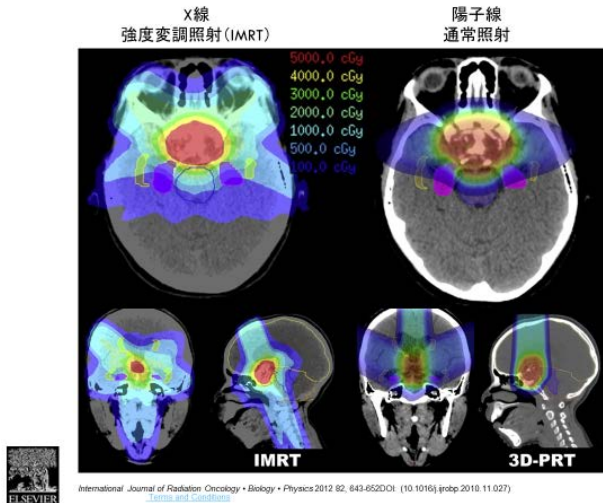


図 12 頭頸部

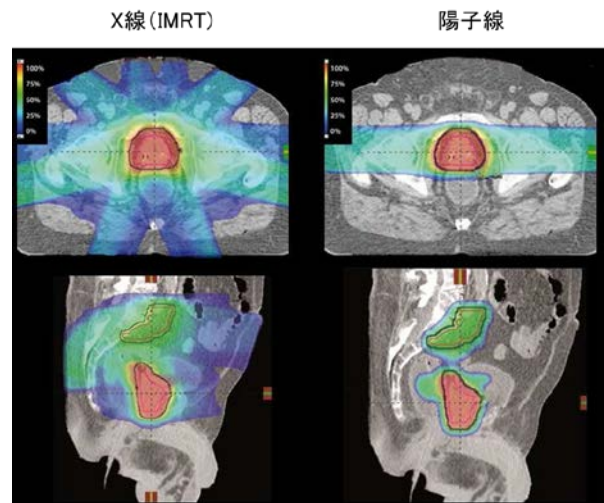


図 13 前立腺

がん放射線療法 2017 より

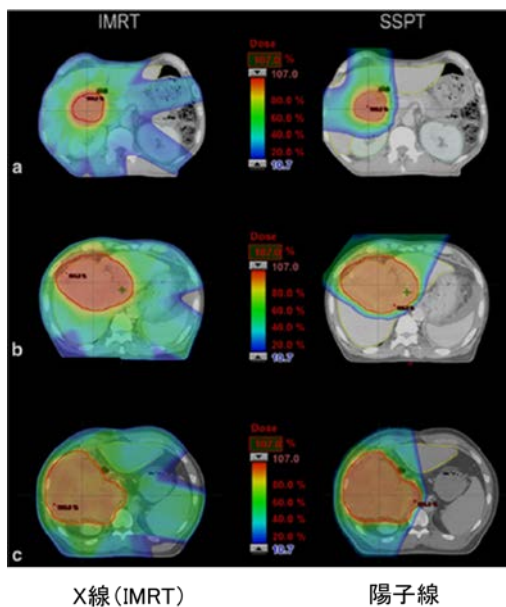


図 14 肝臓

Varian 社より

舌癌 T4aN1M0,SCC 40y F

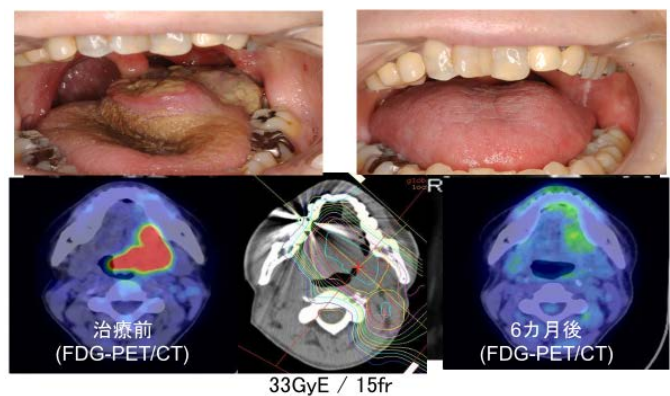


図 15 舌癌

不破先生より

- ・陽子線の治療方法として, CBCT で IGRT をすることが当たり前の技術になってきている.
- ・スキャンニング法（ライン, スポット）が主流になってきている.
- ・国内の陽子線施設ではほぼ呼吸管理（同期, 停止）の照射方法を行っているが, 欧米ではほぼ行われていない. 最近では左乳房に対して深吸気（DIBH）照射法は海外でも盛んに行われている. その影響もあり肺がんに対して呼吸管理をしていく方向の発表が ESTRO の学会発表より見られたので, 今後呼吸管理の照射法が世界に広まっていく可能性も示唆された.
- ・オンラインポジトロン放射モニター装置を用いることで, 照射範囲を可視化できる.

粒子線治療のみならず放射線治療においても、現在新しい薬剤との併用, 共同作用が注目されている.

- DNA ハイドロゲルを形成し,そこに粒子線 (放射線) 照射をすることで応答し分解、薬剤を排泄するハイドロゲル. (図 16)
- 粒子線 (放射線) 照射によりがんの抗原性の提示が向上する免疫と放射線のコラボレーション作用がある. (図 17)

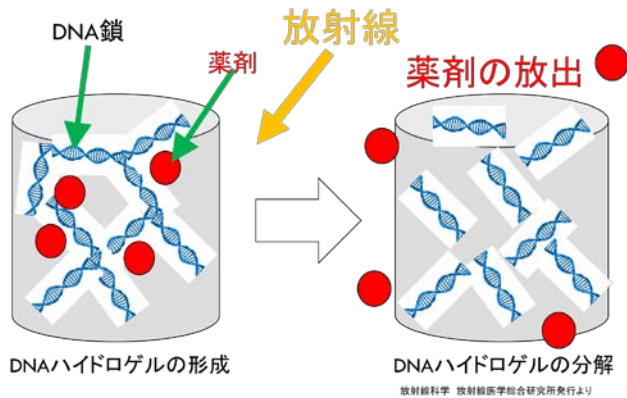


図 16 新しい薬剤との併用

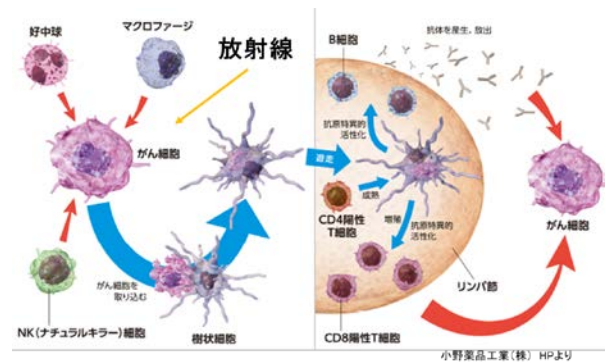


図 17 免疫と放射線の関係

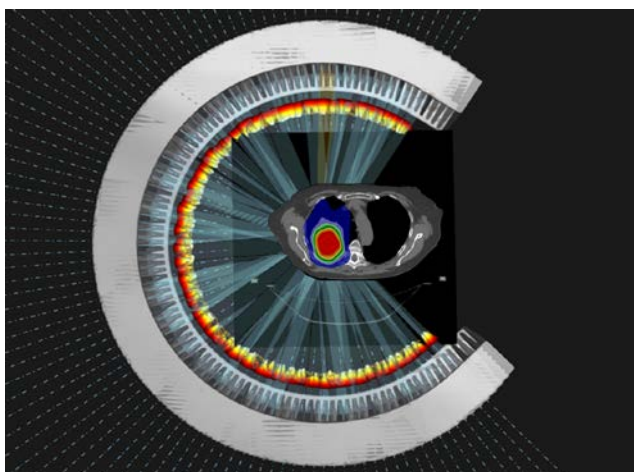
7. 粒子線治療の最新トレンド

粒子線治療の陽子線治療において、ここ 1,2 年で今までにない新しい照射方法が開発されている。以下 2 点紹介する。

- Proton Arc

リアックにおける VMAT と同様に、陽子線装置のガントリーを回転させながらスポットスキヤニングで回転照射を行う IBA 社の Spot-Scanning Proton Arc (SPArc) 法がある。(図 18) 対象部位は頭頸部(図 19) から肺, 肝臓を対象にできる. 日本では陽子線そのもので行われていない乳房照射をアメリカでは息止めで SPArc の治療を行いだしている.(図 20) X 線の DIBH に比べても肺の線量が抑えられ、心臓を明確に外せます. まだ本格稼働はしておらず、今後の展望として、ハードウェア、ソフトウェアの整備, QA 方法の確立が必要とコメントがありました.

* 図 18~20 は Beaumont 病院と IBA 社より画像提供頂いた。



☒ 18 Spot-Scanning Proton Arc Therapy

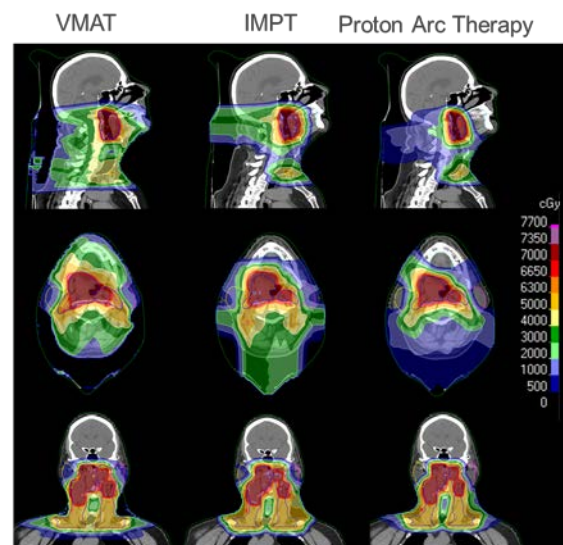


図 19 頭頸部の線量分布比較

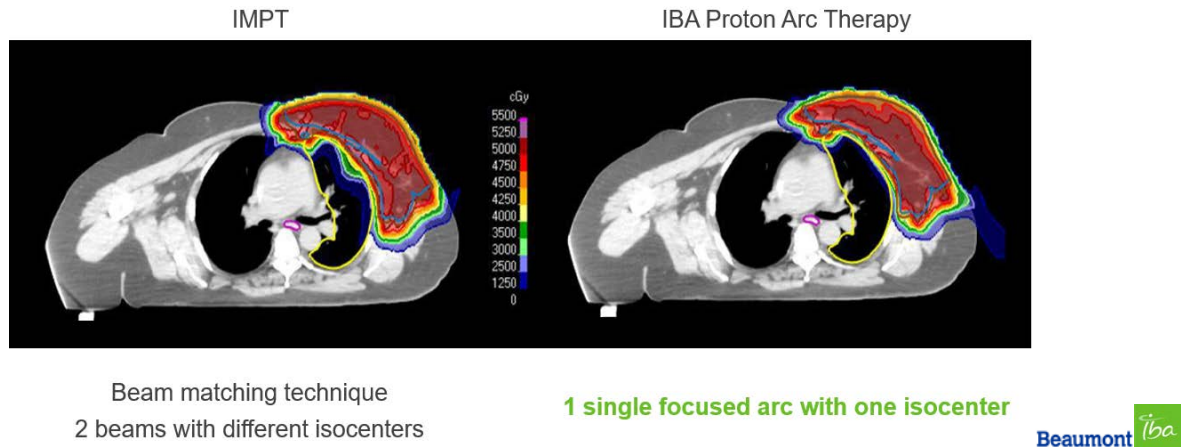


図 20 乳房照射の例

• Flash Therapy

Flash とは簡単にいうと大線量照射法です. この方法も Proton Arc と同様に 1, 2 年前より提唱されている方法である. まず Flash とは 40Gy/sec~120Gy/sec の線量で照射することを Varian 社と IBA 社の海外 2 社が定義している. 主に 72Gy/sec と提唱している. これだけの大線量を出力するには超電導のシンクロサイクロトロンか常電導のサイクロトロンの大電流の加速器でないと不可能である. Varian 社では 800nA, IBA 社は少し低いが同等近似の電流値で出力している. ハード面では整備されているように見えるが、ソフト面においてはまだまだ開発段階であり、両社ともに動物実験段階で、人体に対しては照射されていない. Varian 社の治療計画装置において人体でデモ計算がされているが、肺がんの例で、6 門 6Gy/fra x 3 Total 18Gy の分割照射が計画されていた. 72Gy/sec を 1 回で照射するのではなく、3 門の分割照射するうえで、従来の照射時間の 4 分の 1 に短縮できる治療計画が見込まれている. 1 門が 1, 2 秒以内で終了すれば呼吸管理を伴う部位に対しても、短い呼吸停止で照射が可能になると見込め革新的である.

動物の実験段階ではあるが、現段階で腫瘍に対しては従来のコンベンショナルと変わらない効果で、一番期待できるのが皮膚炎の 35%ダウンでき、肺繊維症が 25%ダウンできるということである.

マウスに対するサバイバルカーブの例 (図 21) に示す. 豚の皮膚での Flash の効果が一目瞭然で分かる写真 (図 22) と、猫の鼻の肉腫の Flash 照射が良好であった写真 (図 23) に示す.

Flash に関しては、海外 2 社が抜きに出しているが、粒子線大国の日本が冷めているのではないかとこの質問もありますが、国内で唯一サイクロトロンを手掛けている住友重機械工業は、既に Flash の定義を満たせる線量を出力できるそうだ. 更に超電導シンクロサイクロトロンも手掛けているため、今後国内メーカーでも海外の Varian 社, IBA 社と張り合えるような装置が出ると期待している. 実際 FlashTherapy が実現した場合、X 線治療との差別化が明確になると思われるため、今後期待していきたい.

8. 最後に

この度の発表に対し以下の先生方に資料提供など頂きました. 心より御礼申し上げます.
 成田記念病院 柳先生 伊勢赤十字病院 不破先生 東京女子医大 西尾先生
 大阪重粒子センター 石居先生 佐賀 HIMAT 佐藤先生 京都府立大学 太田先生
 大阪陽子線クリニック 櫻井先生 高井病院, 相澤病院陽子線スタッフ皆様
 各種メーカー殿

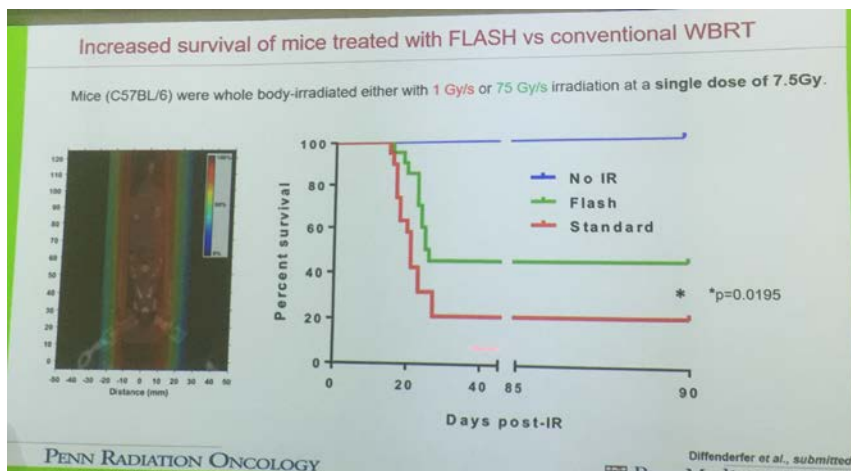
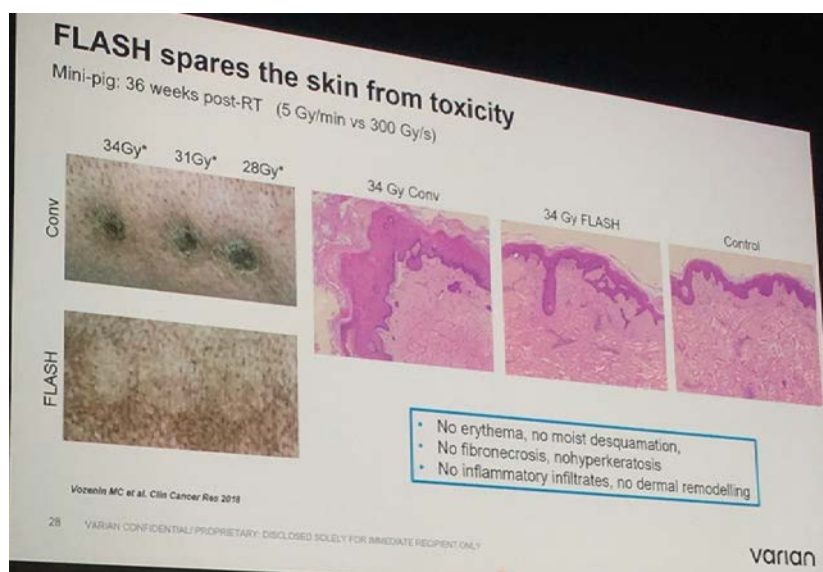
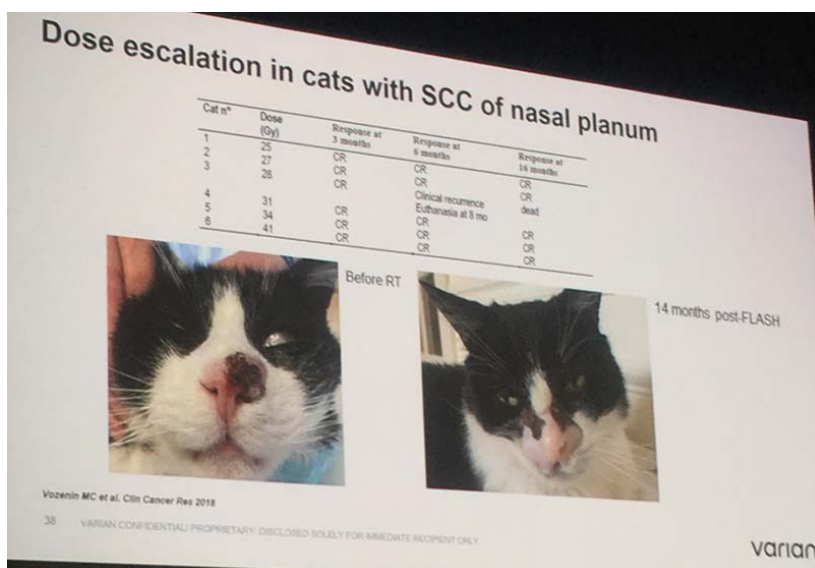


図 21 Flash ネズミのサバイバルカーブ IBAMeeting 前島撮影



(図 22) 豚の皮膚線量 VarianMeeting 前島撮影



(図 23) 猫の鼻の肉腫 VarianMeeting 前島撮影

IMRT の治療計画のピットフォール

近畿大学病院 松本 賢治

1. はじめに

強度変調放射線治療(Intensity modulated radiation therapy : IMRT)は, 2000 年ごろから普及し始め, 現在では外部照射装置の技術的発展に伴い多くの施設で施行されるようになった. IMRT では, ターゲットとなる腫瘍(Planning target volume : PTV)と隣接するリスク臓器(Organ at risk : OAR)の空間的配置に伴う適切な線量勾配を計画者の意図に沿って作成できるため, 頭頸部や前立腺に代表される多くのがんに対して施行されるが, その計画の精度は計画者のスキルに依存する¹⁾. 質の高い IMRT の治療計画を作成するためには, 治療計画に関するスキルのみならず, 固定具作成, 患者への協力の説明, plan QA および照射開始後の治療現場からのフィードバックなどが重要となると考える. 今回の報告では, 当院で経験した上記の項目におけるピットフォールについて臨床現場で働く技師の視点でまとめたので報告する.

2. IMRT の最適化計算の条件について

Conventional な治療で行われている forward planning に対して, IMRT の最適化計算(Optimization)では, 逆計算(inverse planning)によって求める線量分布を作成する. Optimization を実行するためには, 正確に PTV および OAR の輪郭抽出(contouring)を行わなければならない. 特に IMRT ではリスク臓器に対する Planning risk volume(PRV)マージンを考慮した contouring が必要になる臓器も存在する. Lee らは, IGRT の精度によって PRV マージンの量は変更する必要があるとしており, 3 軸照合では 6 軸照合に比べてより大きいマージン量が必要になる可能性を述べている²⁾. Optimization では, contouring を行なった各臓器(structure)に対して目標とする体積(volume), 線量(dose)および優先度(priority)を指定し PTV であれば上限(upper objective)および下限値(lower objective), OAR であれば lower objective を用いて線量体積ヒストグラム(dose volume histogram : DVH)を確認しながら最適化を繰り返し行うこととなる. 指標となる各臓器の線量制約は, 放射線治療ガイドライン等を参考にするのが一般的である. 一般的に optimization には計算時間が伴うためあまり多くの計画を作成することができない. 当院では, PTV に対して正規化を行う体積線量の upper object(当院の場合は, $D_{95}=100\%$), OAR に対しては lower object(例えば正常肺

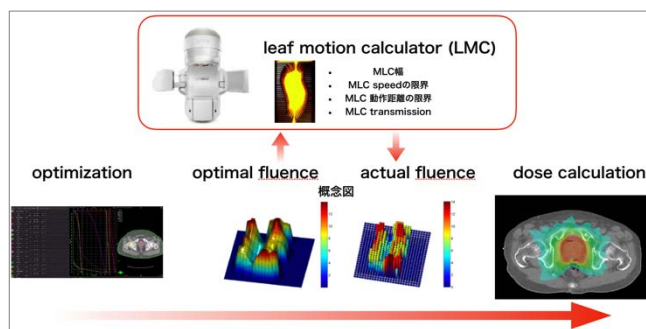


Fig.1 optimization 後の線量分布計算までの流れ

の場合, $V_{20}=25\%$ など)を optimization 時に指標として作成し(priority を 0 とし最適化計算には影響しないようにしている), 最終的な線量計算後の線量と大きな乖離が生じないことを確認しながら効率良く行なっている. optimization を経て線量分布の計算が終了するまでの過程を Fig.1 に示す. optimization で作成された optimal fluence は, leaf motion calculator を介し

て機械的な制限(例えば multileaf collimator : MLC の移動速度など)を反映させた照射が実現可能な actual fluence に変更されたのち線量分布の計算が実行される。したがって、optimization 中の線量分布と最終の線量分布および DVH には乖離が生じる。また、不均質領域の大きい肺野などでは、Intermediate dose の計算を行うことが重要となる。Optimization では、各リスク臓器の線量制約を正確に把握し目標値を設定しなければならない。線量指標の参考となるガイドラインには、QUANTEC, RTOG, JCOG などの各臨床試験グループの線量指標が参考となる。DVH を用いた評価となるため、対象となる臓器(直腸など)によっては輪郭作成の範囲を施設で決定する必要がある。IMRT の治療計画では PTV が皮膚面付近までである場合、D₉₅等の線量正規化(normalization)を行うと表面付近の線量減少に伴う低線量領域の拡大によって、過大に線量が投与される計画になることがある。Wang らは、Eclipse において Body contouring を拡大することによって皮膚面付近の線量分布の計算線量の精度の改善を行うことが可能であることを報告している³⁾。このような方法を利用して計算結果をより良い精度で行うことが重要である。治療計画装置 Eclipse はバージョン 13.5 から generalized equivalent uniform dose (gEUD)のパラメーターが搭載されており、optimize に用いることが可能となっている。Fogliata⁴⁾らは、gEUD の臨床使用における注意点を述べており OAR に対して gEUD を使用する場合、有効に線量低減を実現できるとしているが特定の臓器ごとに a の最適値が不明であるため、変数 a の値を 1~10 の範囲で用いることが望ましいとしている。Fig.1 に計算式および gEUD 最適化の概念図を示す。変数 a の値は大きくなるにつれ OAR 内の高線量を低減するように線

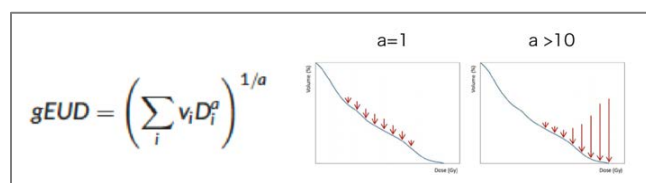


Fig.2 gEUD の計算式と変数 a の概念図

量計算に影響する。特に PTV 近傍に存在する OAR に対しては 1~5 までの範囲での使用が安全となるとしている。変数 a は、DVH の形状に依存するため使用の際は、DVH および線量分布を十分に確認する必要がある。

3. 幾何学的な照射条件について

IMRT の治療計画では、Gantry, collimator 及び couch の角度は計画者が決定しなければならない。通常の計画では noncoplanar 照射は基本的に使用しないが、当院では鼻腔がんなどの PTV と OAR が非常に近接した場合などは、VMAT の noncoplanar 照射を積極的に行う(Fig.3)。この場合、眼球やレンズの線量を減少させるため、collimator 角度を gantry の回転方向を考慮して設定することが重要である。また、VMAT の治療計画時には gantry と



Fig.3 noncoplanar 照射を利用した鼻腔がんの VMAT 計画

寝台及び患者との衝突を避ける幾何学的条件を設定する必要がある。アイソセンターを外側に設定する場合や、体格の大きい患者の治療計画の場合は特に注意が必要であり、時には Full arc ではなく partial arc を多く用いることで対応することができる。VMAT の治療計画における Noncoplanar 照射は胸部領域でも利用される場合があり、欧州放射線腫瘍学会(ESTRO)では、胸部領域のびまん性大細胞型 B 細胞性

リンパ腫(DLBCL)の残存腫瘍に対する照射で利用が推奨されている。Butterfly VMAT と呼

ばれており, coplanar と noncoplanar を組み合わせた照射方法となる⁵⁾. VMAT では角度の組み合わせによって線量分布の形状が変わるため, より良い組み合わせを計画者は検討する必要がある. IMRT の照射時間は, conventional な治療に比べ長時間となることが多い

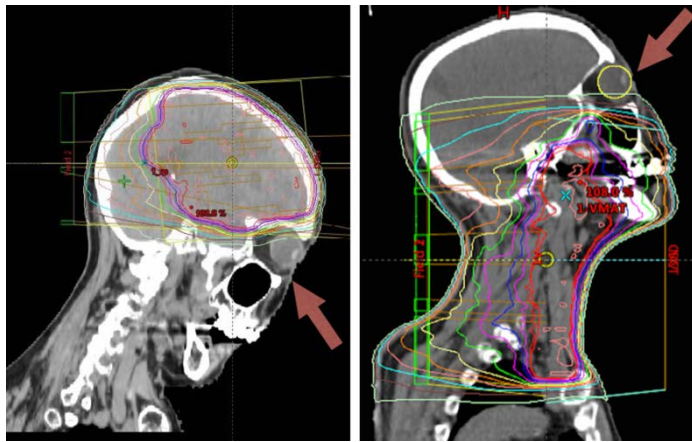


Fig.4 顎上げ下げによる眼球線量の低減例

ため, 患者固定方法は患者に適切な体位の選択が必要である. また, 再現性や治療計画のしやすさも考慮に入れなければならない. したがって, 治療計画 CT に携わる技師の技量は治療精度を左右する非常に重要なファクターとなる. 前立腺がんでは, 蓄尿および排便の指示を的確に行い, 撮影時にはしっかりと確認しなければならない. 蓄尿量が足りない場合や, 排便が十分でない場合は, 患者にしっかりと説明し協力を得る必要がある. 放射線科の看護師と情報共有を行い

い対応することが重要である. Fig.4 に当院の頭頸部領域における顎の上げ下げを行なった治療計画例を示す. 上咽頭がんでは顎上げ, 頭部上方の悪性神経膠腫では顎下げの体位を採用して固定シェルの作成をすることで, 眼球および水晶体の線量低減を図っている. またリスク臓器を照射領域から外すことによって治療計画を単純化することができるのもメリットである. このような, 照射部位を理解して体位の選択をする技量が現場の技師には求められる. 肺がんの VMAT 治療計画の場合には, 呼吸性の移動に伴う照射領域の拡大を正確に把握する必要がある. 当院では, VMAT は照射時間が長いいため呼吸停止や呼吸同期法を採用するのは現実的ではなく, 呼吸性移動を把握し internal target volume(ITV)を, 4DCT を用いて作成する. CT 撮影時の呼吸は, 照射時と同じ状態とするため患者への説明をしっかりと行い, リラックスした状態で撮影することが重要となる.

