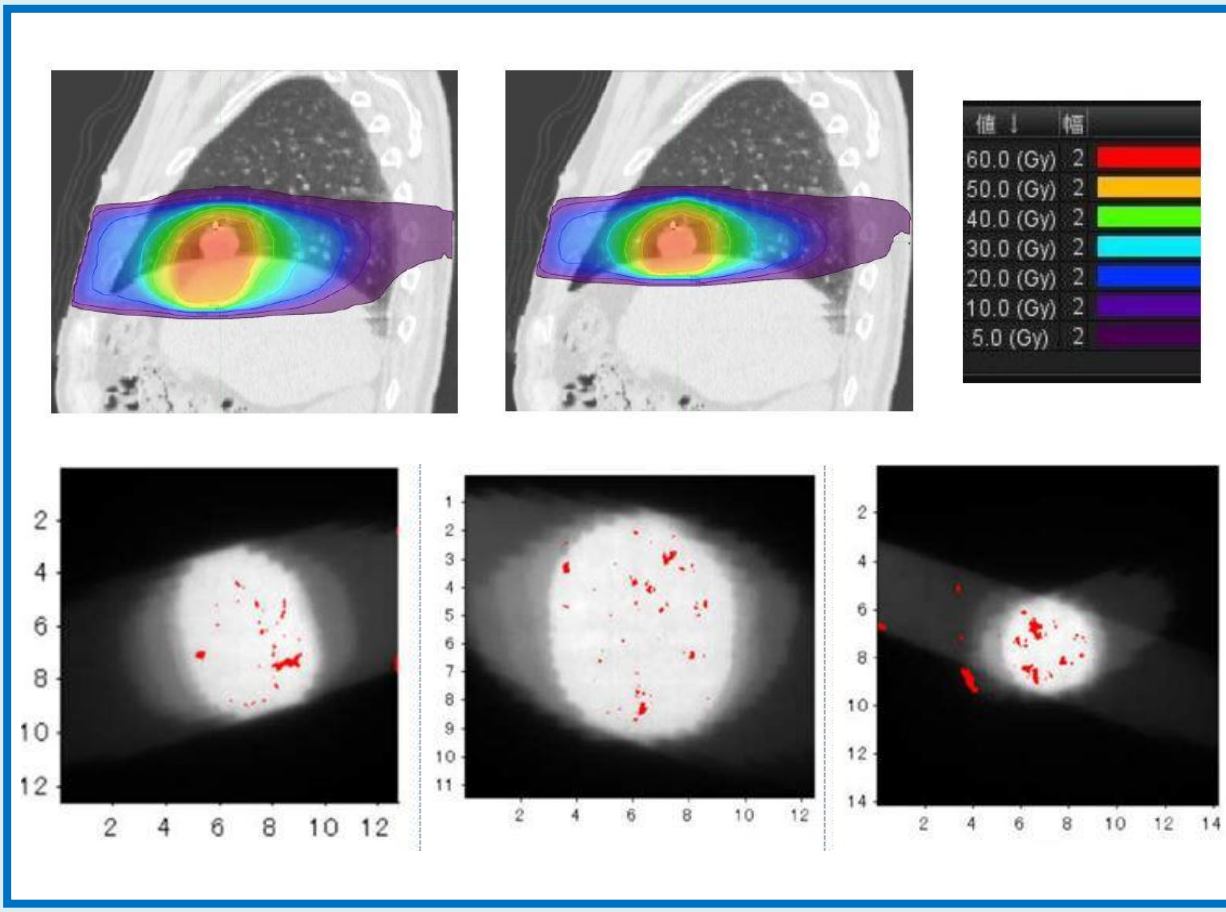
ISSN 2189-3063

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol.29　No.1

※放射線治療分科会から放射線治療部会に名称が変更になりましたので、本号より雑誌名も変更となります



2015 年(平成 27 年) 4 月
公益社団法人日本放射線技術学会
放射線治療部会

目 次（放射線治療部会誌 Vol. 29 No. 1）

・巻頭言　「鈍感力と鋭感力」　辰己　大作・・・・1

・第 70 回放射線治療部会開催案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・2

・放射線治療関連プログラム（第 71 回日本放射線技術学会総会学術大会）・・・・・・・・・・・3

・放射線治療部会意見交換会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・7

・お知らせ　第 41 回放射線治療セミナー
（日本放射線治療専門放射線技師認定機構講習会（座学コース））・・・・・・・・・・・・・・・・・8

・教育講演 9［放射線治療部会］予稿
「子宮頸癌放射線治療の State of the art, brachytherapy を中心に」
大野　達也・・・・・9

・第 70 回放射線治療部会（発表予稿）
「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」羽生　裕二・・・・10
1. 子宮頸癌腔内照射の現状と課題　兼安　祐子　・・・・11
2. HDR 装置の QA/QC，3D-IGBT に必要なこと　小島　徹　・・・・13
3. 3DIGBT の実施手順とこれからの課題　武中　正・・・・14
4. 3D-IGBT に向けた計算アルゴリズムの理解　花田　剛士・・・・15

・第 69 回放射線治療分科会（発表後抄録）
「放射線治療における呼吸性移動対策」　八重樫　祐司・・・・16
1. Air-Bag System を用いた呼吸マネージメント　辰己　大作　・・・・17
2. 呼吸停止による放射線治療　佐野　尚樹・・・・22
3. RPM を用いた呼吸同期放射線治療の実際　中澤　拓也・・・・28
4. 新たな動体追跡システム SyncTraX の使用経験　堀田　賢治・・・・35
5. Synchrony System を用いた動体追尾照射　井上　光広　・・・・40
6. 駒込病院における動体追尾照射の照射実績　木藤　哲史　・・・・43

・第 42 回秋季学術大会（札幌）座長集約・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・49

・第 40 回放射線治療セミナー 報告　　羽生　裕二・・・・70
参加レポート　　江面　崇智・・・・72

・＃24　地域・職域研究会紹介（兵庫県放射線治療研究会）　　薮田　和利　・・・74

・世界の論文紹介
「Reference radiochromic film dosimetry in kilovoltage photon beams during CBCT image acquisition」
Tomic N, Devic S, et al. Med Phys. 2010 Mar; 37(3): 1083-1092
久保　和輝・・・・76

「Comparison of 2D and 3D Imaging and Treatment Planning for Postoperative Vaginal Apex High-Dose Rate Brachytherapy for Endometrial Cancer」
James K, Kent E, et al.　Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012; 83(1): pp75