4. 障害発生リスクについて

IMRT の治療計画では, 計画者は照射部位における障害発生リスクを理解して計画の作成を行わなければならない. 各リスク臓器の耐容線量は既出のガイドラインを参考にする. 頭頸部がんの IMRT 治療では, 放射性脊髄炎に代表される多くの障害の発生リスクが存在する. Conventional な治療では, 頸部領域の皮膚の早期障害は必発であった. 皮膚の早期障害の耐容線量は 30Gy が指標となるため, IMRT ではそれ以上の線量が不必要に投与されないように考慮しなければならない. 線量分布および DVH の確認は必要であるが 10MV の利用によって皮膚の線量低減が可能となる. また, IMRT の治療では flattening filter free(FFF)ビームの利用も可能であるが, 2Gy/Fr の照射では gantry 回転速度の限界によって高線量率の利点を活かすことは出来ない. 特に 10MV の FFF は FF に比べて低エネルギー成分の増加に伴う入射面の

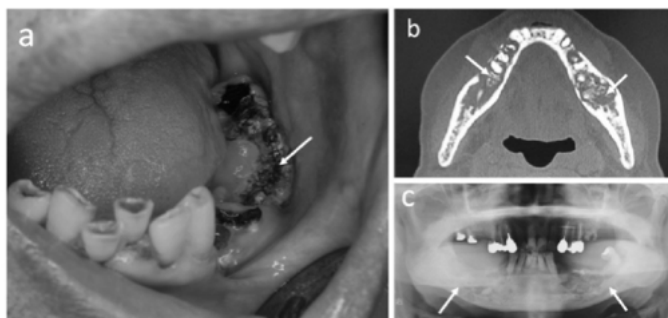


Fig.5 VMAT 照射後の下顎骨壊死

線量増加が顕著であるため, その臨床的な利用価値は小さいと言える⁶⁾. 口腔がん等の治療計画では, 下顎骨の線量が高くなることもあるが, 60~65Gy 以上の照射で顎骨壊死の割合が増加するので注意が必要である. Fig.5 は当院の顎骨壊死を来した症例の報告である⁷⁾. 照射によって下顎骨の腐骨が露出した例であり,

放射線治療に加えて顎骨壊死をきたす要因として、治療前後の抜歯や歯周組織の炎症の影響も約 60%あるため、治療後の口腔ケアは非常に重要となる。

5. Plan QA からのフィードバックについて

IMRT の照射は必ず plan QA を行わなければならない。QA の目的は計画通りに照射が行えることを確認することであるが、ガンマ法を用いた pass 率の評価や電離箱による線量評価では、エラーが発生した場合の原因を特定することは難しい。Pass 率では、ガンマ法の criteria に pass 率が依存するため criteria の条件を妥当なものを用いなければ、適正な QA 結果の評価をしていることにならない。仮に 3mm3%で 95%の pass 率を得られたとしても、同時に criteria の値を適宜変更して pass 率の変化を確認しその pass 率の変化の傾向を評価することも重要である。当院では、Arccheck および電離箱を用いた VMAT の plan QA を行なっており、ガンマ法の criteria は 2mm2%を基本として評価を行なっている。通常、90%以上の pass 率を下限值(Lower limit)として運用しているが、pass 率が条件を満たさない計画に対して、計画装置上で MLC の動きやその他の照射条件を確認して必要であれば再度 optimization を行うことがある。Fig.6 に骨盤部の孤立性形質細胞腫の再プラン行なった 1 例を示す。初回の計画では、腹腔内の線量を大きく減少させる線量制約を行なっていたが、患者の左側の照射は非常に狭いリーフ幅の照射セグメントを多用した計画となっており pass 率が当院の lower limit を下回る QA 結果となった。再計算では avoidance sector(左の扇状で表示した回転領域)もしくは回転角度の縮小を用いることによって照射を行わない領域を作成することで pass 率および線量誤差が改善した症例である。

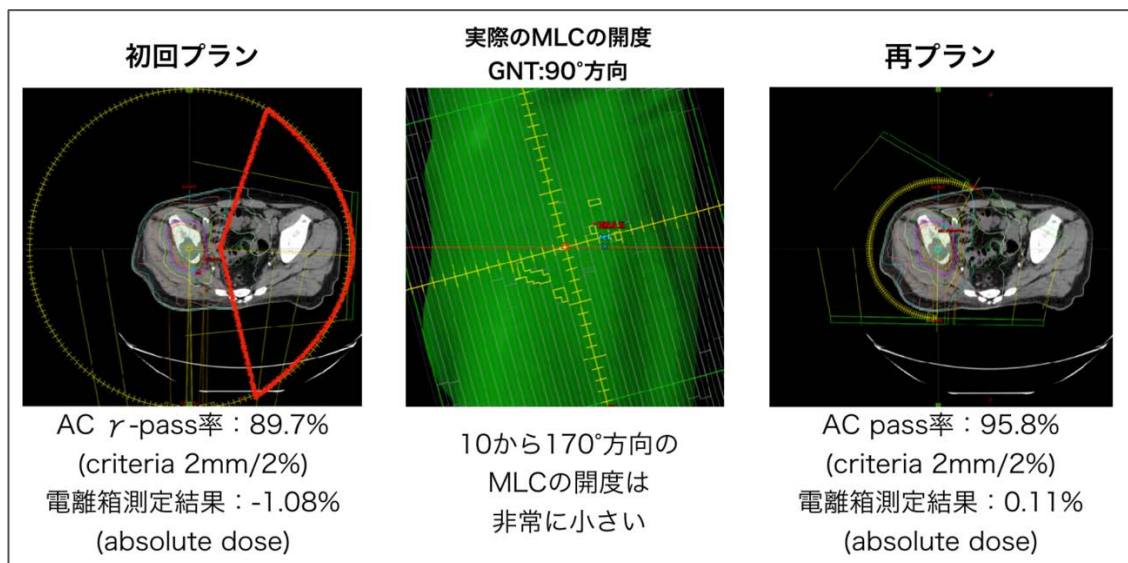


Fig.6 plan QA の結果から再計画となった VMAT plan の 1 例

また、ある施設において数例の IMRT plan QA 結果で連続的に 4~5%の出力が上昇する事例が生じた。線量増加の原因はキャリッジの位置誤差に起因するものであり、キャリッジ位置の調整後は IMRT plan QA は問題ない結果となった。IMRT では、キャリッジの位置誤差の線量に対する影響は 1 本の MLC の位置誤差に比べて非常に大きくなる。キャリッジの位置精度を管理するには fence test の実施が有効である。Fence test で得られた横方向のプロファイルを用いて半値幅(FWHM)を求めて評価することが望ましいが、非常に煩雑な作業となる。効率的な運用のために当院では、portal dosimetry 機能を利用してベースラインとして設定したデータと比較し、プロファイル形状の不変性の確認を行なっている。

6. 治療現場からのフィードバックについて

現在、高精度放射線治療の実施には IGRT 機器を用いた治療位置の照合は必須となっている。中でも cone beam CT (CBCT) は三次元データを用いて臓器照合が可能のため非常に有用な照合方法となる。IMRT ではターゲットに対して正確に線量分布を計算しているため、経過時間に伴うターゲットおよび OAR の位置変動に注意しなければならない。当院では CBCT 撮影時に、ターゲットおよび OAR 位置の再現性を評価しフィードバックするようにスタッフ全員に周知している。治療途中に撮影した CBCT によって再計画となった症例を Fig.7 に示す。胸腺がんは 20 回目に撮影した CBCT 画像でターゲットの縮小が顕著であったため縮小となった例である。上顎ユーイング肉腫は、同じく 20 回目の CBCT

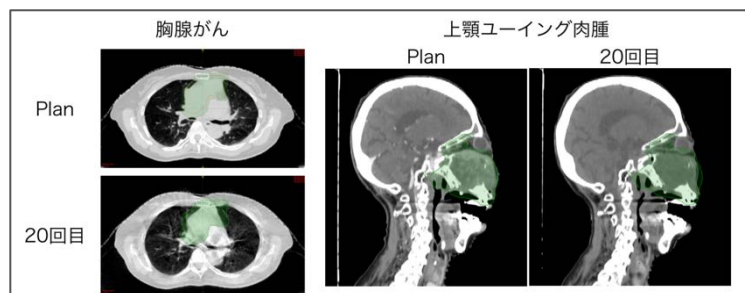


Fig.7 CBCT 画像から再計画となった VMAT plan の例

において、腫瘍の縮小に伴い視神経および眼球の位置が正常な位置に戻り PTV(緑色の contouring) 内に含まれているため再計画となった。これらの事例のように、現場の技師が把握した情報を医師にフィードバックすることで IMRT の治療計画に参画し、より良い治療を提供することができる。

7. まとめ

今回、IMRT の治療計画におけるピットフォールを解説した。IMRT は最適化計算を含む治療計画がメインとなると思われるが、治療計画 CT や治療現場からの情報もピットフォールに陥ることなく質の良い IMRT 治療計画の実現には非常に重要なファクターとなる。質の高い IMRT 治療計画のために、診療放射線技師として真摯に学び、取り組むことが大切である。

8. 参考文献

- 1) Marks LB, Ten Haken R, Martel M. Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010;76(3):Supplement, S1-S160.
- 2) Lee J, kim J, Ye J, et al. Dosimetric effects of rotational setup errors on lung stereotactic ablative radiotherapy using volumetric modulated arc therapy. *BJR* 2015;88.
- 3) Wang L, Cmelak AJ, Ding GX. A simple technique to improve calculated skin dose accuracy in a commercial treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(2):191-197.
- 4) Fogliata A, Thompson S, Stravato A, et al. On the gEUD biological optimization objective for organs at risk in photon optimizer of eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(1):106-114.
- 5) Alison S, Jonathan, Rebecca Lynn, et al. Comparison of butterfly volumetric modulated arc therapy to full arc with or without deep inspiration breath hold for the treatment of mediastinal lymphoma. *Radiat Oncol*. 2018;129:449-455.
- 6) Jason C. Surface dose variation in 6 and 10 MV flattened and flattening filter-free (FFF) photon beams. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17(5):293-307.
- 7) 松永和秀, 他. 頭頸部癌患者における放射線性顎骨壊死に関する臨床的検討. 近畿大学医誌 2016 第41巻3, 4号 77-84

寄稿 治療技術事始め

吸収線量計測に必要な空洞理論

熊本大学 荒木 不次男

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。

1. はじめに

現在の放射線治療技術は、最近の 20 年間のコンピュータテクノロジーの進歩とともに、高精度放射線治療へと急速に進歩してきている。それに伴って、治療線量の測定理論、測定技術、検出器の開発も進歩し、また多様化してきている。とくに定位放射線治療における小照射野の線量計測、最近では MR 磁場下での線量計測も重要になってきている。一方、従来の吸収線量計測法も段階的に改善されている。

近年、放射線治療における線量計測に大きなインパクトを与えたのは、医用加速器のシミュレーションを目的にカナダの NRCC で開発された EGSnrc/BEAM モンテカルロコード¹⁾の幅広い利用である。BEAM コードは、GUI ベースで医用加速器のシミュレーションが比較的簡単に可能で、現在世界各国の多くのユーザに利用されている。最近では、いろいろなモンテカルロコードの利用によって、治療線量計測におけるいろいろな物理データは、測定ベースからモンテカルロ計算ベースに移行し、これまでの測定で分析できなかった詳細な物理データがモンテカルロ計算によって明らかになってきた。

現在、吸収線量計測プロトコルはコバルト照射線量校正からコバルト水吸収線量校正に代わり、空洞理論を直接知らなくても水吸収線量は求めることが可能になったが、線質変換係数の中身を理解するには空洞理論の知識が必要である。また、定位放射線治療における小照射野の線量計測や Flattening Filter Free (FFF) ビーム、今後国内にも導入されることが予想される MR-リニアックにおける磁場下での線量計測は、空洞理論の応用が必要で、その理解が重要である。本報告では、最初に国内の標準計測法の変遷を述べて、次に吸収線量計測に必要な空洞理論について述べる。

2. 標準計測法の変遷

2.1. 標準測定法 72, 74

国内では、1972 年に「放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギー X 線の吸収線量の標準測定法」²⁾が日本医学放射線学会物理部会編として刊行され、1974 年には「放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法」³⁾が刊行された。当時の標準測定法では、用語集や校正点の吸収線量について簡単に説明されている。当時使用されていた照射線量は、レントゲン(R)であり、光子線では線質 λ におけるラド変換係数 C_λ (rad/R) を用いて、校正点における水の吸収線量 $D_c(A)$ が、次式で与えられた。

$$D_c(A) = C_\lambda \cdot N_c \cdot k_1 \cdot R \quad (1)$$

ここで、 N_c はコバルト校正定数、 k_1 は大気補正係数、 R はリファレンス線量計の読み値である。 ^{60}Co ガンマ線の場合 C_λ は、0.95 (rad/R) で与えられた。これは、 $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ (C/kg)}$ であるので、 $36.8 \text{ (Gy/Ckg}^{-1})$ で表される。X 線の線質は、 $\text{PDD}(10 \times 10, 20) / \text{PDD}(10 \times 10, 10)$ から決定されている。

電子線では、実用飛程 R_p から得られた最頻入射エネルギー $(E_p)_0$ におけるラド変換係数

C_E (rad/R) を用いて、校正点における水の吸収線量 $D_c(A)$ が、次式で与えられた。

$$D_c(A_0) = C_E \cdot N_c \cdot k_1 \cdot K_1 \cdot M \quad (2)$$

ここで、 K_1 はイオン再結合補正、極性効果、擾乱補正などを含んでいる。 M は線量計の読み値である。各深さ d における最頻エネルギー $(E_p)_d$ は、 $(E_p)_0$ と R_p から決定される。 C_E は最頻入射エネルギー $(E_p)_0$ において、各深さ d で与えられている。

標準測定法では、ICRU Report⁽⁴⁻⁹⁾、IAEA TRS-110 (1970)⁽¹⁰⁾、NACP Report (1972)⁽¹¹⁾ が参考にされている。ちなみに、米国物理学会 (AAPM) の Medical Physics は 1974 年から出版されている。

2.2. 標準測定法 86

1986 年に「放射線治療における高エネルギー X 線および電子線の吸収線量の標準測定法」⁽¹²⁾ が日本医学放射線学会物理部会編として刊行された。この改訂版では、コバルト照射線量校正に基づく吸収線量計測法の基本的な理論が、白貝の空洞理論^(13,14) に基づいて詳しく説明されている。また、ICRU Report 35⁽¹⁵⁾、AAPM TG-21 (1983)⁽¹⁶⁾、NCRP Report No.69 (1981)⁽¹⁷⁾ が参考にされている。この時は、モンテカルロ計算が未だ普及していなく、空洞理論、すなわち照射線量から水吸収線量への変換に必要な物理係数は、単一エネルギーにおける物理データに基づいた解析的な方法で行われている。また、吸収線量変換係数 C_λ (Gy/Ckg⁻¹) は SI 単位に基づいて、⁶⁰Co γ 線の C_λ は 36.7 (Gy/Ckg⁻¹) (SAD=80 cm) で与えられた。 C_λ には電子フルエンス擾乱補正係数 P_f と変位計数 P_d が含まれている。

一方、電子線では最頻入射エネルギー $(E_p)_0$ に代わり、平均入射エネルギー \bar{E}_0 が使用されるようになった。また、実用飛程 R_p に代わり、線量半価深 R_{50} を用いて $\bar{E}_0 = 2.33 \cdot R_{50}$ から平均入射エネルギーが得られている。各深さの平均エネルギー \bar{E}_d は、平均入射エネルギー \bar{E}_0 と水/空気の平均質量衝突阻止能比の関係から、同じ平均質量衝突阻止能比となる平均入射エネルギー \bar{E}_0 を各深さの平均エネルギー \bar{E}_d として決定している。電子フルエンス擾乱補正係数については、Johansson ら⁽¹⁸⁾ のピーク深での測定データをもとに決められた。

測定法 86 は、コバルト照射校正定数 N_c に基づいており、吸収線量変換に使用される物理データの多くは、測定データから得られている。吸収線量評価においては、水ファントムの他に、いろいろな水等価固体ファントムに対する物理データも提供されている。ただし、水吸収線量の不確定度については、十分に評価されていない。測定法 86 では、NACP (1980)⁽¹⁹⁾、AAPM TG-21 (1983)、ICRU Report 35 (1984) が参考にされている。

2.3. 標準測定法 01

2002 年に「外部放射線治療における吸収線量の標準測定法」⁽²⁰⁾ が日本医学物理学会編として刊行された。名称のわずかな変更と日本医学物理学会からの発行となっている。

国外においては、2002 年においては、AAPM TG-51 (1999)⁽²¹⁾ と IAEA TRS-398 (2000)⁽²²⁾ が、水カロリメータやグラフイトカロリメータを用いたコバルト水吸収線量校正に基づいた水吸収線量計測プロトコルが刊行され、これまでのコバルト照射線量校正に基づく吸収線量計測プロトコルから大幅に改定された。また、これらのプロトコルでは、測定ベースの物理データが採用されていたが、多くの物理データがモンテカルロ計算ベースのものに変更になり、さらに不確定度の評価が加えられ、より高精度な線量計測が可能になった。とくに、水/空気平均制限質量衝突阻止能比は、実際の医用加速器をモンテカルロシミュレーションして得られたビームによって計算された値が採用され、阻止能比がより厳密に評価されるようになった。さらに、各種電離箱について、コバルトに対する X 線・電子線での感度変化を補正する線質変換係数 k_Q が導入された。その際、光子線の線質指標として PDD (10, 10), TPR_{20,10}、電子線では線量半価深 R_{50} が導入され、水/空気平均制限質量衝突阻止能比などの物理データが、線質指標に基づいて算出されるようになった。

国内では、未だカロリメータによる吸収線量計測が確立されておらず、一時的にコバルト照射

線量校正定数に基づいて、計算による水吸収線量定数が採用された。また、IAEA TRS-398 にしたがって、 $TPR_{20,10}$ の関数としての線質変換係数 k_Q が各種の電離箱において与えられた。取りあえずは、国外のカロリメータで直接値付けされたコバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60Co}$ との比較から水吸収線量の精度は保たれているが、この時点では、線質 Q における水吸収線量は、コバルト照射線量校正定数に基づいて次式で与えられた。

$$D_w^Q = M_Q N_c k_{D,X} k_Q \quad (3)$$

ここで、 $k_{D,X}$ は校正定数比 ($N_{D,w}^{60Co} / N_c$) である

2.4. 標準計測法 12

2012 年に、現在の「外部放射線治療における吸収線量の標準測定法」²³⁾ が日本医学物理学会編として刊行された。これは、産総研で開発されたグラフアイトカロリメータによるコバルト水吸収線量校正が採用され、新たに小照射野や FFF ビームに対する線量計測も追加された。

これによって、直接にコバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60Co}$ が提供されるようになり、これまでのコバルト照射線量校正定数から空洞理論を利用した吸収線量変換の必要がなくなった。現プロトコルでは、空洞理論の考えは線質変換係数の算出においてのみ考慮されている。したがって、逆に、従来の照射線量と吸収線量の理論的な関係を理解する場合に、ユーザには分かりづらくなっている。

今後は、線質変換係数 k_Q もカロリメータで測定された値が提供されるようになると思われるが、すべての測定条件で水吸収線量校正が可能とは限らないので、電離箱を含むいろいろな検出器の利用においては、空洞理論を理解しておくことは重要である。

3. 空洞理論

今日行われている大半の吸収線量の測定は電荷量の測定を基本としている。一般には気体中の電荷量、すなわちエネルギー吸収量は、物質でのエネルギー吸収量に関係付けられる。この関係付けを行うのが空洞理論(cavity-chamber theory)である。ここでは、気体の種類による混乱を避けるために空洞内の気体は空気として取り扱う。

空間的に一様な光子フルエンス ϕ にさらされた一様な媒質中に空洞を考える。この場合、媒質に対する吸収線量 D_{med} と空洞に対する吸収線量 D_{air} とは一般に異なり、空洞の大きさに依存する。空洞の大きさとして、次の 3 つの場合を考える²⁴⁾。

- (1) 空洞の大きさが電離荷電粒子(2 次電子)の飛程に比べて小さい。
- (2) 空洞の大きさが 2 次電子の飛程とほぼ同じ。
- (3) 空洞の大きさが 2 次電子の飛程より大きい。

3.1. 空洞が小さいとき(図 1 B)

3.1.1. Bragg-Gray の空洞理論

Bragg-Gray の空洞理論には、以下の仮定(条件)が含まれている。

- (1) 媒質中で発生した電子のフルエンス ϕ_e は空洞中で変化せず一様である。すなわち、空洞は荷電粒子の場を乱さないように十分小さい。
- (2) 空洞中での光子の反応は無視でき、1 次光子フルエンス ϕ も一様である。すなわち、空洞の電離電荷は通過する荷電粒子により生成され、集められたものである。

光子ビームが媒質中を通過する場合、光子は図 2 に示すような電子飛跡を発生する²⁵⁾。ここで、媒質中に空気が充填された微小空洞を考える(説明の都合上、空洞はかなり大きく描かれている)。この空洞の大きさは、物質中に空洞を挿入したことによって、その位置で 2 次電子の数や分布状態(電子フルエンス・スペクトル)に変化を受けない微小なものとする。したがって、空洞を通過するすべての 2 次電子は周囲の媒質により生成されたものと考えることができる。この 2 次

電子によって空洞内に生じたイオン対は、空洞空気に吸収エネルギーを与える．ここで、空洞空気中で単位質量 m_{air} 当りに生じたイオン対の一方符号の電荷量 $Q[\text{C}]$ とすると、空洞空気中で単位質量当りに吸収されるエネルギー D_{air} は、

$$D_{\text{air}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad [\text{J/kg}=\text{Gy}] \quad (4)$$

である． (W_{air}/e) は空気中での 1 イオン対当りの平均エネルギーである．

一方、 D_{air} と空洞がないときのその中心点での媒質の吸収エネルギー D_{med} は、電子フルエンス Φ_e と質量衝突阻止能 $(dE_{\text{col}}/dx)/\rho$ あるいは S_{col}/ρ の関係からそれぞれ次式で与えられる．

$$\text{空洞中の吸収線量は} \quad D_{\text{air}} = \Phi_e^{\text{air}} \left(\frac{1}{\rho} \frac{dE_{\text{col}}}{dx} \right)_{\text{air}} = \Phi_e^{\text{air}} \left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{air}} \quad (5)$$

$$\text{媒質中の吸収線量は} \quad D_{\text{med}} = \Phi_e^{\text{med}} \left(\frac{1}{\rho} \frac{dE_{\text{col}}}{dx} \right)_{\text{med}} = \Phi_e^{\text{med}} \left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{med}} \quad (6)$$

ここで、Bragg-Gray の仮定(1)より $\Phi_e^{\text{air}} = \Phi_e^{\text{med}}$ ，すなわち荷電粒子平衡が成り立つので D_{air} と D_{med} の比は、式(5)と(6)より

$$\frac{D_{\text{med}}}{D_{\text{air}}} = \frac{\left(\frac{1}{\rho} \frac{dE_{\text{col}}}{dx} \right)_{\text{med}}}{\left(\frac{1}{\rho} \frac{dE_{\text{col}}}{dx} \right)_{\text{air}}} = \frac{\left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{med}}}{\left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{air}}} = \left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{med}} \quad (7)$$

となる． $(S_{\text{col}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{med}}$ は、2 次電子に対する媒質と空洞空気の質量衝突阻止能比である．したがって、媒質の単位質量当たりの吸収エネルギーは、式(4)と(7)から

$$D_{\text{med}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{med}} \quad [\text{Gy}] \quad (8)$$

で与えられる．この関係式を Bragg-Gray の空洞理論²⁵⁾ という．Bragg-Gray の空洞理論では、光子によって生成された一次電子は、連続的な減速近似(Continuous slowing down approximation, CSDA)にしたがって、物質中の電子を電離・励起しながら“連続的”にあるいは非常に小さなステップでエネルギーを損失する．すなわち、一次電子は二次電子(δ 線)を発生せず、各ステップ(電子が物質を通過した“その点”)において、一次電子が減速しながらエネルギーを付与する．Bragg-Gray の平均非制限衝突阻止能比 $(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{air}}^w$ は次式で与えられる．

$$\left(\frac{\bar{S}_{\text{col}}}{\rho} \right)_g^w = \frac{D_w(x)}{\bar{D}_g(x)} = \frac{\int_0^{E_{\text{max}}} [\Phi_E^p(E, x)]_w [S_{\text{col}}(E)/\rho]_w dE}{\int_0^{E_{\text{max}}} [\Phi_E^p(E, x)]_w [S_{\text{col}}(E)/\rho]_g dE} \quad (9)$$

ここで、 E_{max} は電子スペクトルの最大エネルギー、 $[\Phi_E^p(E, x)]_w$ は水中の深さ x におけるエネルギー E の一次電子フルエンス(primary electron spectrum)である．非制限質量衝突阻止能比は空洞の影響が無視されており、一次電子が非常に小さいエネルギー損失事象を多数行ってエネルギーを失う連続的な減速近似(CSDA)と仮定されている．電子フルエンスにおいては、 δ -electrons が考慮されていない． δ -electrons の損失は S_{col} に含まれている．

この空洞原理は、光子(X, γ 線)のみならず、あらゆる放射線に対して、また荷電粒子平衡が成立しないビルドアップ領域や、骨と軟組織の境界領域などの吸収線量も、この考え方で測定できる．測定には後述の空洞電離箱が使用され、荷電粒子平衡が成立する領域では円筒形電離箱、成立しないビルドアップ領域では平行平板形電離箱や外挿形電離箱などが使用される．

以上のように、Bragg-Gray の空洞理論は理想的な空洞を想定している．実際には、一次電子によって δ 線が生じ、あるエネルギー(Δ)以上の δ 線は発生した点では吸収されない．したがって、 Δ

より大きなエネルギーの δ 線は、空洞を通過する連続減速モデルの電子スペクトルに加えられる。ここで、 δ 線とは、高エネルギーの荷電粒子によって放出(電離)された二次電子のうち、他の原子を電離する能力をもつものを言う。実際の吸収線量測定では、Bragg-Gray の空洞理論における $(S_{\text{col}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{med}}$ に代わり、Spencer-Attix の空洞理論^{26,27)}による $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{med}}$ が用いられる。また、実際の吸収線量の測定では、電離箱に対する電子フルエンスの擾乱補正係数が含まれ、次式のようになる。

$$D_{\text{med}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{med}} \prod_i P_i \quad (10)$$

ここで、 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{med}}$ はSpencer-Attix の空洞理論で用いられる電子に対する媒質と空気の平均制限衝突質量阻止能比である。 $\prod_i P_i$ は媒質中での電離箱に対する電子フルエンスの擾乱補正係数の積を示す。

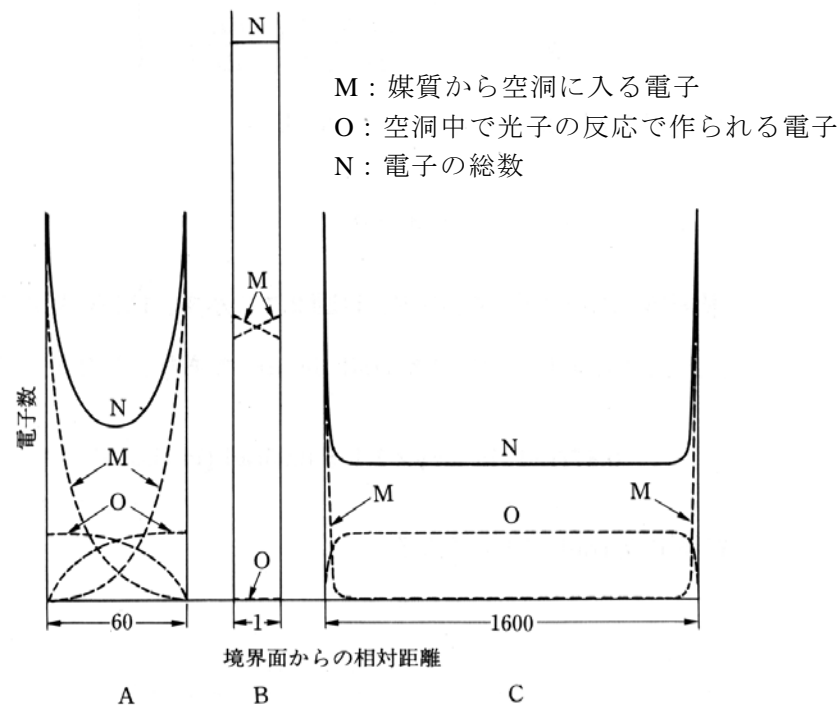


図 1. 種々の大きさの空洞中での 2 次電子分布の様子²⁴⁾

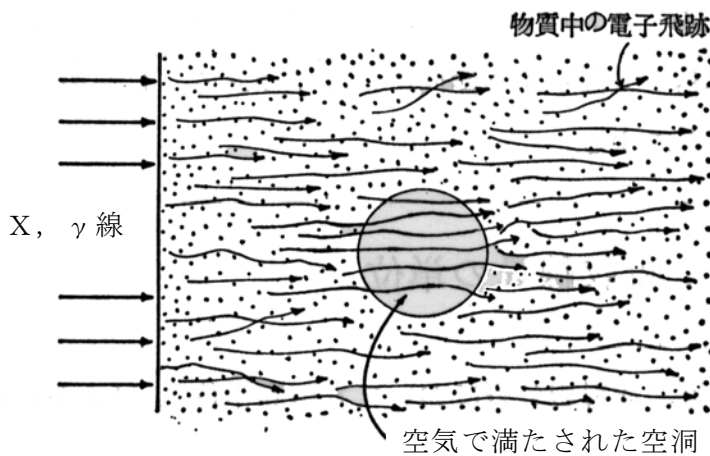


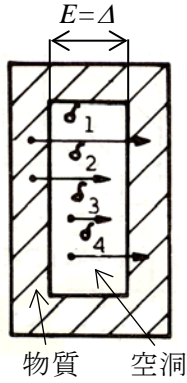
図 2. Bragg-Gray の空洞原理²⁵⁾

3.1.2. Spencer-Attix の空洞理論

Spencer-Attix は、空洞を丁度通過できる飛程の電子エネルギー Δ によって、空洞の平均サイズ(平均コード長)を下記のモデル²⁸⁾で単純化した。 $E < \Delta$ の電子は、媒質から空洞内に入射できないと仮定する(Δ : electron cut-off energy). すなわち、 $E < \Delta$ の電子だけが空洞内にエネルギーを付与できるとする。以上の仮定にしたがうと、図 3 の δ_2 と δ_4 は $E < \Delta$ であり、空洞内にはエネルギー付与を生じない。しかし、実際には δ_2 の一部は空洞にエネルギーを付与(空洞線量の過小評価に導く)し、空洞で生じた δ_4 の一部は空洞外にエネルギーを付与(空洞線量の過大評価に導く)する。結果的に、 δ_2 と δ_4 による空洞内へのエネルギー付与は互いに打ち消し合う。したがって、 δ_1 と δ_2 による空洞へのエネルギー付与を考えればよいことになる。 Δ による飛程は、空洞の平均サイズ(平均コード長)に相当する。

電子エネルギー $\delta_1, \delta_2, \delta_3, \delta_4$ についてまとめると、以下のようになる。

1. δ_1 は物質で生じ、空洞を通過する(連続減速電子スペクトル, $E > \Delta$)
2. δ_2 は物質で生じ、飛程が空洞寸法以下で空洞内に止まる(一部の $E < \Delta$)
3. δ_3 は空洞で生じ、エネルギーのすべてを空洞内で失う(track-ends, $E < \Delta$)
4. δ_4 は空洞で生じ、空洞を通過する(一部の $E < \Delta$)



Spencer-Attix は、 $E < \Delta$ の電子はその場にエネルギーを損失し、 $E > \Delta$ の電子は連続減速スペクトルを形成すると仮定した。したがって、空洞に流入する $E < \Delta$ の電子は存在しない。実際は、 $E < \Delta$ の一部の電子 δ_2 は空洞に流入するので空洞線量を過小評価する。一方、空洞内で生じる $E < \Delta$ の電子 δ_3 は空洞内で吸収される。実際は、 $E < \Delta$ の一部の電子 δ_4 は空洞から流出するので、空洞線量の過大評価になる。流入・流出効果(荷電粒子平衡)によって、 δ_2 は δ_4 で補償される。

図 3. 空洞理論における δ の挙動²⁸⁾

Spencer-Attix は、媒質から空洞に入射する全電子スペクトル(primary + δ -electrons)のエネルギー E は Δ (cut-off energy) より大きく、 $E > \Delta$ で電子平衡が成立すると仮定して、平均制限質量衝突阻止能比 $(\bar{L}_\Delta / \rho)_{\text{air}}^w$ を次式で与えた¹⁵⁾。

$$\left(\frac{\bar{L}_\Delta}{\rho} \right)_g^w = \frac{\int_{2\Delta}^{E_{\max}} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [L_\Delta(E) / \rho]_w dE + \int_{\Delta}^{2\Delta} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [S_{\text{col}}(E) / \rho]_w dE}{\int_{2\Delta}^{E_{\max}} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [L_\Delta(E) / \rho]_g dE + \int_{\Delta}^{2\Delta} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [S_{\text{col}}(E) / \rho]_g dE} \quad (11)$$

ここで、 E_{\max} は電子スペクトルの最大エネルギー、 $[\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w$ は水中の任意の点におけるエネルギー E の全電子(微分)フルエンス(primary + δ -electrons), $L_\Delta(E) / \rho$ は制限衝突質量阻止能、 $E > 2\Delta$ の一次電子線は $E < \Delta$ に低下することができないが、 $\Delta < E < 2\Delta$ の電子線では $E < \Delta$ に低下することができる。 $\Delta < E < 2\Delta$ の電子線によるエネルギー付与を track-ends と呼ぶ。

Nahum は、式(11)の $\Delta < E < 2\Delta$ におけるエネルギー付与を考慮して、以下の近似式を与えた¹⁵⁾。

$$\left(\frac{\bar{L}_\Delta}{\rho} \right)_g^w = \frac{\int_{\Delta}^{E_{\max}} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [L_\Delta(E) / \rho]_w dE + [\Phi_E^{\text{tot}}(\Delta)]_w [S_{\text{col}}(\Delta) / \rho]_w \Delta}{\int_{\Delta}^{E_{\max}} [\Phi_E^{\text{tot}}(E)]_w [L_\Delta(E) / \rho]_g dE + [\Phi_E^{\text{tot}}(\Delta)]_w [S_{\text{col}}(\Delta) / \rho]_g \Delta} \quad (12)$$

ここで、 $[\Phi_E^{\text{tot}}(\Delta)] [S_{\text{col}}(\Delta) / \rho]$ は $E < \Delta$ に低下する全(微分)電子フルエンス (electrons/g), Δ に相当する

電子飛程はファーマ形電離箱の 6 mm ϕ では $\Delta = 10$ keV である． $[\Phi_E^{tot}(\Delta)]_w [S_{col}(\Delta)/\rho]_w \Delta$ と $[\Phi_E^{tot}(\Delta)]_w [S_{col}(\Delta)/\rho]_g \Delta$ は track-ends による空洞へのエネルギー付与である．この track-ends によるエネルギー付与は、電子線のエネルギースペクトルに依存し、空洞への全エネルギー付与の 5~10% となる．水/空気の平均質量衝突阻止能比は、track-ends によって 0.5-1% まで影響する．

3.2. 空洞が中間の大きさのとき(図 1 A)

このときは、媒質中または空洞壁で発生した 2 次電子フルエンスが空洞内で変化し、空洞内で光子から発生した 2 次電子も重要となる．この場合は、Burlin の一般空洞理論²⁹⁾ が用いられ、次式のようになる．

$$D_{med} = D_{air} \left[d \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{air}^{med} + (1-d) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{med} \right] P \quad (13)$$

ここで、 d は空洞線量 D_{air} の内、媒質中または空洞壁で発生した 2 次電子による線量寄与率で、 $(1-d)$ は空洞と光子の相互作用で発生した 2 次電子による線量寄与率である． d は空洞サイズに依存し、大きくなるにつれて次第に 1 から 0 に変わる． $d=1$ で Bragg-Gray の式(8)と一致し、 $d=0$ で式(16)と一致する．ここで、 P は電離箱に対する擾乱補正係数、 $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{med}$ は光子に対する媒質と空気の質量エネルギー吸収係数比である．

3.3. 空洞が大きいとき(図 1 C)

Bragg-Gray の空洞原理は適用できない．このときは空洞内で光子により発生した電子がイオン対を作り、空洞内のエネルギー吸収は空洞物質だけに依存する．ただし、光子フルエンスは空間的に一様と仮定するので、

$$\text{空洞中の吸収線量は } D_{air} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air} \quad (14)$$

$$\text{媒質中の吸収線量は } D_{med} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med} \quad (15)$$

となる．ここで、 $h\nu$ は光子エネルギーである．したがって、 D_{air} と D_{med} の関係は式(14)と(15)から次式で与えられる．

$$D_{med} = D_{air} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{med} \quad (16)$$

3.3.1. 診断用 X 線エネルギー領域の吸収線量計測

低エネルギー領域の光子では Bragg-Gray の空洞原理が成立しないので、図 1 C の空洞理論に基づき、照射線量の測定から吸収線量の評価が行われる．一般的に、照射線量の測定には、空気等価の薄い前壁窓を持つ平行平板形や Farmer 型の空洞電離箱が用いられる．これらの電離箱はエネルギー依存性が小さいので、X 線診断領域の線量測定に適している．光子の X [C/kg] の照射により、電離箱内の空洞空気の単位質量当たりに吸収されるエネルギー D_{air} は次式で得られる．

$$D_{air} = X \frac{W_{air}}{e} \quad (17)$$

ここで、電離箱線量計の指示値が M [C]、校正定数を N [Ckg⁻¹/C] とすると、照射線量 $X = N \cdot M$ から空洞空気の吸収線量は次式で求まる．

$$D_{\text{air}} = MN \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (18)$$

媒質中に置いた空洞電離箱に X を照射した場合の媒質中の吸収線量 D_{med} は、前壁が空気等価とみなせるので式(16)と(18)から次式で求まる。

$$D_{\text{med}} = MN \frac{W_{\text{air}}}{e} \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{med}} = 33.97 MN \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{med}} \quad [\text{Gy}] \quad (19)$$

ここで、 $W_{\text{air}}/e=33.97 [\text{J/C}]$ 、 $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{med}}$ は光子に対する媒質と空気との平均質量エネルギー吸収係数比である。

以下に、米国医学物理学会 (AAPM) Task-Group 61 Report ³⁰⁾ による 40-300 kV X 線の吸収線量計測プロトコルを示す。

3.3.2. 空气中測定：40 kV ≤ 管電圧 ≤ 300 kV

管電圧が 40-300 kV における水ファントム表面($z=0 \text{ cm}$)の吸収線量 $D_{w,z=0}$ は次式によって得られる。

$$D_{w,z=0} = (K_w)_{w,z=0} = MN N_K B_w P_{\text{stem,air}} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{in-air}} \quad (20)$$

ここで、 M は空气中での電離箱の指示値、 N_K は空気カーマ校正定数である。国内では N_K の代わりに照射線量校正定数 N_X で提供されるが、両者には $N_K(1-g) = N_X(\bar{W}_{\text{air}}/e)$ の関係があり、制動放射の割合 $g \doteq 0$ があれば、 $N_K = N_X(\bar{W}_{\text{air}}/e)$ である。 B_w は後方散乱係数で、図 4 に示すように空气中における水カーマ $(K_w)_{\text{air}}$ とファントム表面の水カーマ $(K_w)_{w,z=0}$ との比である。 $P_{\text{stem,air}}$ は電離箱の空中校正時と測定時との電離箱ステムからの光子散乱の変化を考慮した電離箱ステムの補正係数であり、通常は 1.0 に仮定されている。 $[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^w]_{\text{in-air}}$ は空气中においての光子に対する空気と水との平均質量エネルギー吸収係数比である。

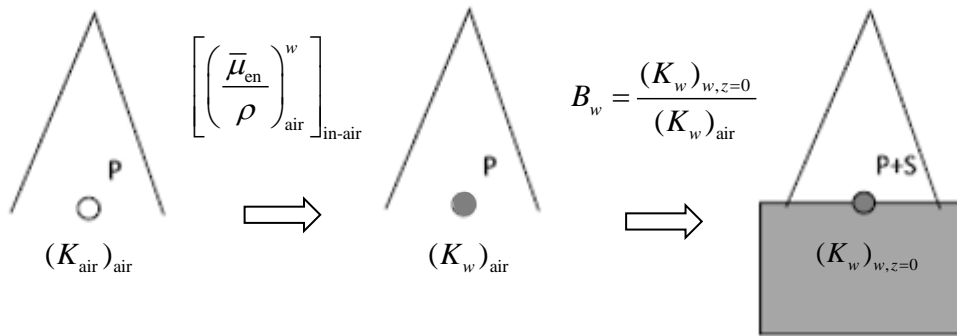


図 4 水ファントム表面の水カーマ(水吸収線量)を求める手順

3.3.3. 水ファントム中測定：100 kV < 管電圧 ≤ 300 kV

管電圧が 100 kV を超えるとビルドアップが生じるため、水ファントムの深さ $z=2 \text{ cm}$ での測定が推奨されている。吸収線量 $D_{w,z=2 \text{ cm}}$ は、線源-ファントム表面間距離 100 cm、照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ において次式で得られる。

$$D_{w,z=2 \text{ cm}} = MN N_K P_{Q,\text{cham}} P_{\text{sheath}} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{water}} \quad (21)$$

ここで、 $P_{Q,\text{cham}}$ は電離箱の空中校正時と比較した水ファントム測定時の光子エネルギー、角度分

布の変化，電離箱空洞と壁やステムによる電離箱の感度変化を考慮した電離箱の全補正係数である． P_{sheath} は電離箱の防浸鞘における光子の吸収散乱における補正係数である． $P_{Q,\text{cham}}$ と P_{sheath} の値は，AAPM Task-Group 61 Report³⁰⁾に掲載されている．また， $[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^w]_{\text{water}}$ は水ファントム中における光子に対する空気と水との平均質量エネルギー吸収係数比である．

4. 高エネルギーX線・電子線の吸収線量計測

3 MeV 以上の高エネルギーX線では2次電子の飛程が長くなり，正確な照射線量を測定することが容易ではない．そこで，空洞電離箱の⁶⁰Co線に対する照射線量校正定数 N_c から図 1B の Bragg-Gray の空洞理論を修正した Spencer-Attix の理論に基づいて高エネルギーX線・電子線の吸収線量を求める．測定には，水等価壁を持つ Farmer 型の円筒形電離箱や平行平板形電離箱が使用される．

一方，近年の国際的な吸収線量計測法では，コバルト照射線量校正定数 N_c からコバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ の使用に移行している．国内においても2012年に標準測定法12が刊行され，線量標準機関である産業総合研究所の一次標準器のグラフアイトカロリメータで値付けされた水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ ²³⁾ に基づいた吸収線量プロトコルが使用されている．

ここでは，電離箱を用いた測定に必要な空洞理論と線質変換係数 k_Q を理解するために，コバルト照射線量校正定数に基づいた吸収線量計測法にしたがって，コバルト水吸収線量校正定数との関係を述べる．

4.1. コバルト照射線量校正定数 N_c (大気条件：22.0°C, 1013.3 hPa)

各治療施設の基準線量計のコバルト照射線量校正定数 N_c は，線量標準機関によって標準線量計との比較校正で求められる．ただし，標準線量計は基準大気条件 22.0°C, 1013.3 hPa で校正されている．

4.2. コバルト照射線量校正による電離箱内の空洞空気の質量 m_{air} の算出

コバルト照射線量校正の目的は，電離箱の空洞空気の質量を求めることである．照射線量校正において，電離箱線量計のコバルト照射校正定数 N_c と指示値 M_c [C] から図 5(a) の点 P における空気衝突カーマ $(K_c)_{\text{air}}$ は，次式で求まる．

$$(K_c)_{\text{air}} = X \frac{W_{\text{air}}}{e} = M_c N_c \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (22)$$

次に，点 P と同じ位置である電離箱の空洞中心における空気衝突カーマ $(K_c)_{\text{air}}$ は，ビルドアップキャップ (cap) と電離箱壁 (wall) による吸収散乱の補正係数 A_b (b=cap+wall) を考慮すると $(K_c)_{\text{air}} \cdot A_b$ であり，電離箱の空洞空気を物質 b に置き換えた場合の点 P と同じ位置における衝突カーマ $(K_c)_b$ は次式から計算できる (図 5(b))．

$$(K_c)_b = (K_c)_{\text{air}} A_b \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^b \quad (23)$$

ここで， $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^b$ は物質 b の空気に対する平均質量エネルギー吸収係数比である．ビルドアップキャップと電離箱壁は同じ材質とする．物質 b の吸収線量と衝突カーマの比 $\beta_b = D_b / (K_c)_b$ を用いて式(16), (17)から物質 b の吸収線量は

$$D_b = (K_c)_b \beta_b = M_c N_c \frac{W_{\text{air}}}{e} A_b \beta_b \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^b \quad (24)$$

となる (図 5(c))．コバルト照射線量校正時の吸収線量と衝突カーマの関係を図 6 に示す．一方，電

離箱の空洞中心での空気吸収線量 D_{air} は,

$$D_{\text{air}} = \frac{M_c}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (25)$$

である．式(25)は，Spencer-Attix の空洞理論より

$$D_b = \frac{M_c}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^b \quad (26)$$

となる． $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^b$ は物質 b の空気に対する平均制限衝突質量阻止能比である．これより，求める電離箱内の空洞空気の質量 m_{air} は式(24)と(26)から次式で与えられる．

$$\frac{1}{m_{\text{air}}} = N_c \left[A_b \beta_b \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_b^{\text{air}} \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^b \right]_{^{60}\text{Co}} \quad (27)$$

ここで， $k_{\text{att}} = A_b \beta_b$ ， $k_m = \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_b^{\text{air}} \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^b \right]_{^{60}\text{Co}}$ とし，さらに電離箱の中心電極補正係数 k_{cel} を考慮すれば，質量 m_{air} は

$$\frac{1}{m_{\text{air}}} = N_c k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \quad (28)$$

で表せる．これより，電離箱内の空洞空気の質量(22.0℃, 1013.3 hPa)が求まり，同時に空気密度 $\rho_{\text{air}} = 1.197 \text{ kg/m}^3$ (22.0℃, 1013.3 hPa)から電離箱の空洞体積(m^3)も求まる．結局，コバルト照射線量校正の目的は，電離箱内の空洞空気の質量を算出することにある．

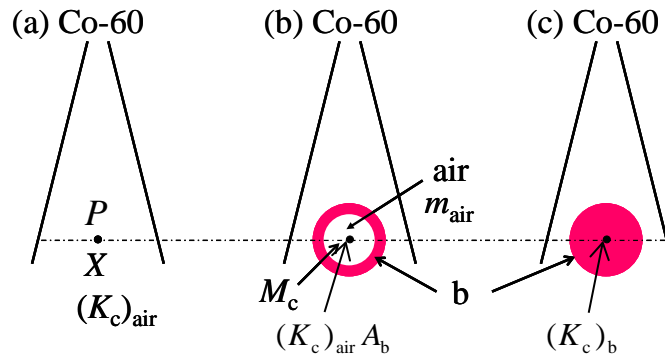


図 5 コバルト校正による電離箱内の空洞空気の質量 m_{air} の算出

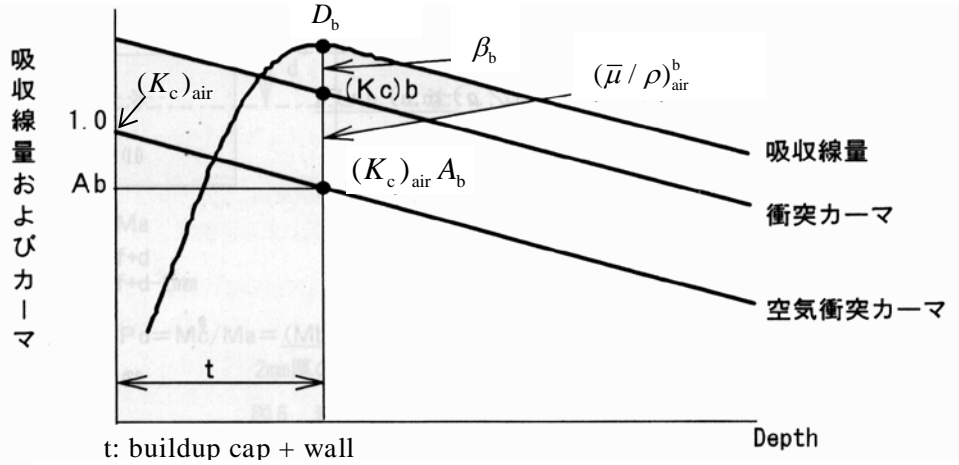


図 6 コバルト照射線量校正時の吸収線量と衝突カーマの関係

4.3. 水の吸収線量

電離箱の幾何学的中心での水の吸収線量 D_w^Q は、式(10)から次式で与えられる．添え字 Q は線質 ($^{60}\text{Co}\gamma$ 線，X線，電子線)を表す．

$$D_w^Q = \frac{M_Q}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \Pi P_i \right]_Q \quad (29)$$

ここで、 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w$ は Spencer-Attix の空洞理論で用いられる電子に対する水と空気の平均制限衝突質量阻止能比， ΠP_i は水中での電離箱に対する電子フルエンスの擾乱補正係数の積であり， $\Pi P_i = P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}$ で表される．したがって，線質 Q における水の吸収線量は式(28)と(29)から

$$D_w^Q = M_Q N_c \frac{W_{\text{air}}}{e} k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_Q \quad (30)$$

で与えられる．ここで， P_{wall} は電離箱の壁材質補正係数， P_{cav} は空洞補正係数， P_{dis} は変位補正係数， P_{cel} は中心電極補正係数である．

標準測定法 01 で導入されたコバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ は，次式で計算される．

$$N_{D,w}^{60\text{Co}} = N_c \frac{W_{\text{air}}}{e} k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_{60\text{Co}} \quad (31)$$

また，水の吸収線量は次式で与えられた．

$$D_w^Q = M_Q N_c k_{D,X} k_Q \quad (32)$$

ここで， $k_{D,X}$ は校正定数比， k_Q は線質変換係数であり次式で表される．

$$k_{D,X} = \frac{N_{D,w}^{60\text{Co}}}{N_c} = \frac{W_{\text{air}}}{e} k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_{60\text{Co}} \quad (33)$$

$$k_Q = \frac{N_{D,w}^Q}{N_{D,w}^{60\text{Co}}} = \left[\frac{\bar{W}_{\text{air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_Q \bigg/ \left[\frac{\bar{W}_{\text{air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_{60\text{Co}} \quad (34)$$

標準測定法 12 では、式(32)に代わって $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ と k_Q を用いて次式で与えられる。

$$D_w^Q = M_Q N_{D,w}^{60\text{Co}} k_Q \quad (35)$$

$N_{D,w}^{60\text{Co}}$ は、グラフアイトカロリメータで直接に値付けされるため、 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ 値の不確定度が標準測定法 01 での 1.5% から標準測定法 12 では 0.52% に減少した。

代表的な種々の円筒形及び平行平板形電離箱の k_Q は標準測定法 12 に詳細に掲載されている。さらに、光子・電子線では \bar{W}_{air}/e は等しいので、式(30)は次式で表される。

$$D_w^Q = M_Q N_{D,\text{air}} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_Q = \bar{D}_{\text{air}}^Q \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_Q \quad (36)$$

$$\text{ただし、} N_{D,\text{air}} = \frac{\bar{D}_{\text{air}}^Q}{M_Q} = N_c \frac{W_{\text{air}}}{e} k_{\text{att}} k_{\text{m}} k_{\text{cel}} = \frac{1}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (37)$$

ここで、 $N_{D,\text{air}}$ は電離箱内の空洞空気の吸収線量校正定数、 \bar{D}_{air} は電離箱空洞の平均線量である。 W_{air} 値は光子・電子線に対して一定であるので、 $N_{D,\text{air}}$ は電離箱内の空気質量のみに依存する。 k_Q は式(34), (36), (37)から次式で表すこともできる。

$$k_Q = \frac{(D_w / \bar{D}_{\text{air}})_Q}{(D_w / \bar{D}_{\text{air}})_{60\text{Co}}} = \frac{(D_w / N_{D,\text{air}} M)_Q}{(D_w / N_{D,\text{air}} M)_{60\text{Co}}} = \frac{(D_w / M)_Q}{(D_w / M)_{60\text{Co}}} \quad (38)$$

すなわち、 k_Q は基準線質($^{60}\text{Co}\gamma$ 線)と対象とする線質 Q の電荷量当りの線量比で表される。式(38)において、両線質の線量が同一のとき、 k_Q は $M_{60\text{Co}}/M_Q$ となり、それぞれの線質の電荷量比に一致

する。結局、 k_Q は対象とする線質 Q の基準線質に対する電離箱の感度補正係数ある。標準測定法 12 においては、 k_Q は式(34)から解析的に求められるが、式(38)を用いてモンテカルロ法から直接計算することが可能である。

図 7 は、空洞理論にしたがって水の吸収線量を求める場合の手順を示す。図 7(a)は、微小空洞の線量 D_{air} を示す。図 7(b)は、電離箱サイズに相当する空洞のみの平均線量 \bar{D}_{air} である。 \bar{D}_{air} と D_{air} の関係は、次式で表される。

$$D_{\text{air}} = \bar{D}_{\text{air}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} \quad (39)$$

また、図 7(c)は電離箱空洞線量 \bar{D}_{chamber} で、 \bar{D}_{air} との関係は、次式で表される。

$$\bar{D}_{\text{air}} = \bar{D}_{\text{chamber}} P_{\text{wall}} P_{\text{cel}} \quad (40)$$

したがって、図 7(d)に示す水の線量 D_w は、式(39 と (40)から次式で得られる。

$$D_w = D_{\text{air}} (\bar{L} / \rho)_{\text{air}}^w = \bar{D}_{\text{chamber}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{wall}} P_{\text{cel}} (\bar{L} / \rho)_{\text{air}}^w \quad (41)$$

ここで、全擾乱補正係数 $P_Q = P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{wall}} P_{\text{cel}}$ とすると、

$$D_w = \bar{D}_{\text{chamber}} (\bar{L} / \rho)_{\text{air}}^w P_Q \quad (42)$$

したがって、 k_Q は式(34)と式(42)から次式で表される。

$$k_Q = \frac{[(\bar{W}_{\text{air}} / e)(\bar{L} / \rho)_{\text{air}}^w P]_Q}{[(\bar{W}_{\text{air}} / e)(\bar{L} / \rho)_{\text{air}}^w P]_{60\text{Co}}} = \frac{(D_w / \bar{D}_{\text{chamber}})_Q}{(D_w / \bar{D}_{\text{chamber}})_{60\text{Co}}} \quad (43)$$

式(43)の \bar{D}_{chamber} は、式(38)の M に相当する．したがって、 k_Q は \bar{D}_{chamber} と D_w をモンテカルロ計算から求めることで、直接に得られる．

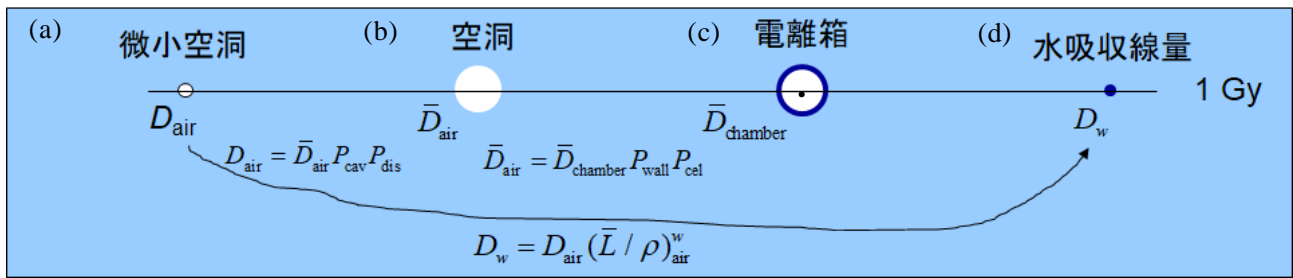


図 7 空洞理論に基づく水吸収線量の算出手順

5. 今後の吸収線量計測法の進展

現在、IAEA TRS-398 の改訂³¹⁾が進められており、大きな改訂としては小照射野ビームに関する線量計測³²⁾や電離箱検出器の線質変換係数の見直し、ICRU Report 90³³⁾の導入が含まれている．また、さらに将来的に MR-リニアックにおける磁場下での吸収線量計測法の導入も予想される．最後に、ここで報告した空洞理論の考えが少しでも日常の線量計測に役立てば幸いである．

参考文献

1. Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med. Phys. 22, 503-24, (1995)
2. 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギー X 線の吸収線量の標準測定法，通商産業研究社，1972.
3. 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法，通商産業研究社，1972.
4. ICRU Report 10b: Physical aspects of irradiation, NBS Handbook 85 (1964).
5. ICRU Report 14: X-rays and gamma rays with maximum photon energies between 0.6 and 50 MeV. (1969)
6. ICRU Report 17: Radiation dosimetry, X rays generated at potentials of 5 and 150 kV. (1970)
7. ICRU Report 19: Radiation quantities and units. (1971)
8. ICRU Report 21: Radiation dosimetry, Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV. (1972)
9. ICRU Report 23: Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays. (1973)
10. IAEA Technical Reports Series No. 110: Manual of dosimetry in radiotherapy, IAEA, Vienna (1970)
11. NACP: Procedures in radiation therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum photon energies between 1 and 50 MeV, Acta Radiol. (Ther.) 11, 603-24, (1972)
12. 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー X 線および電子線の吸収線量の標準測定法，通商産業研究社，(1986)
13. Shiragai A: A proposal concerning the absorbed dose conversion factor. Phys. Med. Biol. 23, 245-252 (1978)
14. Shiragai A: Effective mass stopping power ratio in photon dosimetry. Phys. Med. Biol. 24, 452-454 (1979)
15. ICRU Report 35: Radiation dosimetry, Electrons beams with energies between 1 and 50 MeV. (1984)
16. AAPM Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 10, 741-771, (1983)

17. NCRP report No.69: Dosimetry of x-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV, NCRP, 1981
18. Johansson KA, Mattsson LO, Lindborg L, and Svensson H: 'Absorbed-dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies 1 and 50 MeV, *IAEA Symposium Proceedings, IAEA-SM-222/35* ~IAEA, Vienna, 243–270, (1977)
19. NACP: Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV, *Acta Radiologica Oncology*, 19, 55-79, (1980)
20. 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法, 通商産業研究社, (2002)
21. Almond P, Biggs P, Coursey BM, et al: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* 26, 1847-1870, (1999)
22. IAEA Technical Reports Series No. 398; Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, IAEA, Vienna (2000)
23. 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法, 通商産業研究社, (2012)
24. 中村尚司: 放射線物理と加速器安全の工学, 地人書館 (1995)
25. Johns HE, Cunningham JR: *The Physics of Radiology*, 4th Edition, (1983)
26. Spencer LV and Atix FH: A theory of cavity ionization, *Radiat. Res.* 3, 239–254 (1955)
27. Attix FH: *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Wiley-Interscience: New York, (1986)
28. Govinda Rajan KN: *Advanced medical radiation dosimetry*, (1996)
29. Burlin TE: A general theory of cavity ionization, *Br. J. Radiol.* 39, 727–734 (1966).
30. Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, Liu C, Nath R, Seltzer SM and Seuntjens JP: AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology, *Med. Phys.* 28 868–93, (2001)
31. Andreo, P., Burns, D. T., Kapsch, R.-P., McEwen, M. and Vatnitsky, S. (2019). Status of the update of the IAEA TRS-398 Code of Practice, *Book of Extended Synopses* p 71-76, International Symposium “Standards, Applications and QA in Medical Radiation Dosimetry (IDOS 2019)”, IAEA, Vienna.
32. ICRU Report 90: Key data for ionizing-radiation dosimetry: measurement standards and applications (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements) (2016)
33. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J and Christaki K: Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy: An IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and 30 relative dose determination, *Technical Report Series No. 483*, IAEA, Vienna. (2017).

Multi-scale technology

竹中オプトニックス株式会社

技術部 岡本 毅

日本発のソフトウェア、ハードウェアを中心とした、国産メーカーの技術情報を紹介していくコーナーです。

私ども竹中オプトニックス(株)は、日本初のトランジスタ式光電子センサー・カウンターを商品化した竹中電子工業(株)を中核とする竹中センサーグループの一員として1972年に設立いたしました。

竹中センサーグループは創業以来、光技術・センサー技術に特化した事業を展開しています。

弊社では、長年培った技術を基にレーザの特性を生かし、放射線治療業界向けのレーザサイドポインターを商品化し30年以上の実績を積んでまいりました。

今日においてもベンチャー精神をもって社会に役立つ製品を提供させていただき、小なりとも社会の一隅を照らしていきたいと念じつつ日々の商品開発に邁進しております。

さて、近年の放射線治療機器の技術革新によりIGRTが普及し診断画像を用いた位置照合が主流となっています。

高精度な位置照合とセットアップが重要視される現在では、日々のQAでのアイソセンサー位置可視化ツールとして、レーザ光投射位置の維持精度が高いレーザサイドポインターへの要望は高まっています。

本稿では、センサー技術とメカトロ技術を融合した自動補正機能付きレーザサイドポインターALPCシリーズの機能・原理をご紹介します。

<システム構成と概要>

商品名のALPCは、Auto Laser Position Controllerの略で文字通りレーザ光の投射位置を自動で制御する機能を有しています。

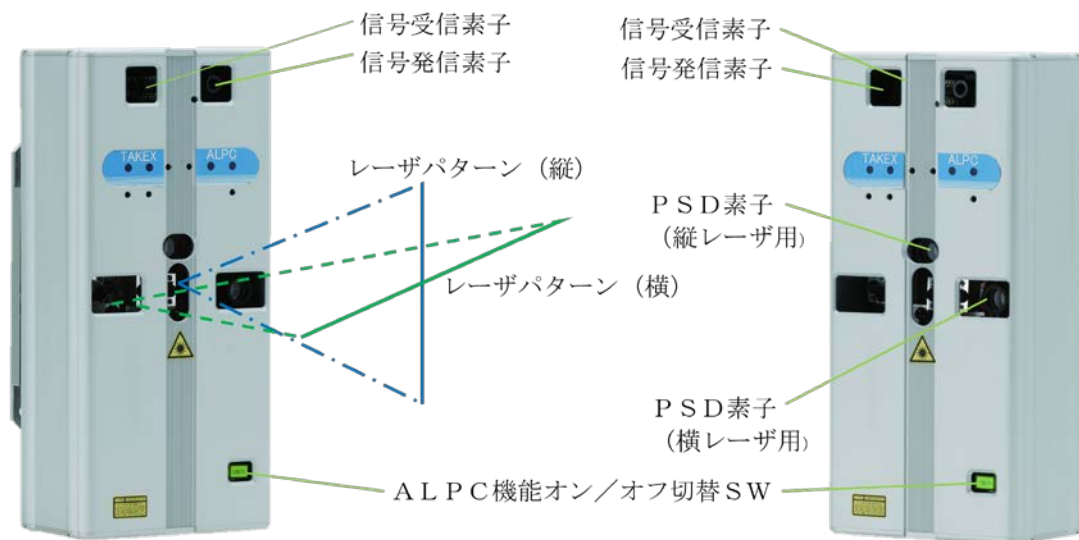
システムの構成として2台を1組として機能するもので、ALPCを対向させて治療室・CT室の壁面に配置し、両壁面からアイソセンサーに向けレーザの十字パターンを投射します。



撮影協力：KKR 札幌医療センター様

ALPCはレーザサイドポインターの本体内部に、レーザパターンを投射するレーザプロジェクタ、レーザパターンの位置を移動させるモータ及び機構、レーザパターン位置を検出するPSD素子および各種制御を司る制御部と信号の受発信素子等を搭載しています。

レーザの投射位置自動補正はお互いのレーザ投射位置を監視し、移動操作を赤外光により相互に遠隔操作し合うことで実現しています。



<光検出の原理>

ALPCはレーザ光検出用の素子としてPSD (Position Sensitive Detector)を搭載しています。

PSDはフォトダイオードの表面抵抗を利用した光の位置検出センサーです。CCD等とは異なり非分割の単一素子でできており、連続した電気信号が得られ位置分解能と応答性に優れています。

右の図1にPSDの断面構造図、図2にPSD素子から出力される電流の概略特性を示します。

N型高抵抗シリコン基板(N層I層)の表面に受光面と抵抗層を兼ねたP型抵抗層(P層)を形成しています。

P層の両端には光電流を取り出す1対の出力電極が設けられ裏面のN層には共通電極が設けられています。

表面のP型抵抗層以外は一般的なPINフォトダイオードと同様の構造となっています。

PSDにレーザ光が入射すると光電効果により光量に応じた電荷が入射位置に生じます。

この電荷が光電流として抵抗層に到達し、それぞれの出力端子までの距離に逆比例して分割された I_1 、 I_2 の出力電流として得ることができます。

この I_1 、 I_2 はアナログ的な連続信号となることから高分解能な位置検出を実現でき、単純に2つの値の差からレーザ入光位置を計算するのでシンプルな回路と制御を用いて位置制御を実現できる利点があります。

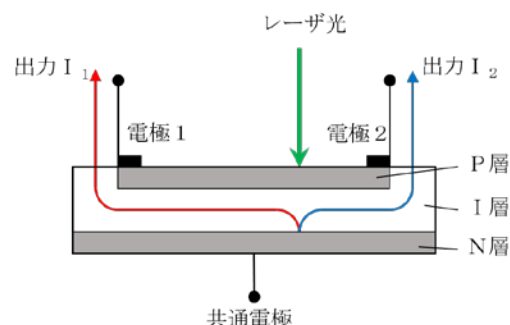


図1 PSD断面構造図

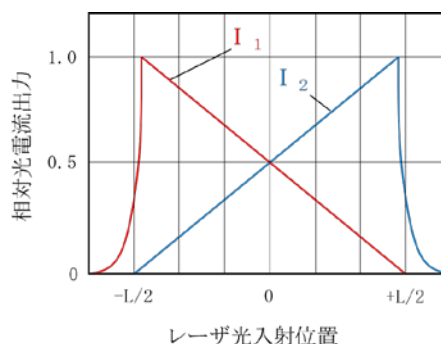


図2 光電流概略特性

<レーザ投射位置操作機構>

レーザサイドポインターの実際の用途では、レーザの投射距離が4～8 m程度ある治療室の壁面間距離となり、わずか数 μ mの機構部の変位がレーザ投射位置としては数mmの変化となるためALPCのレーザ投射位置操作機構にはシンプルで信頼性の高い構成を採用しています。

レーザ投射位置操作機構は、モータ、偏芯カム、レーザ取付台で構成され、モータの軸には偏芯カムが取り付けられています。

モータ回転に伴いカムがレーザ取付台を押し上げることで支点を軸に台が傾斜しレーザ投射位置が変化します。(アオリ動作)

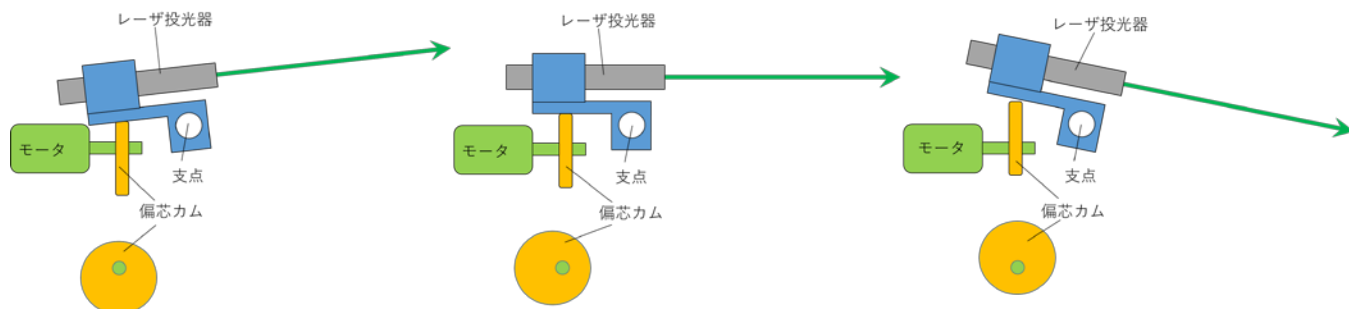


図3 レーザ投射位置操作機構

<制御動作の原理>

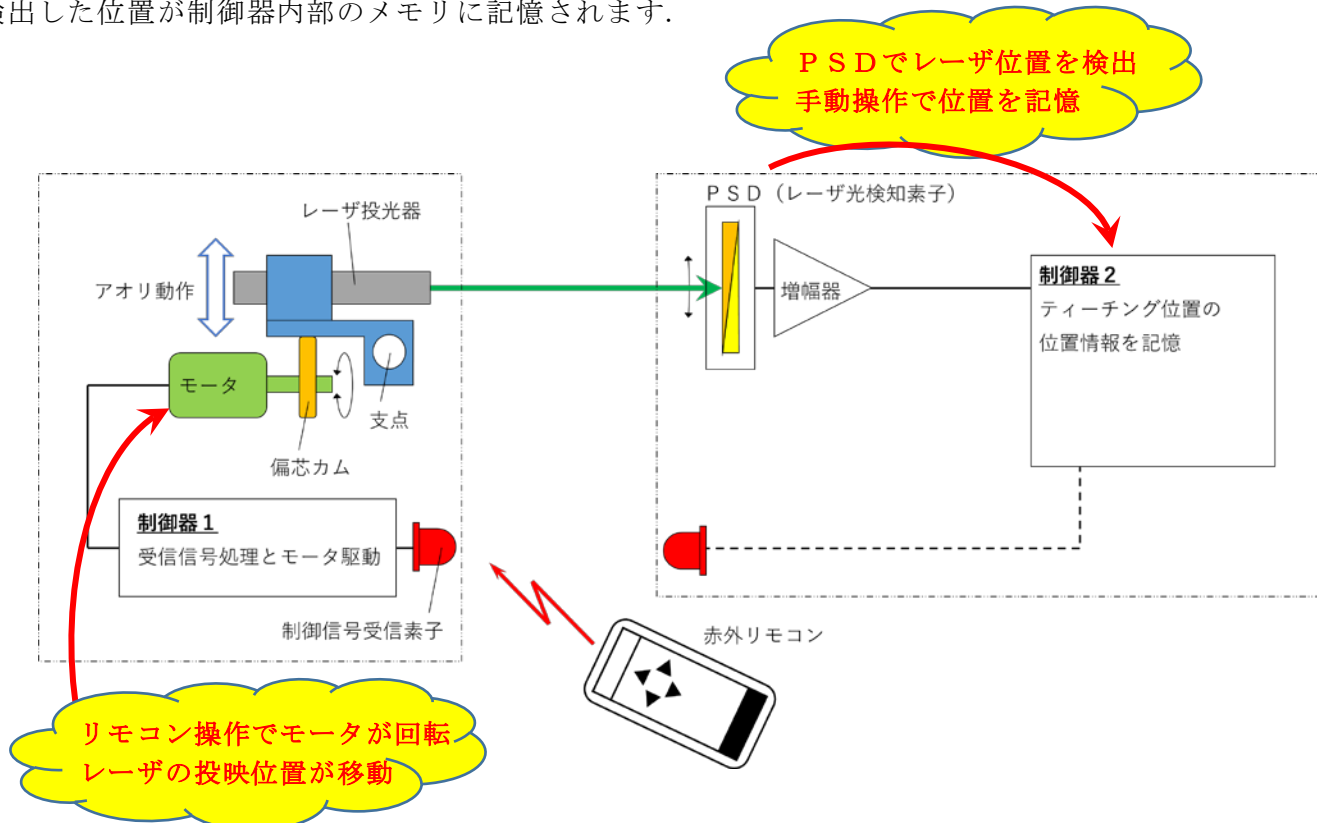
(1) リモコンモード

ALPC機能オン／オフ切替SWをオフにすると自動補正機能が無効な、リモコンモードになります。

このモードでは、ユーザーが操作するリモコンからの信号に従ってモータが回転しレーザの投射位置が移動します。

実際の現場では、リモコン操作でレーザの投射位置を移動させ、お客様がファントム撮影やL u t zテスト等で決定した位置に合わせます。

位置合わせが完了した状態でALPCの本体上のボタンでティーチングの操作をするとPSDで検出した位置が制御器内部のメモリに記憶されます。



(2) 自動補正モード

図5 リモコンモード概略

A L P C機能オン／オフ切替SWをオンにすると自動補正機能が有効になります. ,
自動補正機能が開始すると, 検出されているレーザ位置と記憶済の位置(ティーチング位置)との
比較が始まります.

比較の結果, ズレがある場合は受光側(制御器2)から赤外信号で移動指令をレーザ投光側(制御
器1)へ送信します.

レーザ投光側は送信されてきた指令に従ってモータを回転させレーザ投光位置を移動させます.
この後, ズレ量が規定の範囲に収束するまで位置の比較と移動指令を繰り返すことでティーチン
グした位置にレーザの投光位置を保ちます.

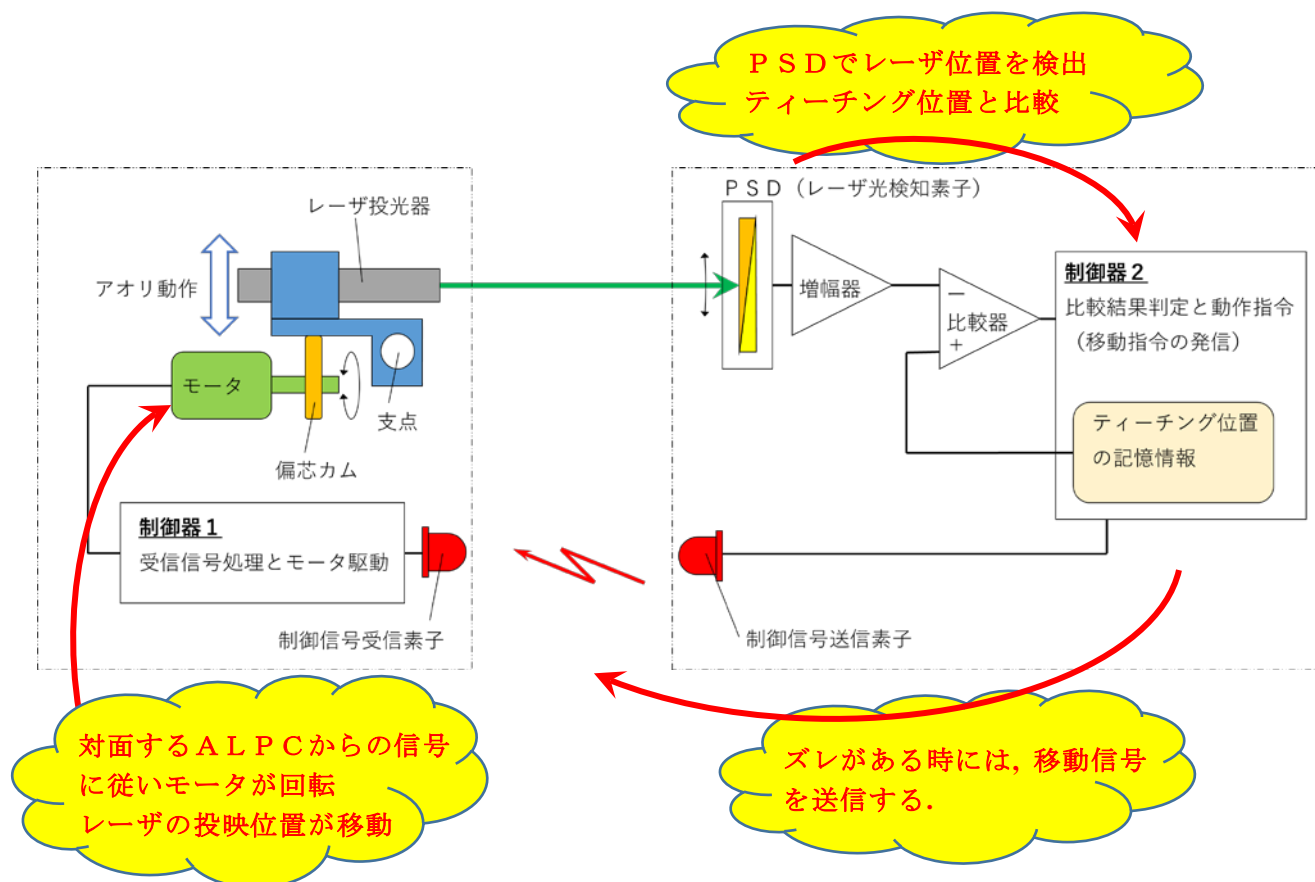


図6 自動補正モード概略

<弊社の開発の取り組み>

1) サジタル用ALPC

ご紹介いたしましたALPCは左右壁取付で, 対向させて機能させるものでした.

CTシミュレーション室や治療室での用途を振り返った場合, 正中・サジタルラインの基準とできる位置精度の高いラインがあると精度管理の上ではさらに安心してお使いいただけます.

弊社では, そのようなニーズにお応えするため床面設置センサーを備えたサジタル用ALPCを開発中です.

動作原理は左右壁取付用ALPCと同様ですが, リニアックのガントリやCTのボアとの位置関係を考慮センサーの配置や通信をサジタルライン用に設計しています.



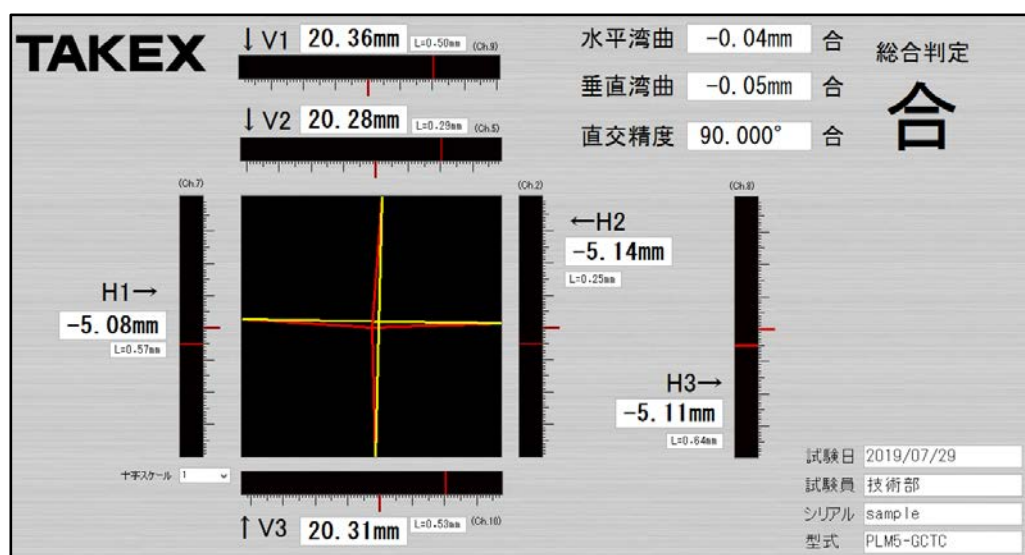
床面設置センサー

2) レーザパターンの精度管理

レーザサイドポインターは、3方向から複数の十字パターンを重ね合わせアイソセンターを可視化するラインを投射しています。

このように互いのラインを重ね合わせる用途になると、日々のレーザの湾曲や十字の直交精度が非常にシビアになってきます。

そこで弊社ではレーザサイドポインターの出荷管理においてもセンサー技術を生かし、自社ソフトウェア上で定量解析を行い高精度な調整を実現しています。



出荷試験装置計測画面

検査成績書		TAKEX	
試験日:	2019/07/29		
試験員:	技術部		
型式:	PLM5-GCTC		
シリアル:	sample		
<検査結果>			
試験項目	合否	測定値	判定基準
水平湾曲	合	-0.04mm	±0.20mm以下
垂直湾曲	合	-0.05mm	±0.20mm以下
直交精度	合	90.000°	90±0.20° 以下
総合判定	合	—	—
<参考情報1>各センサーの計測値			
センサー名	位置	位置判定線幅	
V1	20.36mm	L=0.50mm	
V2	20.28mm	L=0.29mm	
V3	20.31mm	L=0.52mm	
H1	-5.08mm	L=0.57mm	
H2	-5.14mm	L=0.25mm	
H3	-5.11mm	L=0.64mm	
<参考情報2>試験機設定			
項目	設定		
換算距離	2.5m		
ライン構成	H長 / V長		
補完方法	なし		
機体番号	1号機		
TAKENAKA OPTONIC CO.,LTD. 1/1			

検査成績書例

<結び>

本稿ではセンサー技術を融合させた自動補正機能つきレーザサイドポインターALPCの原理を紹介させていただきました。

弊社ではALPC以外にも多機能リモコン式レーザサイドポインターPLM5シリーズや、簡単シンプルな手動式レーザサイドポインターLSP-NTシリーズもご用意し、それに合わせたポールや保護カバー等を含めトータル的にレーザ投光器をご提案いたします。

医療現場の皆様のご意見・ご要望を頂戴しながら商品ランアップの拡充を進めてまいりますので、ぜひお気軽にお声がけください。



株式会社竹中オプティック

東京営業所

東京都中央区日本橋本石町4-5-1(日東本石町ビル5F)

TEL 03-3279-1681(代表)

FAX 03-3270-2657

メール tokyo@takex-opt.co.jp

京都営業所

京都府京都市山科区北花山大林町60-1

TEL 075-592-0107(代表)

FAX 075-583-3179

メール kyoto@takex-opt.co.jp

放射線治療 座長集約

臨床技術 (演題 93-97)

93 脳定位照射用マスクシステムを髪の長い患者に対しての工夫を行った発表であった。髪の長い患者に対して、マスクシステムを用いると髪の毛が邪魔になることが多々あるが、マスクシステムを加工することで、髪の毛を逃がすことで安定したセットアップを実現したことを示した。今回の研究では 1 症例でのみ行った結果を示した。症例数がひとつであったため、本手法の有用性を示すのにはデータが不十分と感じるところもあった。継続的に行われるのであれば、複数症例で本手法のエラーを解析して、有効性を証明して欲しい。

94 2mm 厚と 3mm 厚のシェルの縮み具合を評価した。2mm 厚のシェルの方が 3mm 厚シェルに比べて縮みが小さいことがわかり、縮みの小さい 2mm 厚でも炭素イオン線治療において使用できることが示唆されたとしている。彼らの検討ではサーモグラフィを用いてシェルの温度管理をしていたところに、新規性を感じた。臨床において、どれくらいまでシェルを乾かすのかは技師の目分量で行われることが多く、サーモグラフィを用いることで、シェル作成の標準化を推進できると考えられた。データの出し方において、最初にどれくらいの温度まで加熱したのかが、はっきりと明記されていなかった。シェルが持つ温度変化と縮み具合の定量化を、あらゆるシェルで評価することで臨床上貴重なデータになるのではないかと考えられた。

95 乳房切除後の放射線治療におけるサーモプラスチックシェルをボラスとして使用することの提案であった。既存のボラスでは皮膚表面とボラスの間に空気層ができてしまう。これは標準的なボラスでは完全に皮膚表面の凹凸に一致させることが難しいためである。彼らの用いた方法では、サーモプラスチックを皮膚表面の凹凸に合わせることができ、空気層が低減できるうえ、かつ、シェルで圧迫することで呼吸性移動も低減できている。また、線量測定を比較することで、適切な厚みを示した。実際に使用した患者の皮膚炎について、標準的なものと比較して同等であるとしており、今後の普及が期待できると考えられた。

96 粒子線治療は線量集中性に優れるため、腫瘍位置に高い再現性が求められる。本研究では肺癌に対する粒子線治療において金属マーカセットアップが有効な照射体位、腫瘍局在について検討している。セットアップの手順としては正側 2 方向 X 線撮影により骨セットアップを行った後、金属マーカセットアップを行っている。解析の結果、治療体位が腹臥位

のケースでインターナルエラーが大きい傾向にあり、腫瘍局在には明らかな傾向は認められなかったとのことであった。このことから金属マーカセットアップは腹臥位時に特に有効であると結論付けている。炭素イオン線治療では回転ガントリを利用できないことが多く、腹臥位での照射は日常的に行われているが、光子線治療では特別なケースを除いて頻度は少ないため、こういったデータは得られにくい。腹臥位照射におけるピットフォールを示唆する報告であり、参考になるものであった。

97 電子線治療では体表に局在する標的に対して垂直にビームを入射させることが基本となるが、体表面は平坦な領域ばかりではないことから、最適なガントリ、カウチ角度を見出すことは必ずしも容易ではない。一方で電子線治療ではほとんどのケースで標的自体を視認できることもあり、多くの施設では治療現場において視覚的、感覚的にセットアップを行うことで済ませているというのが実情と推測される。本研究では乳癌術後照射例を対象として計画 CT 撮影時に電子線ブーストを行う箇所にマーキングを行い、CT 画像上で三角関数を用いることで最適なガントリ、カウチ角度を導出している。これまで放射線腫瘍医が手動で設定した場合と標的の線量カバレッジの差を比較した結果、手動で設定した場合は斜入射の影響により皮膚表面の線量が増加する傾向が認められたとのことであった。乳癌術後照射は CT プランニングが一般的であり、本手法は施設によらず実施できることから検討する価値があるものと考えられた。

上田 悦弘 (大阪国際がんセンター)
加藤 貴弘 (福島県立医科大学)

治療計画 1 (演題 98-103)

98 カウチによる線量減弱を治療計画装置上で考慮するために行われるカウチモデリングに関する発表であった。カウチストラクチャに対して最適な CT 値を割り当てるために、エネルギー、線量計算アルゴリズム、測定位置、またカウチのどの物質に CT 値を割り当てるのが良いか詳細に検討されていた。近年、IGRT を行える装置ではカーボンカウチの導入が一般的であるが、ターゲットおよび重要臓器のより正確な線量評価には正確なカウチモデリングが必要である。カウチモデリングの手法には決まった方法がないので、本報告は今後カウチモデリングを行う施設の方に対して参考になる内容であったと言える。

99 本発表もカウチモデリングに関する内容であったが、一般的に使用される電離箱線量計の代わりに多次元半導体検出器を用いて最適な CT 値の算出を試みており、多次元半導体検出器を使用することにより電離箱線量計と同様の結果を短時間で得られることが示された。治療装置導入時はデータ取得などに時間がかかるので、本報告によって導入時の負担軽減につながる事が期待される。

100 強度変調放射線治療では照射中の MLC 形状の複雑性が照射時の不確かさにつながるこ

とが懸念されているが、本発表では治療計画者が MLC 形状の複雑性を任意に調整できる機能に関して報告されていた。調整レベルによる複雑性の変化、治療計画の質の変化、実測結果の比較が詳細に検討されており、その機能の有用性が示された。今後、臨床でのデータなども含めた詳細な報告をお願いしたい。

101 複数の転移性脳腫瘍に対するシングルアイソセンタ治療計画において、ガントリ角度最適化が DVH パラメータに及ぼす影響を、模擬プランにより評価した発表であった。従来議論されているカウチ及びコリメータ角度選択の重要性に加え、複数腫瘍の配置に応じたガントリ角度選択の重要性が示された。今後、さらに検討を進めていただき治療計画のノウハウや利点や欠点に関する詳細な報告をお願いしたい。

102 最新の DIR アルゴリズムを搭載したソフトウェアについて、auto atlas segmentation の精度を評価した発表であった。Web 公開されている CT 画像を用い、手動又は auto で作成した臓器輪郭を dice similarity coefficient を指標として比較している。本発表で使用されたアルゴリズムは手動作成された輪郭と高い一致を示していた。日進月歩で DIR アルゴリズムの開発が進んでおり、臨床使用に向けて、その精度を確認することは重要である。本報告は最新の optical flow 法アルゴリズムの評価であったと言える。

103 (演題取下げ)

加茂前 健 (名古屋大学医学部附属病院)

久保 和輝 (株式会社バリアンメディカルシステムズ)

その他 (演題 104~108)

104 本報告は、前立腺 IMRT における患者体型や臓器生理運動を考慮した線量分布の変化予測に焦点を置いた基礎研究であった。研究方法の概要は、まず、治療計画を数日間に渡って撮像した画像を準備し(MPCT)、次に、日々の IGRT 画像(骨盤骨と前立腺マーカー)との変位量を計算している。最後に変位量情報をもとに体内線量分布の再計算を実施し、治療計画に対する日々の治療との線量差の相関分析を行っている。結果としては、変位量の閾値設定に依存すると感じたが、計画線量と実際の線量の間に統計的有意差があったとの報告であった。具体的には、評価対象とした 25 名中の 2 名において計画治療線量と実際の積算治療線量の差が 3%を超えていたとのことである。自身は、体内の変化予測に関して放射線治療技術の限界と考えているが、アイデアや工夫を日々の診療に導入することによって治療精度が少しでも向上することに期待しており、多くの施設で実施可能な具体的な手技の構築や提案をお願いしたいと感じた研究報告であった。

105 本報告は、レディオミクス特徴量より前立腺癌に対する ^{125}I シードを用いた密封小線源治療(シード治療)後の予後予測に関する報告であった。レディオミクスとは、大規模な医用

画像データベースから求めた大量の画像特徴量(レディオミクス特徴量)を網羅的に解析し、予後などとの関係を調べる新しい研究分野とされている。応用技術としてレディオミクス特徴量を用いて腫瘍の性質を推定し、治療方針支援にも期待されている。しかし、欠点の一つとして、扱われる画像情報は MRI 画像のような分子レベルの信号から画像を作成しているのでミクロの情報がぼやけていることがあげられる。本報告では、この欠点に着目し CT 画像を用いてのレディオミクス特徴量の解析に焦点を定めたものであった。発表時間が限られていたため、内容の詳細を把握しきれなかったが、CT 画像は、再構成した画像情報で様々な情報が制限されているなど、このあたりの研究の限界や考察を丁寧に会場の聴講者に論じて頂きたかった。

106 本報告は、トモセラピーに特化した使用時間管理ソフトに関するものであった。トモセラピーの使用時間管理は、多くの施設で 1 日の総照射時間を積算し手作業で集計しているとのことであった。このような現状を踏まえて、報告者は、加速器から出力される RDSlog ファイルから角度ごとの照射時間、積算線量、過去 3 か月の積算時間、角度ごとの使用頻度等をモンテカルロ輸送計算の導入によって簡易的に精度の高い放射線管理システムの構築を可能にしたとの報告を行った。放射線治療業務の中には様々な作業が存在するが、放射線管理も重要な仕事の一つである。我々の仕事にも“働き方改革”を上手く導入し、担当スタッフも安全に仕事出来る環境づくりが求められている。本報告のような管理ソフトも時代に適したものであり、多くの施設の参考になれば幸いである。

青山 英樹 (岡山大学病院)

107 本報告は、Dual Energy CT を用いたハイドロゲルスペーサと周辺組織との弁別に関する報告であった。ハイドロゲルスペーサは前立腺の放射線治療時に前立腺と直腸の間に留置し、物理的に距離を広げることでリスク臓器の線量を改善するものである。しかし、ハイドロゲルの CT 値は周辺臓器と同程度であり、放射線治療計画の輪郭描出時に境界を認識することが困難である。そこで、報告者は Dual Energy CT の仮想単色 X 線画像や物質密度画像を利用して、ハイドロゲルと周辺臓器の弁別を試みた。ファントムでの検討であるが、コントラストノイズ比、密度値ともにハイドロゲルと実質臓器を模擬したものとの差が認められた。治療計画に応用するために、今後は視覚的な検証や臨床画像での検討を期待したい。

108 本報告は、放射線治療施設の遮蔽に新しい遮蔽材である高密度セラミックスを用いて施工した経験を報告したものであった。実測により高密度セラミックスの遮蔽能力(1/10 価層)は、従来使用されているコンクリートの 2 倍以上あることを示し、遮蔽の厚さを従来の半分に抑えることが可能であると報告している。これにより従来よりも省スペースな場所にリニアックが設置可能になる。実際、報告者は以前 CT 室だった部屋をリニアックに設置している。また、重機を使用せず工期も短縮できるため、リニアックのリプレイス時に有用である。まだ新しい材料であるため、遮蔽計算や届出の手続きが煩雑であり、導入コストも

やや高いが、利便性が高く施設の小型化も可能になるため、今後の発展が期待できる。

武井 良樹 (近畿大学奈良病院)

その他 (演題 109~114)

109 Tomotherapy は毎回の治療時に Megavoltage-CT を撮像するが、消化管の空気によりアーチファクトが生じる。このアーチファクトを relative artifact index (AIr) で定量化し、取得ピッチと再構成間隔を変化させたときの違いを明らかにしたファントム実験であった。結論としては取得ピッチが Coarse, 再構成間隔が 3 mm のときに最もアーチファクトが軽減できるとことであったが、結論付けた考察が不十分であることが会場からコメントされた。本結論を裏付ける考察と今回はファントム実験であったが人体の複雑な組成下におけるさらなる検討を追加してほしい。また、臨床的には Coarse の位置精度は頭尾方向に弱いため、アーチファクトの軽減効果と位置精度の観点を加味した臨床利用について考察を深めてほしい。

110 Tomotherapy の Delivery Analysis (DA)は照射ビームのサイノグラムから照射中の MLC の開口時間を測定し、線量分布を再計算することが可能なソフトウェアである。今回は治療前検証ということで、本ソフトウェアと ArcCHECK の結果をガンマ解析(3 mm/3%と 1 mm/1%)にて比較した結果、ArcCHECK と異なる傾向を示すことがあり、DA における最適な評価基準を検討する必要があるとのことだった。各社から Adaptive planning を支援するソフトウェアが多く提供されているが、本ソフトウェアの効果的な利用により、Tomotherapy の 4 軸補正(yaw, pitch に対応していない)による残余誤差に起因する線量分布誤差や治療期間中の体型変化にともなう再治療計画のタイミングについて検討を進めてもらいたい。

111 Tomotherapy の MVCT に搭載された逐次近似再構成法 (IR) はノイズ低減効果により、より線量が少ない撮影パラメータであっても精度よく位置が合わせられる可能性がある。本研究では、その検討の前段階として寝台移動速度 (Fine, Normal, Coarse), 再構成間隔および画像再構成法(フィルタ逆投影法, IR)を変化させ、撮影線量と画質が評価された。撮影線量は、チーズファントム内に設置した電離箱線量計により評価され、Fine, Normal, Coarse においてそれぞれ約 3.0 cGy, 約 1.5 cGy, 約 1.0 cGy と差がある一方で、再構成間隔と画像再構成法による差は小さいことが示された。画質は、Catphan ファントムを利用し、高コントラストと低コントラストの円柱から MTF が、そして均一面において NPS が計測された結果、IR の使用により MTF の低下と低コントラスト(CT 値差 100)の円柱輪郭がぼけることが確認された。画像誘導放射線治療における線量低減と位置合わせの正確さと精度とのバランス、従来のフィルタ逆投影法と IR をどのような臨床症例に適用するのが好ましいかを結論付けることは重要であるため、今後も検討を続けて欲しい。

112 色素ゲル線量計はガフクロミックフィルムなどと同様に、照射線量と化学反応したゲルの光学濃度の変化から線量応答曲線を作成することで線量分布が得られる。本演題では電子線による照射サンプルを元にして、線量応答曲線取得における2点校正の妥当性を確認すること、光学濃度と吸収線量の比例関係が保たれない線量域での電子線サンプルによる有効性をしめそうとする報告であった。ここで留意したいのは、2点校正そのものの可否が問題なのか、検証するサンプルで行うことが問題にならないかを明示しておく必要があったことと考える。また線種や線質の特性による差異は考慮せずに電子線を用いて作成されているが、その根拠については提示頂きたいと思われた。ゲル線量計研究は実臨床への展開が望まれている中、基礎研究の範疇を出ていない感が未だにある。本研究は利便性も考慮しつつ、より簡便に応答特性を取得して線量評価を目指すものであり、臨床利用に一步でも近づこうとする意義のある演題であった。是非、前述の疑問を解消できるように研究を継続頂きたいと考える。

113 色素ゲル線量計は一般的に Optical-CT を使うため MRI に比べて空間分解能に優れると言われる。この特性を生かして粒子線に色素ゲル線量計の適応を検討した報告であった。ポリマーゲル線量計は高 LET 放射線に対してラジカル再結合が高くなるため、重合反応連鎖が停止すると報告されている。色素ゲル線量計ではベンゼン環から塩素ラジカルが発生してロイコ体の水素原子を引き抜き発色する。この塩素ラジカルの再結合によりポリマーゲルと同様に、Bragg-Peak 近傍での感度低下を起こしていると考えられている。この問題に対して、炭素線に対する線量応答の LET 依存性を得られた線量分布とモンテカルでの比較を行い、LET を考慮した関数による感度補正の有効性を示すという興味深い報告であった。ただし限定された条件の相対応答確認では、粒子線の線種やエネルギーに依存しない関数を導き出すまでは困難となる。可能であれば純粋な化学反応機序での評価を期待したい部分であり、演者からも線量計改良が必要になるとの考察もあった。本研究が、新たな高 LET 放射線用色素ゲル線量計開発の布石になることを期待したい。

114 口腔内への照射では、金属歯冠からの散乱線が周囲に粘膜炎を引き起こすとの報告もあり、マウスピースやスペーサーを利用する施設は多い。本演題ではスペーサーを単なる空間確保ではなく、ポリマーゲル線量計に置き換えることで粘膜保護と線量評価を兼ねようとする報告であった。ゲル線量計は自由形状での作成が可能と言われるが、酸素によって化学反応が賦活化する問題があり、現実的には専用容器での実験検証が多用されている。これを解消する点でも酸素不透過フィルムを利用するのは良案と思われた。しかしポリマーゲル線量計に使用するモノマーは劇薬指定成分となっている。耐ピンホール性の高いフィルムを使用していると報告されているが、人体内で繰返し使用することに問題がない耐久性を有している事の確認も今後は必要と思われた。ゲル線量計を In-Vivo 測定へ利用する可能性を示唆する演題でもある。人体への毒性をより確実に排除できるようになれば、違うシーンでの

利用も十分に考えられる。引き続き安全に利用できる線量計として研究を継続して頂き、報告頂きたいと思われた。

清水 秀年 (愛知県がんセンター中央病院)

根本 幹央 (自治医科大学附属病院)

計測 1 (演題 173-177)

173 小照射野に対応した患者 QA ツールにおける検出器の基礎特性について発表された演題であった。線量直線性は低 MU から高 MU まで精度が良好であるが、方向依存性が大きく検出器面に水平に近いアングルで、ガンマパス率が減少したことが示されていた。このように新規導入ツールを臨床に用いるときはその基本特性を評価したうえで使用することが重要になる。引き続き検討いただき、臨床のデータを含めた包括的な検討を行っていただきたいと思う。

174 小照射野に対応した患者 QA ツールで、規定 MU を照射したときの線量再現性が良好であることが示されていた。照射野係数は $1 \times 1 \text{ cm}^2$ で電離箱線量計と乖離が見られることから照射野サイズを考慮したうえで使用が必要であると示唆をされていたが、小照射野の出力係数において半導体検出器と電離箱線量計では差は存在し、治療計画装置では、そのような小照射野までモデリングが対応していないものも存在する。治療計画装置が算出した値との評価も臨床重要であるので、小照射野の治療計画値との差も追加で検討いただき、臨床での導入を検討いただきたいと思う。

175 AAPM TG-119 の前立腺 IMRT プランを各施設で計算し、各施設のファントムにガラス線量計を挿入し測定した結果の報告であった。各施設が保有しているファントムで測定を行うことができる点に有用性を感じた。誤差はおおむね 5% 以内と良好な結果であったが、システムティックな傾向がある測定結果も存在しており、その施設の TPS の精度検証という意味であれば、測定日の DMU をキャンセルできるような測定法で測定されるべきかと思う。

五十野 優(大阪国際がんセンター)

176 近年、放射線治療装置の出力について第 3 者評価をおこない線量精度を担保することの重要性が認識され、ガラス線量計を用いた点線量の評価がおこなわれている。また、IMRT に関する第 3 者評価においては Radiochromic Film を用いた 2 次元線量分布の評価が始まっている。この報告では、2 次元線量分布計測の第 3 者評価のために、ガラス線量計を 2 次元に配列したファントムを提案し、その評価をおこなっている。計画線量と TLD 計測線量との相違は照射野内の高線量領域では小さかったが、低線量領域における相違は大きかったとしている。計測における分解能の向上や TLD 素子間のばらつき他の不確かさを評価することが重要である。汎用性という観点では興味深い試みであり今後の詳細な検討を期待したい。

177 IMRT 等の高精度照射においてはファントムに対して照射をおこなう所謂患者 QA がの実施が必須となっている。これに用いられるファントムにはプラスチックファントムから 3D 検出器まで種々あるが、その設置精度を担保することは重要であるが難しい。この報告では、ファントム内に X 線不透過マーカを埋め込んでおき、画像誘導システムを用いて位置合わせをおこなうことを提案している。この方法による設置位置の誤差は 1 mm 以内が担保されており実用的な領域となっていた。画像誘導システムの QA がなされていればその有用性は高いと考えられ、今後の臨床への応用が期待される。

佐々木 浩二 (群馬県立県民健康科学大学大学院)

計測 2 (演題 178—182)

178 OSL 線量計を高エネルギー光子線に用いるため感度の管理方法を検討したという報告であった。OSL 線量計はメーカーが決定した感度が素子のロットごとに与えられていて、個々の感度の相対標準偏差は 3% と報告されている。本研究は ^{60}Co 標準場により OSL 線量計個々の感度を決定し、リニアックの光子線による水吸収線量計測の不確かさを算出し、メーカー推奨の感度を用いた場合の不確かさと比較し評価した。その結果、メーカー推奨感度を用いた場合の水吸収線量計測の相対標準不確かさ 3.4% に対して、 ^{60}Co 標準場により決定した感度を用いた場合の水吸収線量計測の相対標準不確かさは 1.8% と大幅に改善した。国内において OSL 線量計は診断領域では広く利用されているが、治療領域における利用は少ないと思われる。一方米国においては出力線量の第 3 者評価に用いられるなど、治療領域においても非常にポピュラーな線量計である。今後も治療領域での OSL 線量計を用いた研究を継続して行い、国内の治療領域における OSL 線量計の普及に務めていただきたい。

179 ユーザが電位計校正定数を相互校正によって求めた場合の校正定数の経年変化ならびに不確かさを UNIDOS[®] webline を基準に RAMTEC Duo, solo, 1000plus および sakuraProof について評価した報告であった。相対電位計校正定数の最大変化は RAMTEC Duo で -0.13%, 最大変化を代表値として矩形分布を想定した相対標準不確かさは 0.0075% であったことが示され (抄録投稿時の 2017 年 9 月から 2019 年 4 月までのデータ)、校正定数の経年変化による不確かさは非常に小さく、各施設が所有するすべての電位計を校正機関に委託せず管理可能であることが示唆された。今後も研究を継続して頂き、放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドラインで推奨されている校正頻度の 3 年間におけるデータを報告願いたい。

180 新しく市販された個体ファントム SW557(Solid Water HE)の水等価性について調べた報告であった。電子線 5 種類のエネルギーについて深さスケール係数とフルエンススケール係数を計測値から算出し、さらにモンテカルロシミュレーションを行い計測値による値と比較した。また、SW557 の重量比をもとに電子密度と平均原子番号を算出し、水ファントムおよび従来の固体ファントムと比較した。その結果、SW557 は従来の個体フ

ファントムよりも水等価性が高いということがわかった。本研究の演者が述べたように、個体ファントムは個々のファントム間で元素組成(重量比)や密度のばらつきが大きく、本研究で算出した各スケール係数がすべての SW557 に適用できるとは限らない。しかしながら、標準計測法 12 には載っていない SW557 の各スケール係数を示したことは、今後 SW557 のユーザにとって参考値となる貴重なデータである。固体ファントムは光子線においても日常の品質管理および患者検証で用いることが多いので、今後は光子線についても各スケール係数を算出して結果を報告していただきたい。

181 新たな計測器である TLD シートを用いて、高エネルギー光子線および電子線のビルドアップ領域の線量を評価した報告であった。TLD シートは実効原子番号が水に近く測定の実自由度が高いといった特徴を持つ。平行平板形電離箱線量計、ガフクロミックフィルムおよび TLD シートでファントム入射面から深部までの深部線量分布を測定し、TLD シートは高エネルギー光子線で最も表面に近い線量を確からしく得られたが、高エネルギー電子線では他の測定値と比較して低値であったことが示された。また、TLD シートの読み取り位置依存性なども提示された。TLD シートに関する報告は未だ少なく、今後も研究を継続して頂き TLD シートの特性について報告願いたい。

182 半導体検出器 (EDGE detector) および各種指頭形電離箱線量計により全散乱係数ならびにコリメータ散乱係数を測定し各測定値を比較した報告であった。既製のミニファントムでは EDGE detector を設置できないためファントムを改良し、各係数の測定が行われていた。全散乱係数について EDGE detector による測定値は他よりも高い値を示し、特に小照射野測定ではすべてのエネルギーで PTW30013 と約 60%の広がり確認された。コリメータ散乱係数についても同様の結果が示された。これらは有感体積および低エネルギー除去用の金属シールドが要因だと考察される。今後も研究を継続して頂き、新たなデータの提示を報告願いたい。

田中 義浩 (京都第一赤十字病院)

佐藤 智春 (がん研究会有明病院)

位置照合 (演題 183-188)

183 呼吸停止下 CBCT 分割撮像時のターゲット停止位置の変位量を仮想的に設定し、ターゲット辺縁の不鋭を定量的に解析した基礎検討である。胸部腹部条件を模擬した自作ファントムを作成し、CBCT 5 分割撮像中 1,2 分割を 3mm および 5mm 位置変位させた取得画像の edge response width (ERW)が評価された。変位分割の割合と距離が大きい場合に ERW が大きくなると報告された。また、胸部に比べ、腹部条件で ERW が過小評価される傾向にあった。臨床現場において、息止め CBCT 撮像する機会は多く、ターゲット辺縁の不鋭を定量的に解析する意義は大きい。今後は確率密度分布を考慮した臨床データに近い条件を使用した追加検討に期待したい。

184 前立腺癌 IGRT 時の CBCT 撮影条件の最適化を試みた検討である。既治療の前立腺と周囲脂肪組織の距離と CT 値を解析し、Catphan ファントムの低コントラストモジュール 1.0%, 5.0mm ロッドの視認性が検討に用いられた。管電流を変更させた取得画像の視覚評価と定量評価(CNR と SD)がなされ、視覚評価では管電流 40mA(CNR: 1.5, SD: 10)でロッドの識別が可能と判断された。また、臨床条件に近い自作模擬ファントムでも検討され、SD10 前後で脂肪組織の存在を確認可能と報告された。CNR は SD が劣化するほど低下する傾向となった。2020 年 4 月の医療法改正で診断領域では被曝線量の管理が義務化される。今後は放射線治療領域においても被曝線量管理、最適化を求められることも考えられる。メーカー提供のデフォルト撮影条件を使用するのではなく、被曝線量低減に努めた本検討は非常に重要な試みである。

185 頭頸部 IMRT の放射線治療の一連での水晶体の被曝線量を評価した検討である。治療計画 CT 2 回, CBCT 8 回, kV 正側 2 方向撮影 29 回の積算線量を治療計画 CT の体前面被曝低減技術(Organ effective modulation: OEM)の有無, CBCT 回転方向(CW,CCW)を変化させた組み合わせを用い、各ケースで頭部ファントムの右眼窩前面を水晶体と模擬し、被曝線量をガラス線量計で測定した。照射範囲に水晶体を含める場合と含めない場合の 2 種類についても検討された。水晶体が照射範囲に含まれるケースでは、IGRT による被曝の割合が多く、一方、水晶体が照射範囲に含まれない場合は、治療計画 CT による被曝の割合が大きいと報告された。放射線防護の観点から 2011 年に ICRP から年間 150mSv から 5 年平均 20mSv(1 年 50mSv を超えない)に変更された。水晶体の被曝線量低減に努めた本検討は非常に有用である。kV 正側 2 方向撮影の AP 撮影を PA 撮影に変更すれば、さらなる被曝低減に繋がるか等さらなる検討に期待したい。

186 治療室レーザと web カメラを使用して体表面の形状認識精度を検証した検討である。レーザ 3 軸が同時に映る天井に設置された web カメラで治療寝台を頭尾方向へ移動させることでレーザが示した体表面を認識することで 3 次元データが取得できる。Web カメラによる投影画像はソフトウェア上で歪み補正処理が施されている。治療計画 CT で撮影したファントム画像に 1-6mm のマージンを付加した構造を作成し、web カメラで生成した体表面との一致度が評価された。ノイズの発生もほとんどなく、形状認識性能を十分に有していると報告された。市販の体表面認識システムは高額なため、大規模施設以外では導入が難しい。現状ではリアルタイム位置を認識することはできないが、今後の位置計測を行う最適化アルゴリズム等の開発に期待したい。

187 頭頸部放射線治療における光学式体表面位置補正システム Catalyst HD の関心領域の範囲設定による認識精度の差異を検討した内容であった。顔前面の一部と比べ、顔全体をリ

ファレンス画像と設定した方が位置精度の再現性、安定性ともに良好であった。3種類の異なる範囲をリファレンス画像とした検討では、設定範囲が小さくなるほど、再現性と安定性が低下した。また、シェルの色の違いによる認識精度の違いも検討された。体表面位置補正システムは白色シェルの皮膚と誤認識する場合があります、黒色シェルの使用が適していると報告された。現在は黒色シェルも市販されているようである。本システムを使用している施設は検討しても良いのかもしれない。

188 IGRTに関する第三者品質管理活動開始を見据え、Winston Lutz testによるアイソセンタ精度を4施設(全てバリアン社装置)で検証した内容であった。各施設の独自の方法での検証結果にはばらつきが生じたが、大まかな照射野設定等の手法を揃えることでばらつきが低減した。2種類(DoseLab, DD system)のソフトウェアでの解析結果には大きな相違はなかった。全データを統合した結果が非常に良好であったため、解析手法について議論がなされた。各施設で検証に用いるビームのエネルギーが異なることも想定し、金属球認識には施設依存の少ない統一化された閾値の設定手法が必要である。本検討では Varian 社装置のみが対象とされたが、他社装置を含めた統一した検証手法の考案に期待したい。

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

小坂 賢吾 (兵庫県立がんセンター)

治療計画 2 (演題 265—270)

265 この報告は、Varian 社製治療計画装置 Eclipse に搭載される irregular surface compensator を用いた乳房の放射線治療計画の有用性を検討したものである。MLC を用いて forward planning ではあるが dynamic な照射を行うこの手法は、QA の方法、作成された計画の品質などで確立されていない点があり、検討がなされた。ISC を用いて作成される治療計画の精度は、臨床レベルで問題ないものであるが、体表面の edit が必要でありその条件の統一化が必要ではないかと考える。また、治療計画の IMRT の QA 手法を用いた結果は 99.7% のパス率となっており十分使用に耐えうる照射精度であるが、従来の wedge を使用した計画と比較した呼吸の影響の検討が今後必要である。さらなる検討に期待したい。

266 この報告は、IMRT を用いた左乳房照射の心臓線量の低減の可能性を検討したものである。IMRT および VMAT の手法を用いて field 数や回転角度を変更した計画を作成し左冠動脈(LAD)の線量評価を行っている。LAD の線量は、VMAT の振り角の大きいプランほど低減することが可能であったが、他の OAR に対する線量増加となるため総合的な判断が求められる結果であった。健側乳房の線量増加の懸念もあるため、最適化計算の適切な線量指標の設定など今後さらなる検討が必要である。

267 この報告は、前立腺癌の I^{125} 永久挿入の治療後の VMAT 計画に I125 シードがどのような影響を与えるのかを検討した発表であった。治療計画では、シードの有無による VMAT

線量への大きな影響はないとの報告であったが、film を用いた検討の手法がやや不確かさを含んでいたように思えた。フロアからのアドバイスでシード線源と film が接した形で測定を行ってはその意見が出されており、今後の検討課題である。追加の検討を行い、報告を期待したい。

松本 賢治 (近畿大学病院)

268 この報告は、従来の CT 値電子密度変換曲線の管電圧依存特性改善に関する発表である。CT 値を介さず直接電子密度(ED: ElectronDensity)を使用しての画像再構成が可能となった(DD: DirectDensity)。これにより撮影管電圧に係わらず同一のデータを使用でき、撮影時における使用管電圧選択が自由になる。CT-ED 取得用ファントムにより取得された ED は特に高密度領域で 2~3% 程度値が変わってしまうことが報告されており、この検証を DD を用いて行ったもの。一般的な管電圧(120kV)での比較、複数管電圧間での比較を行い従来よりも差異が小さくなることが確認された。これにより、特に高密度領域での線量分布計算における不確かさが改善されることが示唆されている。但し、DD と FBP での比較を行い DD が理論値に近いとの報告をしているが、ファントム間の差異もありどこに基準(正とする値)を持っているのかが難解である。今後はこの部分を整理した続報に期待する。

269 この報告は SIEMENS 社の CT による DD(DirectDensity)を使用することで従来よりも治療計画に使用できる管電圧の幅が広がったことに関する発表である。従来の FBP(FilterBackProjection)による CT 値電子密度変換テーブルは 2 本の直線により構成されており管電圧の変更による値の差が顕著であったが DD を使用してのテーブルはほぼ 1 本の直線上に乗ることが確認された。比較的ばらつきの大きい低管電圧領域を除いて 3 種類の管電圧が定常的に使用できる CT-ED 変換テーブルを取得できている。

人体内に存在するものを優先するという思想で検討をなされているが、今後は外科的に留置される異物(高密度物質)に関しても検討を進めてもらいたい。

270 この報告は DD を使用したときにヨード造影剤が CT 値に与える影響を検討した発表である。既知の濃度のヨード造影剤 DD における CT 値の相関を確認すると一部濃度において FBP と異なる相関を示している。硬骨(リン酸 Ca)の骨置換に多く使用される Ti から更に大きく実行原子番号が乖離しておりテーブル外での計算精度に疑問が生じることを確認したものの、硬骨近傍ではあるが、理論上テーブル外となる Ti や歯科で多く用いられている Au などにも対象を広げての報告を期待する。

鶴岡 伊知郎 (QST 病院)

線量評価 (演題 322-324)

322 日々の治療における位置誤差や体型変化を含めた、実際に患者に投与された線量分布の評価方法や実用化について調査した研究班報告であった。班員の施設で、患者に投与された線量分布を患者で評価できるのは 1 施設、ファントムで評価できるのは 3 施設であるこ

とが示された。患者での評価が可能である施設は、照射(VMAT)と同時に CBCT を撮影し、得られた CBCT 画像を用いて線量計算を行っていた。この方法で前立腺を対象に 20 例、照射と同時に取得した CBCT 画像で線量分布計算を試みた結果、ターゲットに関しては治療計画と乖離が無かったが、リスク臓器に関しては線量の乖離が生じることが示され、臓器の体積や形体の変化、位置変位が原因と考察されていた。CBCT 画像で線量計算を行う方法はすでに提案されているが、画質や CT 値に課題があり線量計算精度が十分ではなかった。本研究でも CBCT 画像を線量計算に利用しているが、計算精度の改善策として、機械学習を用いて CBCT 画像を治療計画 CT 画像の画質、CT 値に近づけた画像を生成して、その画像で線量計算を行う方法も示された。毎回の治療で CBCT 画像を取得するため被ばく線量の増加が懸念されるが、前立腺は定位照射で治療しているため分割回数が少なく、現状では CBCT の線量は無視しているとのことであった。しかし、本研究は包括的評価を目標にしているため、将来的には撮影線量を含めた投与線量評価を目指すとの回答をいただいた。現状では実用化のハードルが高いと感じたが、照射技術が複雑化していく中、正確な投与線量の把握は必要不可欠であると考え、引き続き研究を進めていただき、各施設で容易に投与線量の評価が実施できるように論文などで詳細に方法を示していただきたい。

323 陽子線の線量測定において、電離箱の有感体積と線量との相関を調べ、さらに多層電離箱検出器の測定値と治療計画装置の線量を比較評価された演題であった。任意の有感体積を有する電離箱に、均一、または不均一な陽子線スキャニングビームを照射する体系で Monte Carlo 計算を行った結果、均一な陽子線スキャニングビームに対しては有感体積の影響は小さいが、不均一な陽子線スキャニングビームに対しては有感体積が 1.1 倍で同等となることが示された。この原因として多重クーロン散乱を挙げていたが、発表では触れられていなかったので詳細な説明をお願いしたい。治療計画装置上で仮想水ファントムに陽子線を照射した線量分布と、多層電離箱検出器による実測を比較すると 10%以上の相違があるとのことであったが、本研究で得られた線量と有感体積の相関から補正すると 2%未満で一致することが示された。陽子線治療における患者 QA は、複数位置の点線量測定やフィルムを用いた計測など各施設で工夫しながら実施されており、その労力は大きい。今回使用された多層電離箱検出器は、一回の照射で、深さ方向について複数断面の線量分布を取得することができるため、線量検証の効率化が期待できる。引き続き研究を進めていただいて、陽子線治療の効率的な患者 QA 手法の提案をお願いしたい。

324 頭皮血管肉腫の治療に関して、体表の変化による線量変化を抑える目的で仮想ボラス(無し、5, 8, 10 mm)を用いて VMAT の治療計画を立案し、位置変位(無し、各方向に 5 mm)を加えた場合の表面線量を MOSFET で測定された演題であった。稀な疾患ではあるが、頭皮だけを均一に照射することが求められ、照射法や治療計画に苦慮した経験がある会員も少なくないと思う。本演題では、頭部を模擬した球体ファントムの表面から 5 mm 内側ま

でを PTV として、PTV に対して 70 Gy/35 回の D_{mean} 処方 で VMAT の治療計画を立案して表面線量を測定した結果、仮想ボーラスを用いると表面線量が増加することが示された。また、位置変位が 5 mm あった場合の線量変化は、仮想ボーラス 8 mm, または 10 mm を用いると仮想ボーラスを用いない場合と比較しておよそ半分程度になることが示された。本研究では、表面線量のみに着目して仮想ボーラスの評価を行っているが、深さ 5 mm~1 cm 程度の線量評価も追加で検討をお願いしたい。今後も研究を継続していただいて、体表の変化に影響されにくい VMAT の治療計画について、具体的な立案方法を提案していただきたい。

川守田 龍 (多根総合病院)

富田 哲也 (筑波大学附属病院)

線量検証 (演題 325-331)

325 本演題は、3 次元線量検証システムの経時的な検出器の感度変化が患者 QA に及ぼす影響を調べるため、3 次元線量検証システムの長期安定性を評価した報告である。頭頸部の 1 症例について Delta4, 電離箱線量計およびガフクロミックフィルムによる同日測定を 2 か月毎に 1 回、2 年間繰り返した。絶対線量検証の違いは概ね 3% 以内、Delta4 の線量分布検証では、 γ 解析の最大の差は 1.0%, Dose difference の中央値は $\pm 1\%$ 以内であった。Delta4 の検証結果に変化が認められなかったことから長期安定性が優れているという結論であった。半導体検出器は放射線による損傷を受ける。X 線エネルギーや使用頻度による違いをデータに含めることで、検出器の感度変化をより精密に評価できると考える。

326 小さな照射ターゲットを想定し、VMAT を用いた肺定位照射の Pre-treatment QA で 3 次元半導体検出器の測定から再構成された線量分布を評価した報告である。患者 8 例を対象に ArcCHECK を用いて照射を行い、3DVH システムで再構成した線量分布と EBT3 の測定結果を比較した。その結果、2%/2 mm, 3%/2 mm の γ パス率 の平均値はそれぞれ 87.5%, 93.2% であり、8 例中 5 例で高線量域に 5% を超える過大評価がみられた。最も大きい過大評価は 15.5% であった。PTV 体積の大きさがパス率に影響を及ぼすため、ターゲット体積に注意を要するという結論であった。ターゲット体積、検出器間隔、および線量差の関係がより明確になれば、QA 使用への有用な判断材料となると考える。今後更なる検討を期待したい。

327 本演題は、VMAT 症例での EPID 画像データを基に患者体内線量検証ソフトウェアを用いて、日間変動による測定誤差の影響を評価した報告である。MLC の動きの複雑さを示す Modulation Complexity Score(MCS), ポイント線量, および γ パス率の関係について DosimetryCHECK を用いて 5 回の照射結果から解析した。EPID の画像収集 MU 値を 1, 2, 3 MU と変化させた結果、MLC の動きが単純なプランでは 3 MU, MLC が複雑な動きをするプランでは 1 MU の収集条件を使用した場合に高いパス率を示した。MCS により MLC の動きの複雑さを予測し、治療前線量検証に最適な収集 MU 値が設定できる可能性があるという結論であった。症例数を増やし、検証結果と MCS の関係をより明らかにしていただき

たい。

328 本演題は、DosimetryCHECK と EPID 画像を用いてファントムを用いない検証(pre)と、ファントムおよび Delta4 を透過した線量を用いた検証(transit)を比較した報告である。線量分布の γ 解析基準を 2mm3% としてパス率を評価したところ、ファントムを用いた場合の pre と transit で強い相関を示した。また、Delta4 でも基準を 2mm2% に厳格化すると相関係数が 0.457 で相関を示したことで、transit 検証が有効であるという結論であった。同時検証により時間短縮が図れるうえ、複数のツールによる検証のメリットを生かして線量誤差の原因を切り分けて考えられる手法は有用と考える。透過画像を用いるためファントムや検出器の設置位置による影響を明確することで、より正確な評価ができると考える。

329 前立腺 VMAT 線量検証における、COMPASS-MatriXX System の最適なサンプリング時間について評価を行った報告である。本システムは 2 次元の多列検出器であり、フルエンスデータを実測することで患者線量分布を再計算することができる。また、VMAT 照射中に異なるサンプリング時間によってデータ収集することができるが、著者らはこのサンプリング時間と線量検証結果の関連性に注目している。評価には PTV や CTV、および正常組織の線量体積指標を用いた。その結果、サンプリング時間が 200-500 ms であれば検証結果や計算時間に影響がないことが分かった。さらに、50 ms と 100 ms では測定データ内に無信号が存在したとも述べている。IMRT や VMAT の線量検証において、測定システムの特性を理解することは重要であり、本研究の有用性は非常に高い。

330 高線量率 Flattening Filter Free (FFF)-X 線に対する円筒型半導体検出器 ArcCHECK の線量率特性を評価した報告である。この線量検証システムには n 型半導体が使用されており、p 型半導体と比較して、高線量率 X 線でのキャリア再結合の不完全による線量率依存性が懸念される。改良された n 型半導体であるため、一般的なものと比較して線量率依存性は小さいとされているが、実際の臨床における FFF-X 線の影響を調べるのが著者らの目的である。ガンマ解析による評価を行った結果、線量率 1200 MU/min および 2400 MU/min の双方において検証結果に大きな影響を与えないことが分かった。ただし、著者らは測定ごとに高線量率 X 線にて校正を行っていることに注目しなくてはならない。線量検証システムの特性を理解し、使用方法の工夫を行うことの重要性を再認識させる報告であった。

331 IMRT や VMAT の患者個別線量検証は、治療の安全を保障するために非常に重要である。従来、これらの線量検証には電離箱やフィルムが用いられてきたが、近年は多列検出器システムや EPID などを用いた省力化が積極的に図られている。そこで、本研究では円筒型半導体検出器 ArcCHECK とガフクロミックフィルム EBT3 において、線量検証結果を比較することで ArcCHECK の精度を担保し、線量検証省力化の可能性について調査した。今回

の結果では、両検出器間に線量検証結果の強い相関は認めなかったが、治療計画におけるパラメータ間(risk 分類, PTV 体積, 照射 MU など)および照射時の幾何学的誤差において弱いながらも相関を認めた。今後は患者体内線量分布評価に関して追加検証を行う予定とのことであるが、ぜひ、効率的な品質管理に向けて継続的な調査を期待したい。

藤本 隆広 (京都大学医学部附属病院)

小野 薫 (広島平和クリニック)

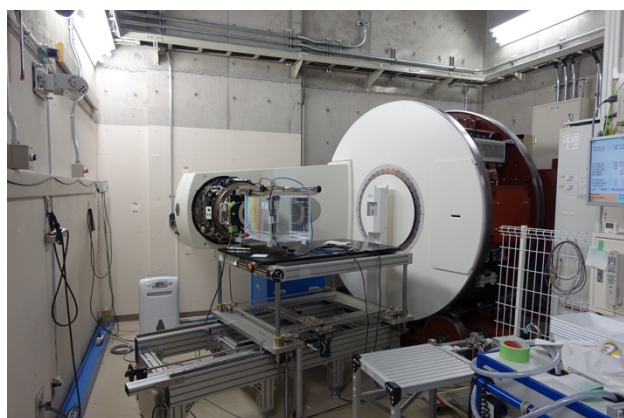
第 53 回放射線治療セミナー(実機講座)を終えて

放射線治療部会 中島 大 (がん研究会有明病院)

第 53 回放射線治療セミナーは 2019 年 9 月 7 日から 8 日にかけて、茨城県つくば市の産業技術総合研究所にて開催されました。今回のセミナーのテーマは「国家計量標準を用いた電離箱校正」であり、産総研における校正方法の他、電位計の動作原理と品質管理の講義と、3 班に分かれて LINAC, Co-60 を用いた電離箱校正、電位計品質管理の実習を行なった。実際の校正では、カロリーメーターまたは管理用標準器を基準として校正対象の電離箱を相互校正と同じように比較校正を行うわけだが、測定時にこういったところに注意を払いながら実施しているか、実際に得られた測定値を参照しながら実習をおこなった。希望者には、電離箱を持参していただき、もともと値付けられている校正定数と比較した。2 日目は台風 15 号が関東地域に接近との予報が出ておりましたが、開催期間中は晴天に恵まれトラブルなく無事終了いたしました。

【第 53 回放射線治療セミナー(実機講座)の概要】

- | | | | |
|----------------------|--|--------|--|
| 1. 日 時 | 2019 年 9 月 7 日(土曜日)11:00 ~17:30
8 日(日曜日) 8:30 ~13:25 | | |
| 2. 会 場 | 国立研究開発法人 産業技術総合研究所
計量標準センター 2-12 棟 第 6 会議室
〒305-8560 茨城県つくば市梅園 1-1-1 | | |
| 3. 内 容 | | | |
| 1. 産業総合技術研究所の校正方法 | 産業総合技術研究所 | 清水 森人 | |
| 2. 電離箱の LINAC 校正(実習) | 産業総合技術研究所 | 清水 森人 | |
| 3. 電離箱の Co-60 校正(実習) | 産業総合技術研究所 | 森下 雄一郎 | |
| 4. 電位計の品質管理(講義・実習) | 福井大学医学部附属病院 | 木下 尚紀 | |
| 5. 電位計の構造と動作原理 | EMF ジャパン | 井原 陽平 | |
| 6. メーカーによる JCSS 校正 | 東洋メディック | 山岡 英樹 | |
| 7. 不確かさの評価 | 産業総合技術研究所 | 森下 雄一郎 | |
| 8. 水槽の不確かさ | 福井大学医学部附属病院 | 木下 尚紀 | |



実習を行なったリニアック高エネルギー光子線標準場と Co-60- γ 線標準場

第 53 回放射線治療部会セミナーに参加して



宇治徳洲会病院 高倉 亨

2019 年 9 月 7・8 日に茨城県つくば市にある産業総合研究所で開催されました, 第 53 回放射線治療セミナーに参加いたしました.

セミナーに参加したいと思ったきっかけは, 何と言っても日本で一番不確かさが小さい放射線場を観ることができるからでした. さらに, 講義内容には電位計の分離校正にともなう品質管理に関するものもあり, 今観たくて今知りたいことが凝縮されている非常に魅力的な構成であることも理由の一つです.

座学の講義は, 産総研での電離箱校正について ^{60}Co 場による方法と X 線場による方法, 電位計の種類による電離箱からの電荷を数値化する方法の違い, 電離箱線量計の不確かさ, などがあり, 基礎から実習に入るための事前知識として分かりやすく解説いただきました.

また, 半座学で電位計の品質管理についての講義もありました. スライドで解説を進めながら, キーになるところは電位計の実機を使って実技講習をしていただき, 理解を深めながら実際の手順などを確認することができました.

私が一番興奮させられたのは, やはり標準放射線場での電離箱校正体験です. コバルトの標準場に設置された水ファントムの鞘の中が日本で一番綺麗な 1 Gy を再現してくれると思うと, 室内を歩くことすら緊張しました. 当院が使用している電離箱を鞘の中に入れていただき, 計測の始まりです. 私が驚いたのは, 校正の方法が「線量と電荷量」ではなくて「線量率と電流」だったことです. 0.5 秒ずつの電流値を記録し続けて平均化することで計測の不確かさを縮小することが目的とのこと. X 線の仮標準場での電離箱校正体験もさせていただきました. X 線による校正は近似曲線を使うことでそれぞれの施設のそれぞれの X 線エネルギーに対応した水吸収線量校正定数が直接与えられるとのこと. 不確かさが最も大きい線質変換係数を使わなくなるということは大きなメリットになります. 産総研ではすごく細かいところまで考えられているので, 病院の現場でもこれに応えられるような丁寧な仕事を心がけないといけないと感じました.

自施設で使用している電離箱を持参すれば線量計の校正体験と, 非公式の校正値を頂けるというオプション付きだったことは非常に魅力的でした. 当院ではリファレンス線量計とフィールド線量計を分けており, リファレンス線量計に与えられた校正値とクロスキャリブレーションをしたフィールド線量計を現場で使っています. この校正が大きく間違っていないことを確認できる良い機会でした.

最後に, 本講習会を企画, 運営いただきました講師およびスタッフの皆様にご挨拶申し上げます. 今後もこのような有益な講習会に参加し, 自身また自施設の知識技術の向上に努めようと思います.

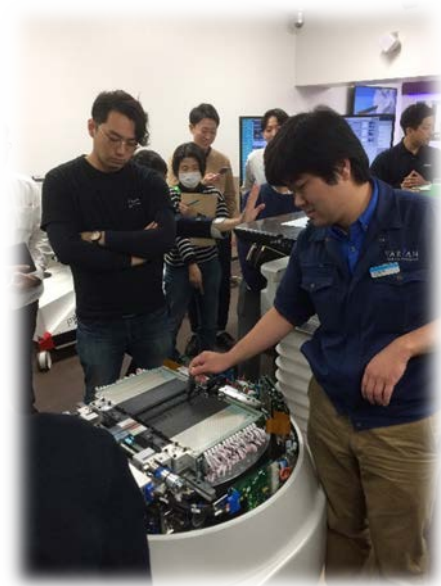
第 54 回放射線治療セミナー（実機講習）開催報告

放射線治療部会 辰己大作（都島放射線科クリニック）

第 54 回放射線治療セミナーを 2019 年 11 月 30 日～12 月 1 日に、駒澤大学 放射線治療人材教育センターにて開催致しました。本セミナーは、「基準ビームデータを用いた治療装置導入を考える」をテーマに、近年、急速に増加している、基準ビームデータを用いた治療装置の立ち上げに、私たちはどのように対応すべきかについて、講義と実習を組み合わせながら学習しました。募集人数を超える 28 名の方にご参加いただきました。また、実習にあたりまして多くの皆様にご協力を頂きました。この場をお借りしまして感謝申し上げます。

【第 54 回放射線治療セミナーの概要】

1. 日 時 2019 年 11 月 30 日（土）9:00 ～12 月 1 日（日）17:00
2. 会 場 駒澤大学 放射線治療人材教育センター
3. 内 容
 - ① （講義）バリアンRBDの解説と調整
 - ② （講義）RBDを用いた治療装置立ち上げ
 - ③ （実習）Jaw, MLCの設定を学ぶ
 - ④ （実習）Jaw,MLC,キャリッジの位置確認
 - ⑤ （実習）3D水ファントムによるビーム特性の確認
 - ⑥ （実習）MLC transmission,DLGの測定
 - ⑦ （講義）治療計画装置のコミッショニング
 - ⑧ （実習）Eclipseの検証手順の解説
 - ⑨ （実習）Eclipseの計算結果の確認
 - ⑩ （実習）Eclipseのビームモデル調整
 - ⑪ （講義）基準ビームデータの利用の動向と精度について



第 54 回放射線治療セミナーレポート

市立島田市民病院 (静岡県) 白井 真理

11 月末日朝、早起きして新幹線に乗り、100 年に一度の再開発中と言われている渋谷の街を見ることなくその地下を通り過ぎ、駒澤大学の会場って首都高の下をずーっと歩いて正門からぐるーっと回っていかなきゃだね、と心の中でつぶやきながら、てくてく歩いて駒澤大学 3 号館、別名種月館にたどり着きました。ここは駒澤大学が 2016 年に開校 130 周年を迎えた記念棟だそうで、数年前に参加した、がんプロのセミナー開催時には絶賛工事中でした。その際、駒澤大学の保科先生が、バリアンとコラボした治療機を設置して新たな教育環境を整えている、と仰っていた微かな記憶がありまして、今回の放射線治療セミナーに参加したのは、実は施設見学が裏動機となっていたことを告白します。第一印象は、綺麗、広い、そして駒澤大学が仏教と禅を建学の精神としているということからか、どこことなく澄んだ空気感を感じることができました。このような素晴らしい環境で学ぶことのできる大学生を本当にうらやましく思います。嬉しいことに、この施設中の放射線治療機器が設置されている部分には「駒澤大学－VARIAN 放射線治療人材教育センター」という名称が付されており、バリアンユーザーのトレーニングに使用するなど、学生に限らず放射線治療にかかわる人の育成のために開かれているようです。今回のセミナーでもバリアン社全面協力で講義と実機説明および実習が行われました。ちなみに、今回のセミナーの募集定員は 25 名でしたが、全国から 28 名が参加されていて、バリアンユーザーではない方々も多数いらっしゃるようでした。申し込みは先着順ではなく、事務局で必要性を考慮して厳正な選考をされたそうです。

表向きの参加理由は、もちろん「基準ビームデータを用いた治療装置導入を考える」というテーマが、来年度装置更新予定のある自施設にぴったりだったことに間違いありません。現行機種を立ち上げてから丸 14 年が経過していることもあって、当時の記憶は曖昧です。冬の寒い時期にひたすらビームデータを測定したこと、にもかかわらず超過勤務を実働の半分だけ記載するよう指示を受けたこと、MLC を装備しない monoblock linac から、いきなり最新の IGRT マシンに替わって戸惑いつつも、装置や測定器メーカーの技術者さんにサポートいただきながら、何とか臨床使用に漕ぎつけたのでした。当時、どのような手順で何をしたのかをきちんと整理して記録できなかったことの言い訳をするつもりはありませんが、同じ事態にならないよう十分注意しなければなりません。今回のセミナー内容への期待は高まりました。

さて、令和時代の装置立ち上げには、そんなブラックな状況からの救世主となり得るかもしれない基準ビームデータが降臨しています（事前イメージ）。バリアンでは基準ビームデータとして RBD(Representative Beam Data)と呼ぶビームモデリングに必要な標準ビームデータセットを提供しているそうです。あくまでも Representative=代表的なビームデータなのであり、真値として合わせこむべき類のものではありません。とはいえ、他施設データの比較などから RBD の誤差は非常に小さいものであり、自施設立ち上げの際の参照データとして非常に有用であることが説明されました。つまり、救世主にはならないけれども道しるべにはなってくれるんじゃないかということです。ただ、RBD として提供されるのは PDD と crossline の OCR、および OPF のみで

あり、今や標準治療にもなりつつある IMRT や VMAT、小照射野を必要とする SRT などの高精度治療に対応するためには、測定データがさらに必要となることも説明されました。今回のセミナーでも MLC パラメータである DLG(Dosimetric Leaf Gap)と TF(Transmission Factor)の測定方法について実習を交えた説明がありました。実機では、MLC の調整に使う thickness gauge の実物を見せいただき、その職人技が今も使われていることに驚きました。水ファントムの設置実習では、オートセッティングが売りの最新の 3 次元水ファントムをあえて手動でセッティングし、理解を深めることができました。駒澤大学の治療計画室では、最新バージョンの治療計画装置(Eclipse)が 2 班に分かれた受講生の 1~2 名に 1 台ずつ割り当てられ、あらかじめ用意された測定ビームデータを登録して線量プロファイルが変化する様子を実習することができました。この際に、各自 PC を持ち込んで、データ処理を行いました。このあたりがコミショニングの肝だと思われるのですが、Excel に疎いおばさんはドロップアウト寸前で、家に帰って復習です。Excel の小技については、この手のセミナーに行くたびに知らないショートカットや関数にお目にかかって目からうろこです。今どきの若者は当たり前のように使えるようですが、どこで覚えるのでしょうか。

全体を通して、素晴らしい環境の中、講師・スタッフの皆様のおかげで実りある研修をさせていただいたと感じます。ありがとうございました。心残りは、セミナー冒頭で保科先生が、ここには他所ではあまり見かけない珍しいものがたくさんあると仰っていたにもかかわらず、それらを見つける余裕がなかったことです。また、はるばる沖縄からお土産持参で参加された受講生の方、懇親会で日頃の愚痴を聞いてくださった皆様、この場をお借りしてお礼申し上げます。皆さんに続いて、無事に装置更新を終えることができるよう、過去の反省と新知識を糧に準備を進めていきたいと思っています。以上、理解不足のため正確な情報をお伝えできたか疑わしいのですが、今回受講申し込みしたのに叶わなかった方、今後同様のセミナーが開催されるとしたら受講を検討したい方などの参考に少しでもなれば嬉しいです。

第 54 回放射線治療セミナー

株式会社日立製作所ひたちなか総合病院 富永 大智

当院はエレクタ社製 synergy、治療計画装置 Pinnacle3 を導入して約 10 年で更新について考える必要があるが、現装置のコミッショニングに関わった人間がいないこともあり今回のセミナーに参加した。RBD について今回のセミナーで始めて知ったことや放射線治療担当して約 1 年であることから内容を理解できるか非常に不安であった。しかしながら、各講師の方々の講演資料が初心者にも非常に分かりやすく資料を読むことで大まかに理解ができた。さらに、講演時の講師の方々の説明が分かりやすくてより理解できた。また、実機を用いたことは、装置更新時の参考になったことや RBD との比較することができたのは理解を深める良い機会となった。可能であれば Jaw、MLC、キャリッジの確認に関する実験については実機を用いて体験したかった。また、TPS を用いた実験はファントムを作成し、各ファクターを計測するところからできたことはコミッショニングが初めての人間でもコミッショニングの流れを理解しやすく非常に良かった。だが、OCR の実習に関してはもう少し時間を頂けるとより理解ができたと考える。

一番参加してよかったことは、講師と受講生の距離が近く質問しやすい雰囲気や得られたビームデータや各講義の中で講師陣の討論が何よりも勉強となった。今回のセミナーの講師陣が主催のセミナーが今後あれば是非参加したいと思うとともに病院スタッフにも積極的に勧めたい。また、実機を用いたセミナーが今後も実施されることを望む。

—地域・職域研究会紹介—

放射線治療かたろう会 放射線治療システム研究分科会の 紹介

大阪大学大学院 医学系研究科 水野裕一

放射線治療システム研究分科会(以下、システム研究分科会)は、多様化する参加者のニーズに応えるべく放射線治療かたろう会から派生した分科会として運営している勉強会です。近年、放射線治療は装置の発展により新しい照射技術、新しい治療計画システム、検証システムがどんどん導入されています。それらの組み合わせにより、各施設で行うべきことは多岐に渡り、我々が学ぶべきことは非常に多くあります。すでに確立された知識を習得することはもちろんのこと、新しい技術、知識に関しても絶えず習得していく必要があります。多様化・複雑化していく放射線治療の新しく高度な部分でかつ、従来のかたろう会では扱い辛い話題に焦点を当てるため、『5年先を見据えた放射線治療』というポリシーの下、2009年に生まれたのがシステム研究分科会です。また活発な討論を行うため、あえて募集人数は60名程度としています。このシステム研究分科会の特徴がまさに討論することです。毎回総合討論の時間を30分以上設けており、演者、聴講者の間での意見交換が活発に行われます。

直近に行った会の内容としては、第17回：Which is better?～モダリティの違いから考える放射線治療計画～、第16回：Artificial Intelligence (AI) と協働する放射線治療、第15回：品質管理の最適化、と近年は年に1回のペースで、未来を見据えながら、現場にも生かせる知識を提供できるようなテーマを心がけています。多職種連携としてMEの方から高圧酸素療法に関する講演をしていただいたこともあります。システム研究分科会で取り扱った企画を数年後、かたろう会本会で取り上げたこともあります。2014年に開催した第10回にはユーザービームデータの不確かさ～立ち上げ時の作業効率化を考える～というテーマを実施しましたが、そこからゴールドンビームデータワーキンググループ(以下、GBDWG)が派生しました。GBDWGは2015年から活動を開始し、全国100施設近くの方々にご協力いただきリニアックのビームデータを収集させていただきました。収集したデータを利用して、これから立ち上げを行う施設で取得したビームデータの精度を確認してもらうという主目的の他、各セミナーでのGBDを利用した装置立ち上げに関する講演、

収集した解析データの論文化(査読付き英語論文 6 本)など多くの実績を残すことができました。各種学会よりもいち早く取り組めたのは、かたろう会がこれまで築いてきた繋がりが成せることだと実感しました。

このように常に、新しく必要とされる内容を提供するために、年に1度世話人の間で抄読会を行っていることも本分科会の特徴です。世話人各人が最も興味のある論文を選択し、その論文の中で世話人が最も聴きたい内容に関してプレゼンを行う形式としています。お互い何に興味を持っているかを知ると同時に、世話人の知識のインプットを増やし、その情報を元に各種学会、勉強会参加時にその内容を講演できる方を調査する目的で行っています。

会の後に行われる懇親会も特徴の一つで、毎回半数以上の方が参加します。本研究会では討論の時間を多めにとってはいますが、話し足りない方はたくさんいます。そのためこの懇親会は討論の延長の場だと思っております。また深く討論するだけでなく、人と人の関係性が繋がる場でもあります。自身の施設で行っていることを他施設と比較することもでき、同じであれば安心感を得られ、違っていたとしてもそれを討論することで施設のシステムを変えるきっかけを得られる場ともなります。討論を通して知識を繋ぎ、スタッフと参加者、参加者同士を繋ぎ、得た知識がそれぞれの施設の患者へ還元され、より良い治療に貢献できる、そのような勉強会をこれからも開催していきます。

【世話人】

水野 裕一	大阪大学大学院医学系研究科	(代表)
五十野 優	大阪国際がんセンター	
太田 誠一	京都府立医科大学附属病院	
壽賀 正城	兵庫県立粒子線医療センター	
田中 義浩	京都第一赤十字病院	
正井 範尚	都島放射線科クリニック	
松本 賢治	近畿大学病院	
宮崎 正義	大阪国際がんセンター	
山本 鋭二郎	済生会野江病院	

世界の論文紹介

FLASH放射線治療の臨床的応用：なぜそしてどのように？

Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how?

Jean Bourhis, Pierre Montay-Gruel, Patrik Gonçalves Jorge, Claude Bailat [c](#), Benoît Petit, Jonathan Ollivier, Wendy Jeanneret-Sozzi, Mahmut Ozsahin, François Bochud, Raphaël Moeckli, Jean-François Germond, Marie-Catherine Vozenin

Radiotherapy Oncol. 2019 Oct; 139: 11-17

過去数十年における放射線治療技術の発展はめざましく、がん患者に対する根治または緩和を目的とした治療の主要な選択肢となった。しかし、放射線に対して抵抗性の強い腫瘍も存在し、正常組織の線量制約により腫瘍に十分な線量が投与できない場合がある。近年、FLASHと呼ばれる技術が登場し、正常組織と腫瘍の線量による効果の差別化が可能となり、通常線量率の照射と比較してFLASHは正常組織への毒性を最小限に抑えながら腫瘍を制御できることが最近示された。本論文はFLASHの臨床応用のための主要なデータと課題について述べられている。なお、参考文献は掲載を省略したため実論文をご確認下さい。

放射線治療(RT)は腫瘍を制御するための主要な方法であり、がん患者の半数以上がRTで治療され、そのほとんどを治癒できる可能性がある。通常照射では正常組織が電離放射線による障害から腫瘍よりも早く回復できることを利用している。この効果は線量分割と照射精度の最適化を組み合わせることで向上が期待できる。RTは強度変調放射線治療(IMRT)、画像誘導放射線治療(IGRT)、体幹部定位放射線治療(SBRT)、陽子線治療などを用いて実施されており、高い精度で腫瘍に線量を投与し、正常組織への到達線量を最大限に制限することを可能としている。これらの幾何学的に正常組織をスペアする方法に加えて、FLASH放射線療法(FLASH-RT)と呼ばれる技術は、線量投与時間を短縮し正常組織の耐性を高めることができる3番目の要素として注目されている。FLASHの登場により、今後より高い治療線量を投与し、腫瘍の放射線抵抗性を克服するための新しい道が開かれることが期待される。

FLASH 効果とは何か？

FLASH-RT は通常の放射線治療で使用されている線量率(CONV-RT)よりも数千倍高い線量率で照射する。当初は平均線量率を用いて FLASH-RT と CONV-RT の線量率が比較されていたが、完全な定義は複雑で、繰り返し率、パルス(数と幅)、全照射期間などの相互に依存する物理的パラメーターが含まれる。

Table 1
Parameters with which the FLASH effect has been observed. Both Kinetron [5] and Oriatron (eRT6) [7] are irradiation devices dedicated to produce FLASH irradiation.

Animal model	Device	Volume (cm ²)	Duration of RT (ms)	Dose delivered (single dose in Gy)	Mean dose-rate (Gy/s)	Dose-rate within the pulse (Gy/s)	Ref.
Mice, Zebrafish	Kinetron Oriatron	< 2	< 200	> 8	> 40	> 1.8.10 ⁵	[5,11] (Montay-Gruel, in rev.)
Pig/Cats	Kinetron	< 12	< 200	up to 41	300–400	> 1.10 ⁶	[12]
Pig	Oriatron	100	< 200	31	160	0.8.10 ⁶	[12]

表 1 に FLASH 効果を得られたパラメーターを示す。これらのパラメーターは、Oriatron eRT6 を使用して生成されている。FLASH-RT 効果は 1.8~2 μ s の 1~10 パルス、治療時間が 200 ms 未満で、 1.8×10^5 Gy/s を超えるパルス内の線量率で再現可能であり、1 回照射であることが重要である。FLASH による正常組織の組織毒性の低減が明らかになるのに 30 年を要したが多くの論拠が報告されている。FLASH-RT と CONV-RT の明確な違いは、照射時間である。FLASH-RT はマイクロ秒から数百ミリ秒の範囲であるが、CONV-RT は最大数分の照射時間が必要である。非常に短い照射時間は、照射体積の酸素濃度に依存する放射化学イベントの早期変化をもたらすと考えられる。これまでに細菌や真核細胞モデルやマウスモデルを対象に検討されており、照射体積内で局所的に酸素消費を急速に引き起こし、一時的な放射線誘発低酸素症を誘発している可能性がある。近年、マウスに対する実験で高い酸素濃度をもつ組織が FLASH 効果を低下させる可能性が示唆されている。

前臨床データは FLASH-RT の臨床応用を支持しているであろうか？

これまでにゼブラフィッシュ、マウス、ミニブタ、ネコの正常組織を対象に得られた FLASH 効果に一貫性が見られている。この結果から、ヒトに対する臨床試験を実施した場合、同様な効果が得られるという仮説の検証実施が可能と予想される。FLASH-RT は従来の線量率と比較して正常組織の副作用を著しく減少させ(表 2)、効率的な抗腫瘍効果が期待される。

Table 2
Summary of the FLASH effect across species.

	Mouse	Cat	Pig	Zebrafish embryo
FLASH-RT is better than conventional dose-rate RT for normal tissue protection	Yes	Yes (when compared with published studies)	Yes	Yes
Dose modifying factor in normal tissue	≥ 1.8 (lung) ≥ 1.4 (brain)	Not evaluated	≥ 1.36	≥ 1.4
Improvement of the differential effect (tumor/normal tissues) with FLASH-RT	Yes	Yes	Not tested	Not tested
References	[5] (Montay-Gruel, in rev.)	[12]	[12]	Vozenin, (pers. com.)

ゼブラフィッシュの胚に対して FLASH-RT により得られた正常組織の保護は、アミフォスチンによって得られた結果よりも有意に優れていた。マウスモデルに対しては、皮膚、肺、腸、脳に対して実施されており、FLASH-RT と CONV-RT を比較した結果、すべての正常組織が放射線による有害事象から保護された。ミニブタの皮膚に対して直径 2.6 cm のアプリーケーターを用いて 22 から 34 Gy の範囲で 1 回照射を行った結果、照射後 9 か月における皮膚壊死がないことをエンドポイントとしたとき、従来の線量率で 25 Gy を照射された正常組織は、FLASH-RT で 34 Gy を照射された正常組織と同様であった。

また、FLASH-RT でより大きな照射野サイズを用いた影響が検討された。ミニブタの皮膚に 88 cm² の照射野で 31 Gy の照射を行った結果、RT 後 5 から 7 ヶ月で照射野内に一過性の表在性潰瘍が形成され、7.5 ヶ月後に病変が消失し、11 ヶ月後までに再燃はなかった。ブタとヒトの皮膚は生理学的に非常に近いことが知られており、これらの結果は高い線量を 1 回で照射した場合に、大きな照射野であっても FLASH 効果が維持できることを示し、このような正常組織耐性の改善は FLASH-RT を用いてより高い線量が投与できることを示唆している。また、組織の温存効果を維持しつつ腫瘍を消失できる FLASH-RT の高い効果は、図 2 のように皮下に移植された U87 ヒト神経膠芽腫において従来の線量率の RT と比較して同程度の効果があることを示した。FLASH-RT と CONV-RT の抗腫瘍効果は、種々のマウス腫瘍モデルにおいて再現されており、正常組織と腫瘍間の効果の差の大幅な増加を示唆している。FLASH-RT の体積と線量率に伴う影響や分割照射による効果は現在研究が進行中である。

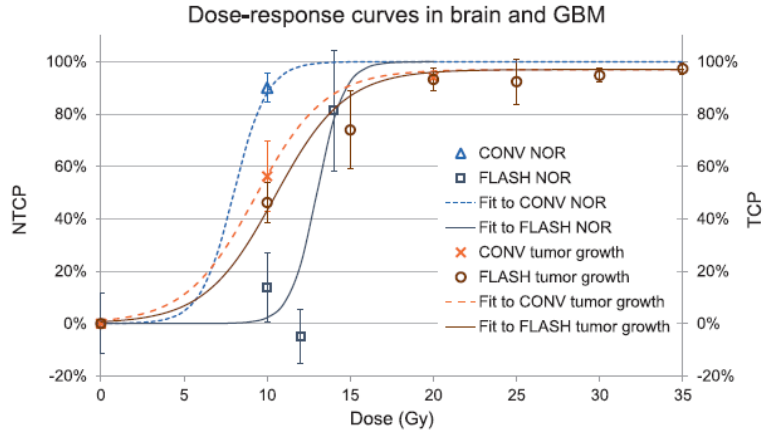


Fig. 2. NTCP/TCP after FLASH and CONV-RT in normal brain and GBM. To investigate tumor response, subcutaneous glioblastoma models, 10 M U87 human GBM cells were engrafted in the flank of female nude mice ($N = 5-6$ mice/group) under isoflurane anesthesia. Tumors were irradiated with the eRT6 LINAC using a 1.7 cm round collimator at FLASH (circles; between 125 Gy/s and 1 pulse of 1.8×10^{-6} s) or conventional dose-rates (crosses; 0.1 Gy/s) when tumor volume reached 60 mm³ (57 ± 17 mm³). Iso-efficacy of FLASH-RT and conventional dose-rate irradiation was observed by tumor-growth delay assessment of U87 human GBM xenografted tumors irradiated at 0, 10, 15, 20, 25, 30 and 35 Gy with FLASH-RT (FLASH) and 0, 10 and 20 Gy with conventional dose-rate irradiation (CONV). The time evolution of the tumor volume after irradiation was found in good agreement with the predictions of the two-compartment kinetic model of Looney et al. [25]. The plots of the tumor control probability (right scale) was calculated using the relation $TCP = (V_{Ctrl} - V_{RT})/V_{Ctrl}$ where the volumes are measured 15 days after irradiation. Data error bars correspond to standard deviation and solid brown line to a logistic fit to the FLASH data. Due to the reduced number of points, the fit to the CONV data (dashed line) was estimated as a shift of the FLASH curve. To investigate normal tissue toxicity, C57Bl6/J WT mice ($N = 5-13$ mice/group) were tested using the novel object recognition (NOR) task 2 months post-FLASH and CONV-RT. Calculation of the discrimination index was obtained as $DI = 2 \times \text{Recognition Index} - 1$. Control animal show a maximal $DI_{max} = 60\%$ and maximal loss of cognition is given by a $DI_{min} = 0\%$. In these conditions, conventional dose-rate irradiation at 10 Gy caused significant reduction in DI (6%) whereas 10 and 12 Gy doses administered by FLASH prevented radiation-induced cognitive deficits (DI = 52 and 63%). Interestingly, at the higher dose of 14 Gy, the benefits of FLASH were lost, as DI values ($\approx 1.2\%$) were similar to that found after conventional dose-rate irradiation. These value are plotted as normal tissue control probability calculated by $NTCP = (DI_{max} - DI)/(DI_{max} - DI_{min})$. Data error bars correspond to standard deviation, solid blue line to a logistic fit to the FLASH data. The CONV curve shown (dashed line) was estimated as a shift of the FLASH curve.

臨床的应用に必要なビーム特性は？

ヒトの正常組織で FLASH 効果を再現するためには、臨床前の試験で用いるパラメータを管理し定義することが重要である。まず、正確で信頼性の高いモニタリングが設計され、FLASH ビーム特性を示すために、1 秒あたりの平均線量率で表記することが提案された。初期に FLASH 効果は 40 Gy/s を超える平均線量率で 1 μ sec のパルス 1 回照射が用いられた。その後、マウス認知アッセイにより FLASH 効果を得るために必要な物理的パラメータが絞り込まれ、33 Gy/s を超える平均線量率では照射されたマウスの半分が放射線誘発認知障害を発症せず、100 Gy/s ではすべてのマウスで発症しなかった。但し、パルスあたりの線量、照射パルス数、パルス内線量率などのパラメータが FLASH-RT の結果に著しく影響する可能性がある。図 4 に示すように、FLASH 効果に最も関連するパラメータはこれらの用量の組み合わせである。

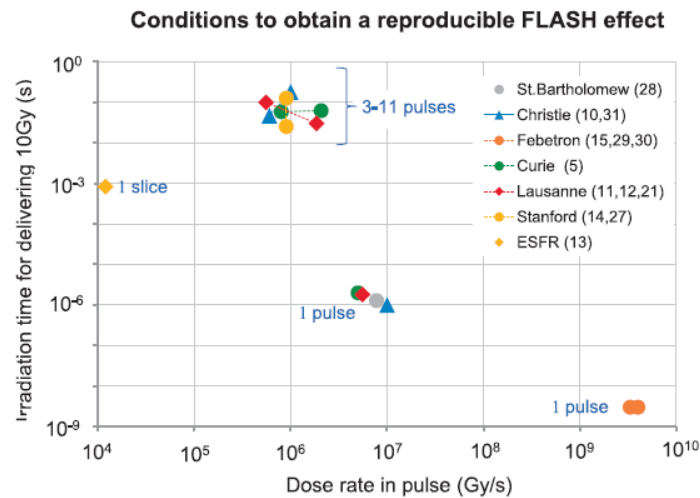


Fig. 4. Conditions to obtain a reproducible FLASH effect. Summary of the temporal dosimetry characteristics of the reported experiments' data having observed the FLASH effect *in vivo* [5,10–14,21,27] or oxygen depletion *in vitro* [15,28–31]. The horizontal axis denotes the dose-rate in pulse for electrons and in slice for synchrotron radiation, the vertical axis the total irradiation time for delivering 10 Gy. Parameters for other dose values must be changed accordingly. In mono-pulse mode, the irradiation time is governed by the pulse width, in multi-pulses mode by the pulse repetition rate (10–200 Hz).

深部腫瘍の治療に用いるのは超高エネルギー電子(very high energy electrons, VHEE), X線, または陽子線か?

患者の深部に位置する腫瘍を治療するためには, FLASH-VHEE, FLASH-X-ray または FLASH-Proton 装置の開発が必要である. 欧州のシンクロトロン放射施設(ESRF)において実験的 X 線ビームラインを使用して FLASH 効果が再現され, この実験は低エネルギー電子を使用した場合と同等のパラメーターと線量率で実施された. FLASH-X 線を照射可能な臨床機器を構築するには解決すべき技術的課題が多い. 例えば, 加速器の出力は FLASH-電子線の生成に使われるものの 100 倍である必要があり, 光子を生成するターゲットはとても大きな瞬間出力に耐える得る必要がある. 進行中のプロジェクトの中で Pluridirectional High-energy Agile Scanning Electronic Radiotherapy (PHASER) は有望なプログラムである. FLASH-RT を病院で実施するための他の選択肢は陽子線であり, 実験目的で FLASH-陽子装置(平均線量率 40 Gy/s, 照射野サイズ $1.2 \times 1.2 \text{ cm}^2$)が開発されている. また, 高速スキャンニング陽子ビームはスポット内で 200 Gy / s を超える高い線量率が出力できるが, 理想的な全治療時間は数秒であるため, FLASH 効果を発生させるためには平均線量率が低すぎる問題がある.

課題

FLASH-RT は, 従来の線量率の RT と比べて腫瘍と正常組織への効果の差が大きくなることから臨床応用が期待されている. FLASH の臨床使用により 1 回あたり高線量の投与が可能になるが, 全線量を 1 回照射するという意味ではない. 多くの固形腫瘍は最初には本質的に低酸素であり FLASH によって誘発される一過性低酸素症から保護されないが, 周囲の正常組織は保護されるため効果が大きくなるため, 分割照射前のブーストとして実行すると良い. さらなる大きな課題は, 高い照射精度と安全性を確保することである. FLASH による照射時間の短縮は, 治療施設に時間的にも経済的にも資する.

利点

FLASH-RT ではビームオン時間が非常に短いため, 照射時の患者の動きの管理の必要がない. また, 1 回あたりの線量が非常に高く, 従来の線量率 RT よりも分割数を減らすことができる.

結論

腫瘍に高い線量を投与することは、電離放射線による有害な影響から正常組織を保護できるかどうか依存する。過去 100 年間で、腫瘍と正常組織への効果の差を高くするための強力なツールとして、分割照射と照射体積の精度向上が検討されてきた。FLASH-RT は、正常組織の保護を著しく改善できる可能性を秘めた 3 番目の要素として登場した。さまざまな臨床前研究から得られた利点の大きさと、組織および種にわたる FLASH 効果の一貫性は、臨床応用を正当化し、特に放射線抵抗性腫瘍に対する放射線治療を改善する大きなチャンスである。低エネルギーの電子を用いて概念実証ができるが、VHEE、X 線、陽子線を FLASH 線量率で動作させる技術的な課題を迅速に解決する必要がある。

津野 隼人（がん研究会有明病院）

世界の論文紹介

An image-based deep learning framework for individualizing radiotherapy dose: a retrospective analysis of outcome prediction

Lou B, Doken S, Zhuang T, Wingerter D, Gidwani M, Mistry N, Ladic L, Kamen A, Abazeed ME. Lancet Digit Health. 2019 Jul;1(3):e136-e147.

Introduction

現在の放射線治療は、個々の患者毎に個別化された治療が行われるわけではなく、疾患や病期等が決まれば同一の治療が行われ続けている。本研究では個別化医療の実現を目指し、deep learning に基づき各患者に最適化された処方線量”iGray”を決定する手法を開発した。

Methods and Materials

944 名の肺定位放射線治療を行った患者データを解析に使用した。自施設の 849 症例を開発(training:80%, validation:20%)に使用し、関連病院の 95 症例を手法の独立検証に使用した。

出典元 Figure 1 に手法の概要を示す。治療前の胸部 CT 画像を、マルチタスク deep neural network である”deep profiler”に入力し、radiomics 特徴量と患者の予後を予測させた。Deep profiler の出力と臨床特徴量を組み合わせ、患者毎に個別化された最適処方線量(再発確率が 5%未満と予測される線量)である”iGray”を算出した。

Deep profiler は、主に 3 つのパート(エンコーダネットワーク：画像から特徴を抽出、デコーダネットワーク：radiomics 特徴量を推定、task-specific ネットワーク：患者予後を推定)で構成される。画像から直接計算することができる radiomics 特徴量を deep profiler に予測させるという部分はこれまでに無い手法である。推定された radiomics 特徴量と画像から直接計算された radiomics 特徴量の誤差と、予後予測の推定誤差の 2 つを小さくするように deep profiler の学習が行われた。

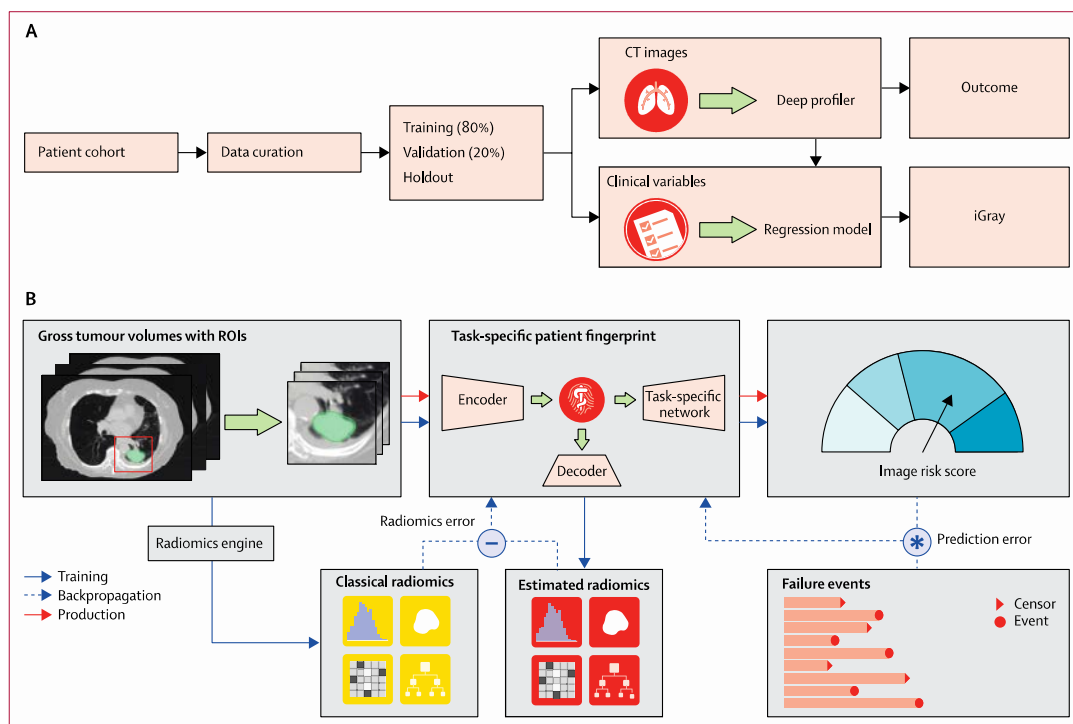


Figure 1: Study design and neural network architecture

Results and Discussion

出典元 Figure 6 に deep profiler によって再発の確率が高いと判断されたグループ(high-risk group)と再発の確率が低いと判断されたグループ(low-risk group)の実際の局所再発結果が示されている。有意な差を持ってリスク分類ができており，提案手法の予測性能は高いと考えられる。

出典元 Figure 3 に各患者の再発確率を減少させるために，仮想的に処方線量を変化させて再発確率を予測させた結果が示されている。Figure 3A の横軸は Deep profiler score(値が大きいほど再発確率が高い患者)，縦軸は仮想的に変化させた処方線量(BED: biological effective dose 単位)である。再発リスクが高い患者(横軸右側)では高い線量を投与しなければ再発確率が低くならないが，再発リスクが低い患者(横軸左側)では，低い線量でも再発確率が十分に低いことがわかる。つまり，患者毎に投与すべき線量は異なるということが示唆される。

Figure3B には，実際に投与された線量のヒストグラム(青色)と患者毎に個別化された最適処方線量(再発確率が 5%未満と予測される線量)“iGray”のヒストグラム(赤色)が示されている。実際に投与された線量は 100 Gy, 150 Gy, 180 Gy(BED 単位)付近にデータが集中しているが，予測された最適処方線量は 150 Gy 付近を中心とした分布となっている。予測が正しいと仮定すると線量が不足している患者が多く，患者毎に最適な iGray が処方されていれば，再発する患者数が大きく減少していた可能性がある。正常組織障害の考慮などは Figure3E に示されているが，詳細は本文をご覧ください。

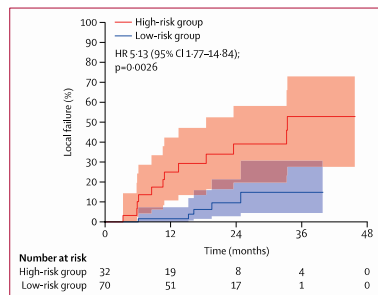


Figure 6: Deep Profiler predicts local failure in the independent validation cohort

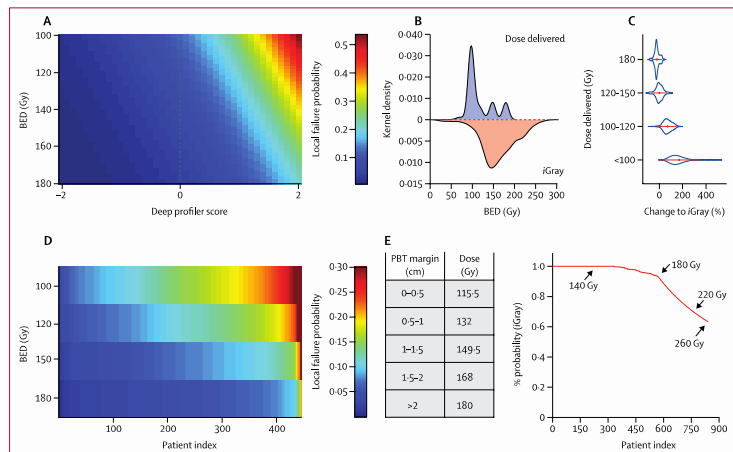


Figure 3: Ameliorating treatment failure by adjusting the radiation dose

Conclusion

個別化医療の実現を目指し、Deep learning を用いて患者毎に最適な処方線量である iGray を決定する手法を開発した。iGray は、治療前のリスク評価、個別化線量最適化のための臨床試験などに容易に実装することができ、最終的には日常的な臨床現場において個別化医療の実現のために使用されることが期待される。

コメント

筆者はアップル製品が大好きなアップル信者であるが、「i」がつく製品は非常にカッコよく見える。京都大学の山中教授が iPS 細胞を名付けたときに「i」を小文字にしたのは、アップル製品からパクったというのは有名な話である。流行らせるにはカッコよくないといけない。iPS 細胞は世界的に受け入れられているが、iGray が今後の医療の世界で受け入れられるのかは非常に興味深い。我々の研究室でも同様の研究を行っているので、ぜひ論文をご覧ください(T Mizutani, T Magome, et al., Optimization of treatment strategy by using a machine learning model to predict survival time of patients with malignant glioma after radiotherapy, J Radiat Res. 2019 Nov 22;60(6):818-824. doi: 10.1093/jrr/rrz066).

現在、第三次 AI ブーム中である。自動 contouring や、治療計画の最適化支援など、人間の作業負担を減らすことができる AI は臨床現場で受け入れられつつあるのではないだろうか。今回紹介したような処方線量を自動決定できる AI は現場に受け入れられるだろうか。責任問題が絡むので、この AI を現場で受け入れるのにはもう少し時間がかかりそうに思われる。ただ、AI が判断することで臨床成績が向上するか？という次世代の臨床試験が行われる日はそう遠くないと感じる。30 年、50 年後の医療はどうなっているのか、期待に胸を膨らませながら、その一端を担うような夢のある研究を推進していきたいと思う。

馬込 大貴 (駒澤大学)

世界の論文紹介

放射線療法を受けている患者の体重減少に影響する要因の前向き分析

Jon Cacicedo, Francisco Casquero, Lorea Martinez-Indart, Olga del Hoyo, Alfonso Gomez de Iturriaga, Arturo Navarro, and Pedro Bilbao
Chin J Cancer. 2014 Apr; 33(4): 204–210

本論文は放射線療法を受けている患者の体重減少に影響を与える危険因子を前向きに評価している。

栄養失調はがん患者で頻繁に発生し、広範囲の生理学的および臨床的悪影響を引き起こす。放射線治療では粘膜炎、吐き気、嚥下障害などの重大な副作用を引き起こすことがあり、経口摂取ができず、体重減少につながる可能性がある。その結果には、合併症のリスクの増加、生活の質の低下、免疫障害、治療の中断、生存率の低下が含まれる可能性がある。したがって、栄養不良のリスクが最も高い患者を特定することは、治療結果を最適化するために不可欠である。栄養失調の患者は、食事の変更、栄養士によるカウンセリング、および経口栄養補助食品の使用を含む、さまざまな経口食事アプローチで管理できる。

本研究の主な目的は、放射線治療を受けている患者の体重減少と経口栄養補給および食事カウンセリングの有効性を前向きに評価している。副次的な目的は、放射線治療中および治療後1ヶ月の体重減少に対する年齢、性別、ECOG PS(米国の腫瘍学の団体が定めた全身状態のスコア)、腫瘍の位置、腫瘍の病期、および化学療法の使用の影響を分析することである。

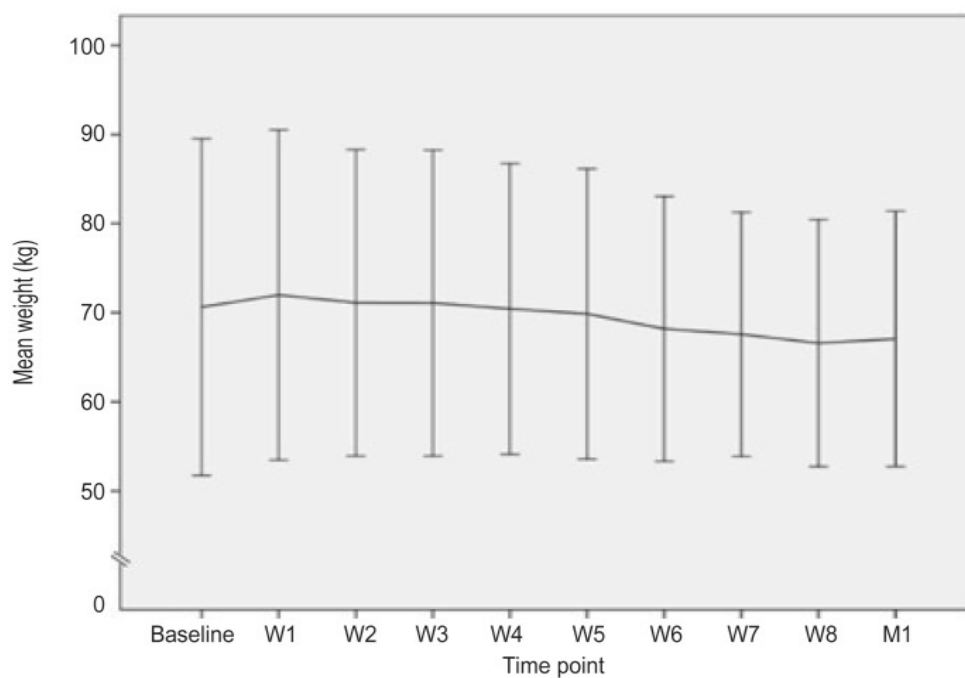
対象となった患者は74名であり、男性63人(79.8%)と女性11人(20.2%)である。年齢の中央値は60歳(39～85歳)で、その内24人の患者(36.7%)は65歳以上で、50人(63.3%)は65歳以下である。また、放射線治療前に基準体重を測定し、食事カウンセリングを受けている。

下表に 74 人の患者の腫瘍の位置と照射線量の分布を示す.

Tumor location	Number (%) of patients	Mean dose (Gy)	Number (%) of patients who underwent chemotherapy
Head and neck	50 (67.6)	66.7 (30.0-72.5)	32 (64.0)
Brain	1 (1.4)	60.0	1 (100)
Rectum	3 (4.1)	45.0	3 (100)
Lymphoma	1 (1.4)	50.0	1 (100)
Breast	1 (1.4)	60.0	1 (100)
Lung	14 (18.9)	58.2 (37.8-66.0)	11 (78.6)
Esophagus	3 (4.1)	51.3 (50.0-54.0)	2 (66.7)
Stomach	1 (1.4)	45.0	1 (100)
Total	74 (100)	NA	52 (70.2)

NA, not applicable.

放射線治療中に, 46 人(65.7%)の患者が $4.73 \pm 3.91 \text{ kg}$ 体重を減少させた. これは, 基準体重から $6.55 \pm 4.84\%$ の減少に相当する. 治療 1 ヶ月後, 45 人(66.2%)の患者に $4.96 \pm 4.04 \text{ kg}$ の体重減少を確認した. これは基準体重から $6.84 \pm 5.24\%$ の減少に相当する. この 74 人の患者のグループでは, 放射線治療中の平均重量損失は 2.35 kg であり, 治療後 1 か月では 2.17 kg であった.



図は放射線治療中の 74 人の患者の体重減少の推移である。
各患者の体重は、放射線治療中および治療後 1 か月の間、毎週測定された。

下表に 74 人の患者の減量と臨床パラメーターとの関係を示す、

Clinical parameter	No. of patients	Weight loss (kg)			
		During radiotherapy	<i>P</i>	One month after radiotherapy	<i>P</i>
Age (years)			0.199		0.489
> 65	24	1.63 ± 3.88		1.27 ± 3.34	
≤ 65	50	2.48 ± 5.99		2.82 ± 5.29	
Sex			0.371		0.865
Men	63	2.62 ± 4.98		1.39 ± 3.24	
Women	11	2.23 ± 5.39		1.97 ± 4.77	
Tumor location			0.028		0.034
Head and neck	50	3.25 ± 5.30		3.02 ± 5.79	
Others	24	0.64 ± 2.39		0.53 ± 3.43	
Tumor stage ^a			0.005		0.022
I-II	13	0.94 ± 3.03		1.06 ± 3.91	
III-IV	58	3.01 ± 4.71		2.76 ± 5.15	
Tumor stage for patients with HN tumors			0.006		0.027
I-II	14	0.77 ± 3.20		1.04 ± 4.47	
III-IV	36	4.07 ± 5.27		3.81 ± 5.61	
ECOG PS score ^b			0.274		0.090
0-1	59	2.47 ± 4.61		2.22 ± 5.40	
2-3	5	5.23 ± 7.61		6.54 ± 4.68	
Chemotherapy			0.068		0.069
Yes	52	3.11 ± 4.90		3.07 ± 5.38	

Clinical parameter	No. of patients	Weight loss (kg)			
		During radiotherapy	<i>P</i>	One month after radiotherapy	<i>P</i>
No	22	0.60 ± 3.49		0.43 ± 4.50	
Toxicity in patients with HN tumors			0.009		0.118
Grade I-II mucositis	29	1.55 ± 4.60		2.44 ± 5.41	
Grade III mucositis	21	6.51 ± 5.78		5.01 ± 6.69	

HN, head and neck; ECOG PS, Eastern Cooperative Oncology Group performance status. ^a The staging information of 3 patients (4.1%) is unavailable. ^b The ECOG PS scores of 10 patients (13.5%) are unavailable.

平均体重減少は、放射線治療中($P = 0.028$)または治療後 1 ヶ月($P = 0.034$)に他の部位に腫瘍がある患者よりも頭頸部腫瘍の患者の方が有意に高かった。

平均体重減少は、放射線治療中($P = 0.005$)または治療後 1 ヶ月($P = 0.022$)のいずれかのステージ III～IV の患者よりもステージ I～II の患者で有意に低かった。頭頸部腫瘍患者のサブ分析では、平均体重減少も腫瘍病期と強い関係を示した(両方とも $P < 0.05$)。

体重減少に対する放射線副作用の影響は、頭頸部腫瘍の患者についてのみ分析された。別の場所に腫瘍がある患者は、グレード II を超える有害事象を発症しなかった。放射線治療中の平均体重減少は、グレード I-II 粘膜炎の患者の方がグレード III 粘膜炎の患者よりも有意に低く($P = 0.009$)、治療後 1 か月でこれら 2 つのグループの体重減少に有意差は認められなかった。($P > 0.5$)

下表に放射線治療中および治療後の体重減少に影響する臨床パラメーターの単変量および多変量解析の結果を示す.

Variate	Univariate		Multivariate	
	β	P	β	P
Weight loss during radiotherapy				
Age	-1.557	0.199		
Gender	-1.227	0.371		
HN tumor location	2.604	0.026	3.239	0.005
ECOG PS 2-3	2.752	0.274		
Tumor stage	3.963	0.005		
Chemotherapy	2.510	0.046	3.124	0.011
Weight loss one month after treatment				

Variate	Univariate		Multivariate	
	β	P	β	P
Age	-0.848	0.537		
Gender	-0.263	0.865		
HN tumor location	2.490	0.063		
ECOG PS 2-3	4.325	0.090	5.229	0.026
Tumor stage	3.829	0.015		
Chemotherapy	2.650	0.054	3.859	0.009

解析の結果，頭頸部腫瘍の位置($P = 0.005$)および化学療法の使用($P = 0.011$)は放射線治療中の体重減少の独立した危険因子であり，ECOG PS スコアは 2-3($P = 0.026$)また，化学療法の使用($P = 0.009$)は，治療後 1 ヶ月の体重減少の独立した危険因子であった．

本論文の結論として、栄養療法の評価は、放射線治療の前に不可欠である。栄養状態と頭頸部腫瘍の位置、化学療法の使用、ECOG PS スコアなどの危険因子は、前治療で体重減少が見られない患者でも、放射線治療中およびその後の体重減少に影響を与える可能性があるため評価する必要がある。経口栄養補助食品を使用し、食事カウンセリングを施行したにもかかわらず、多くの患者は治療中に体重を減少させた。これらの発見は放射線治療を受けている患者の体重管理の重要性をさらに裏付けている。特に頭頸部腫瘍の患者の治療計画では栄養介入を考慮する必要がある。患者は治療後1か月で体重が減少し続けるため、放射線療法を終えた後の体重は注意深く監視する必要がある。

体重減少を避けるための最も効果的な栄養介入を評価する今後の研究は、これらの患者の管理を最適化するのに役立つと考える。

筆者の施設では放射線治療患者の体重測定を計画時・治療初回時・治療期間中・治療終了時と行っている。また、管理栄養士の協力のもと、治療患者の食事栄養指導を行い、患者の体重を管理している。本論文は体重管理の重要性や要因等を細かく研究し、結論付けている。しかし、対象患者が頭頸部腫瘍の患者が半数以上であり、他部位に腫瘍がある患者のデータ数が少なく思える。筆者の施設の傾向としては食道癌患者の体重減少量が著しい。本論文を参考に他部位腫瘍の患者の評価を行い放射線治療患者に対して食事栄養指導を行う事の重要性について研究してきたいと考える。

土谷 健人 (公立福生病院)

世界の論文紹介

ScatterNet: A convolutional neural network for cone-beam CT intensity correction

畳み込みニューラルネットワークを使用したコーンビーム CT の画素値補正

David C. Hansen, Guillaume Landry, Florian Kamp, Minglun Li, Claus Belka, Katia Parodi, Christopher Kurz
Med Phys, 45, 4916-4926, 2018

本論文は畳み込みニューラルネットワーク(CNN)を使用し、コーンビーム CT(CBCT)の画素値を高速に補正する手法を実装した研究である。

リニアック搭載型 CBCT は放射線治療時のセットアップ補正や、治療期間中の体内臓器の変形および腫瘍への治療効果を判定するために、現在広く利用されている。しかし、この CBCT は画質の制限を大きく受け、正確な線量計算や臓器描出が必須となる適応的放射線治療を目的とした画像情報としては使用できない。CBCT の画質劣化の原因は、検出器や患者からの散乱線、検出器の応答遅延、残像およびビームハードニングの影響であり、これが画像コントラストの低下や不正確な画素値(CT 値)が生じる要因である。これまでに散乱線除去グリッドやシミュレーションベースの画素値補正法が提案されている。しかし、モンテカルロ法やレイトレーシング法により推定された散乱線成分は、人体構造の変形が生じた場合に、その精度が劣化する。さらに、実装には莫大な処理時間を要するといった問題から実用化には至っていない。

そこで本論文では、ScatterNet と呼ばれる CNN を CBCT の投影データに対して実装することで、再構成後の CBCT のシェーディング補正(画像コントラスト補正)を実現させる手法の有効性を実証している。本法では、事前に治療計画用 CT(pCT)画像を CBCT 画像へ向けて Deformable image registration (DIR)処理し作成した仮想 CT(vCT)を用いて、散乱線やビームハードニング等の低周波成分の CT 値の偏差を推定し、トレーニングデータに利用している。また、ScatterNet により補正した CBCT 画像に対する光子線および陽子線治療の線量計算精度を検証し、本法の有効性を実証している。

本研究では前立腺癌患者 30 症例の pCT, 治療直前の CBCT および CBCT の投影データを

対象としている．患者データは学習用 15 例，テスト用 7 例および評価用 8 例の 3 つのグループに分割しており，テスト用はネットワークの学習数の調整に使用している(過学習の防止)．本研究チームが過去に報告したシェーディング補正法を患者の CBCT 画像へ実装し，これを学習用として利用している．このシェーディング補正では CBCT の低周波ノイズ成分を vCT から推定している．具体的には，vCT を CBCT のジオメトリでフォワードプロジェクションして投影データに変換し理想的な線量強度(I_{vCT})を取得して，これを散乱線等の低周波ノイズを含まない強度分布とする(Fig.1 (b))．そして，式(1)により低周波ノイズ成分の関数を CBCT の投影データ($I_{CBCT_{org}}$)から減算して求め(Fig.1 (c))，式(2)によりシェーディング補正後の CBCT 投影データを構築している(Fig.1 (d))．ここで，Fig.1 (a)と(d)の関係性をプロジェクションベースの CNN 学習機構に利用している．

$$I_{SCA} = f(CF \times I_{CBCT_{org}} - I_{vCT}) \quad (1)$$

$$I_{CBCT_{cor}} = CF \times I_{CBCT_{org}} - I_{SCA} \quad (2)$$

CF は mAs 値に依存したスケーリングファクタ．

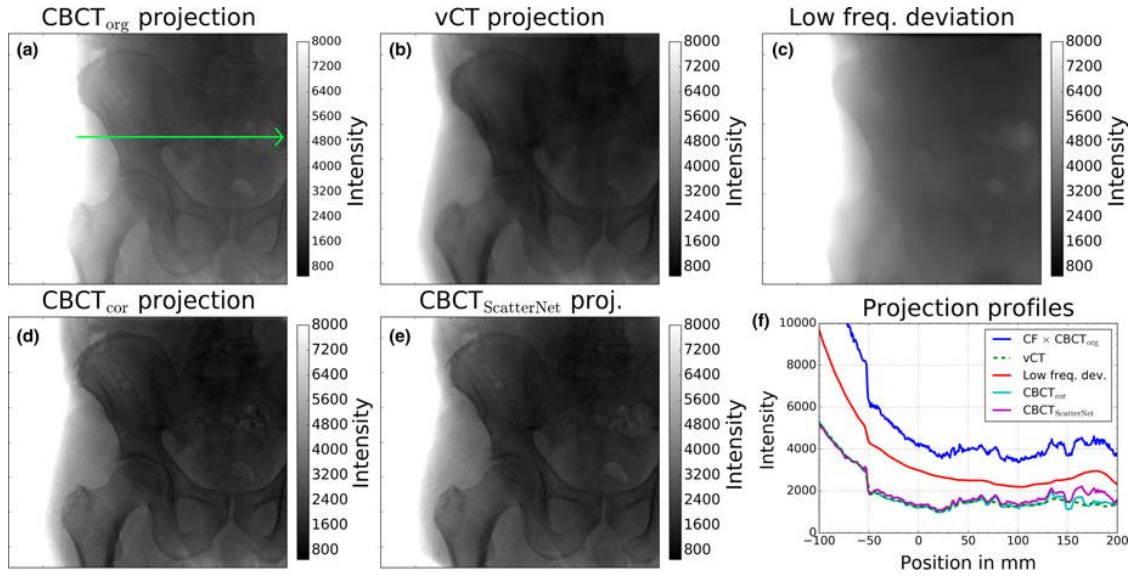


Fig.1 強度ベースの投影データ．(a) オリジナル CBCT 投影．(b) 強度変換した vCT．(c) 推定された低周波ノイズ成分(I_{SCA})．(d) シェーディング補正後の CBCT．(e) ScatterNet 補正後の CBCT

シェーディング補正後の CBCT データを CNN で学習させる．CNN は画像分野で非常に多用されている深層学習機構であり，CBCT の画質改善への利用も多く報告されている．本研究では CBCT の投影データを学習に利用している点が特徴的であるといえる．本論文における CNN は(3)式で与えられる．

$$P_{CBCT_{ScatterNet}} = S(P_{CBCT_{org}}) \odot (1 - K) \quad (3)$$

$S(P_{\text{CBCT}_{\text{org}}})$ はpCT と CBCT のスペクトルの補正を行う機能をもつ CNN であり，16 チャンネルの隠れ層から構成される(Fig. 2).

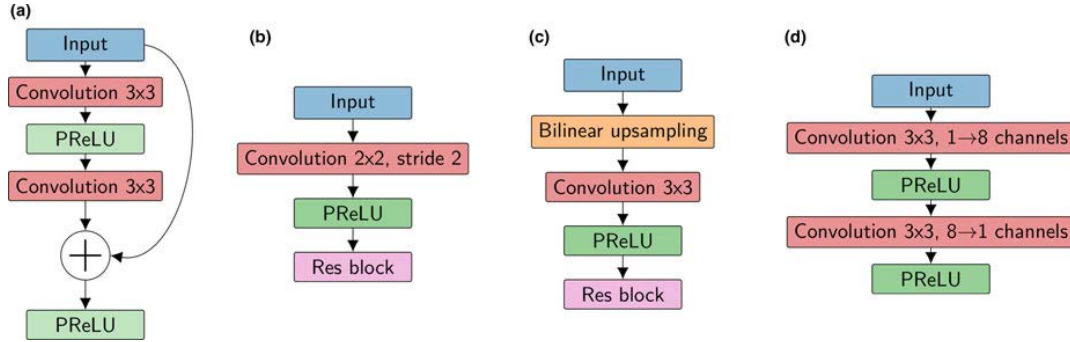


Fig. 2 ニューラルネットワークの構成図. (a) 残差ブロック. (b) ダウンブロック. (c) アップブロック. (d) スペクトル変換ブロック

⊙ $(1 - K)$ では，散乱カーネル(K)の畳み込みを U-net を用いて構築している(Fig. 3). ここでは，チャンネル数や特徴量の数を増やしながら，さまざまな解像度で低周波のノイズをモデル化しており，8, 16, 32, 64, 128, 256 の特徴量を使用している．またいずれのネットワークでも 3×3 の畳み込みカーネルを使用している．全 7323 投影(15 名，全投影角度)を学習に利用しており，これにより得られた $P_{\text{CBCT}_{\text{ScatterNet}}}$ を画像再構成し ScatterNet による補正後 CBCT を構築している($\text{CBCT}_{\text{ScatterNet}}$).

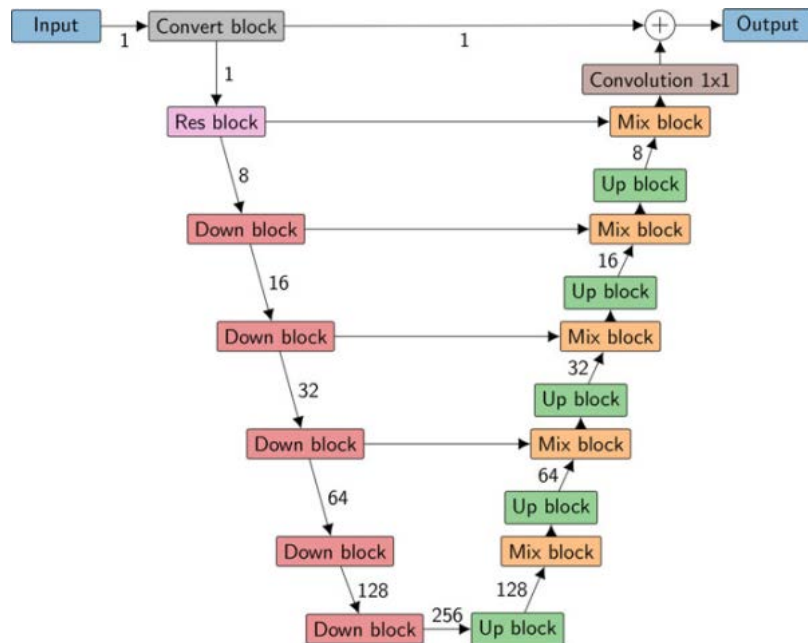


Fig. 3 U-Net に基づく ScatterNet のアーキテクチャ. 数値はチャンネル数を示す.

先行研究によるシェーディング補正法で構築した $CBCT(CBCT_{cor})$ を基準画像として、ScatterNet による画素値の補正効果を比較している。補正後の CT 値の偏差は絶対誤差の平均値(MAE)と平均誤差(ME)で評価した。また、強度変調回転照射(VMAT)と強度変調陽子線治療(IMPT)の治療計画における線量分布の差を比較している。

その結果、低周波ノイズを含む $CBCT_{org}$ の CT 値は基準よりも低い値を示す傾向があったが、ScatterNet による補正にて画素値偏差が小さく、カップリングアーチファクトが抑制された(Fig. 4 (e), (f)).

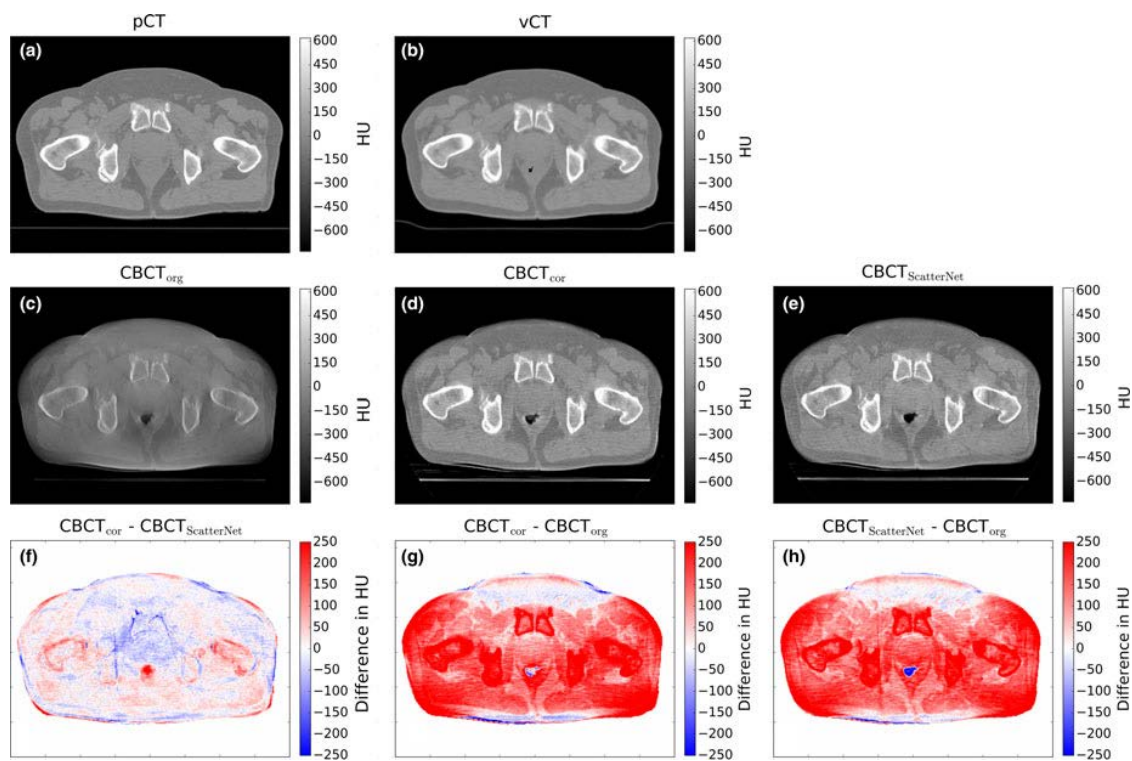


Fig. 4 再構成画像の1例. (a) pCT. (b) vCT. (c) 補正無 CBCT. (d) シェーディング補正後の CBCT. (e) ScatterNet 補正後の CBCT. (f - h) 各画像間の CT 値の差

$CBCT_{cor}$ と比較して $CBCT_{org}$ の MAE は 144 HU, また ME は 46 HU であったが(Fig. 5 (a), (d)), $CBCT_{ScatterNet}$ ではそれぞれ, 46 HU および 3 HU と差が小さくなっている(Fig. 5 (b), (e)). 一部の症例(Pt. #18, 20)で $CBCT_{ScatterNet}$ において過剰に高い CT 値となったが, このような系統的な誤差は学習数の少なさ(15 例)により患者間の構造的変化を十分に補正しきれないためであると考察している。

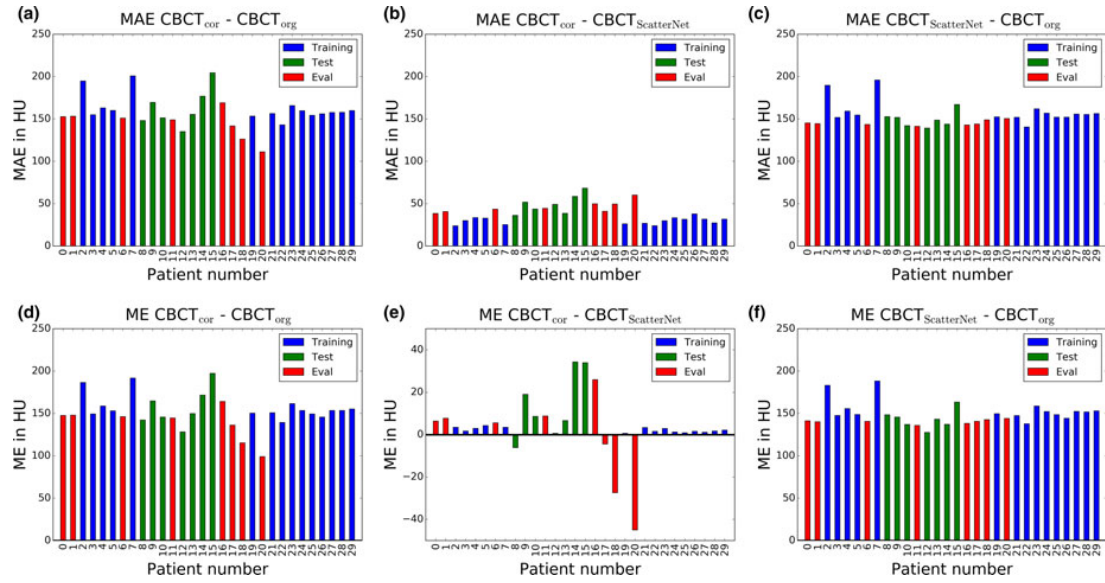


Fig. 5 CBCT_{cor}と比較した MAE(a - c)および ME (d - f).

CBCT_{ScatterNet}に対する線量計算値を比較すると、VMAT に対する線量誤差は体表面に多く出現し、標的での線量誤差が 0.4%以内であった。一方で IMPT では、光子線より CT 値の偏差が線量計算値に与える影響が大きく、CBCT_{ScatterNet}において陽子線飛程が過剰に計算された(中央値：1.8 mm)。Fig. 6 にCBCT_{cor}、CBCT_{ScatterNet}および線量誤差の分布を示す。

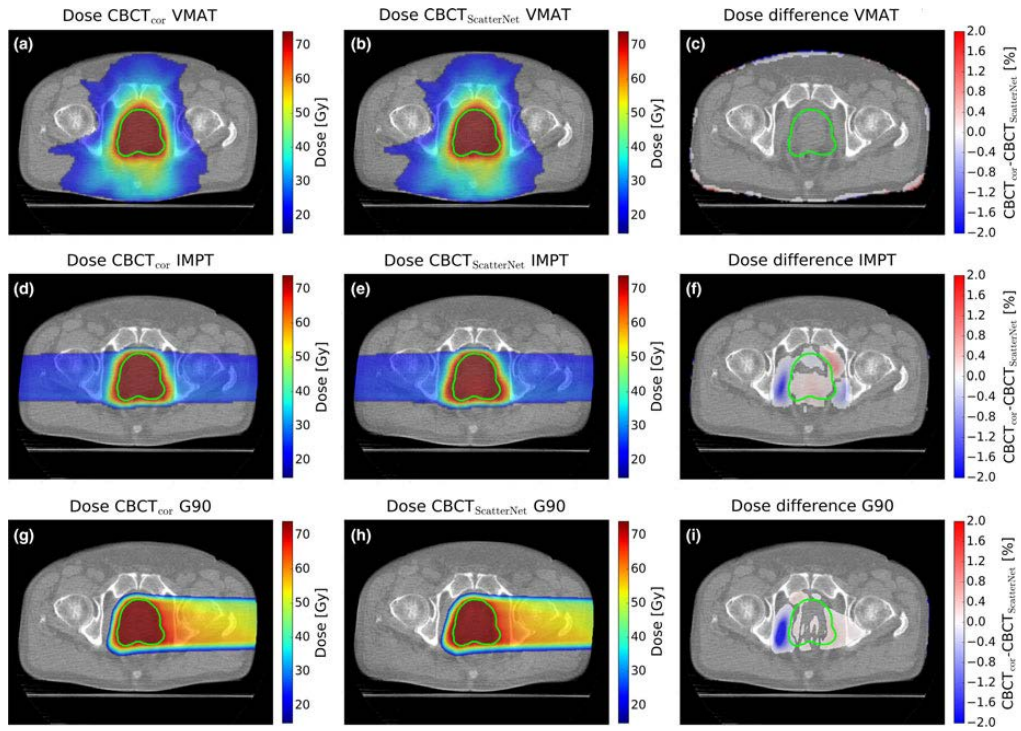


Fig. 6 VMAT, IMPT および陽子線一門照射(90°)のCBCT_{cor}およびCBCT_{ScatterNet}の線量分布と両者の線量誤差の分布を示す。

Table 1 に Dose difference(DD)解析の結果を示す. VMAT では Pt. #18, 20 以外は高い Pass rate であった. 一方で, IMPT では Pass rate が非常に低く, これは補正処理後の CT 値の偏差が飛程計算の誤差に大きく影響しているためと考察している.

Table 1 CBCT_{ScatterNet}とCBCT_{cor}に対する VMT および IMPT の Dose difference 解析.

Patient	0	1	6	11	16	17	18	20	Mean
VMAT									
2% DD	100	100	100	100	100	100	100	100	100
1% DD	100	100	100	100	98	100	76	47	90
IMPT									
2% DD	74	81	77	61	25	51	39	15	53

ScatterNet により画素値補正を施した CBCT は, 高い精度で CT 値の復元が実現でき, VMAT の計算値はターゲット近傍の線量誤差を 2%以下とすることができている. 一方で IMPT では, DD 解析の Pass rate が 15~81%と結果に幅があり, さらなる CT 値の補正精度の向上が求められる. そこで, 学習症例数を増加させることで患者個別の解剖構造の違いを網羅した CNN が構築できるとしている.

ScatterNet による CBCT の画素値補正法のメリットは高速化できることである. 一旦学習を完了してしまえば, ScatterNet による処理時間は 1 投影画像あたりわずか 0.01 秒である. また ScatterNet による補正処理では pCT と CBCT との DIR をトレーニングデータには使用しているが, CBCT の画素値補正には直接利用していないため, 体内臓器の不正確な変形が生じない. 先行研究のシェーディング補正では pCT を CBCT へ向けて DIR 処理した vCT を基に画素値の補正を行っているため, Fig. 7 (b)のように膀胱周囲の CT 値が低下し, 不正確な輪郭構造が生じていることがわかる. 一方で ScatterNet による補正では正確に膀胱輪郭が表示されており, 本手法の優位性が示されている.

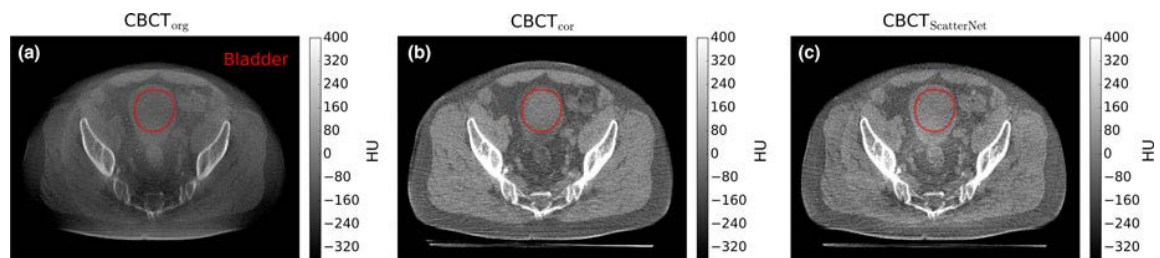


Fig. 7 CBCT_{org}, CBCT_{cor}およびCBCT_{ScatterNet}の骨盤部画像の例. CBCT_{ScatterNet}では膀胱輪郭が正確に表示されており, 提案手法の優位性が示されている.

以上のことから、ScatterNet は CBCT の画素値を従来の補正法と同じ精度で、且つ処理速度の高速化が可能となり、放射線治療時の計算精度を向上させることができる。これにより、リアルタイム画像補正と適応的放射線治療への応用が期待されるが、一方で陽子線治療時の線量計算精度を高めるためには、さらなる画素値補正の精度を向上させる必要がある。

CNN を代表とする深層学習処理の精度には、学習数とデータの質が非常に重要である。本論文では、pCT に DIR 処理を施した vCT がトレーニングデータに利用されており、また学習数も 15 例と少ないため、系統的な画素値の補正エラーが生じていた。CNN を利用した CBCT の画質改善には、低周波ノイズを含まない理想的な CBCT 画像を体内臓器の解剖的構造変化を生じさせることなく、いかに正確に構築するかが重要であろうと考えている。またこの理想的な CBCT データを膨大に収集し学習させることができれば、CNN を利用した CBCT の画素値補正法のさらなる精度向上を実現させることができるものと考えている。

臼井 桂介 (順天堂大学)

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、「秋の星座、さんかく座にある渦巻銀河 (M33)」. 札幌医大病院 染谷先生による撮影です. 青い腕と散在する赤い星雲がきれいですね. 「明るさが 5.7 等級という事で、真っ暗な空であれば、かろうじて肉眼でも見えると言われています. 光の速さで 300 万年かかるそうで、肉眼で見えるものとしては最も遠い所にあるものの 1 つです.」 染谷 Dr.(談)

今回の【治療技術事始め】は、水吸収線量の計測の歴史について荒木先生に寄稿いただきました. 原稿を拝見しますと、 C_d , $k_{D,X}$ など、昔よく見たパラメータについて記述がありました. そういえば、86 で C_d を求めるときは、紙面にある小さな小さなグラフから数値を読み取っていたことを思い出しました.

コロナウィルスによる諸般の影響により、JRC2020 はパシフィコ横浜開催から、Web 等を活用した実施へ変更となりました. 事態が沈静化することを心から願い、感染症でお亡くなりになった方へのお悔やみと今現在闘病中の方の一刻も早い回復をご祈念申し上げます

令和 2 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/>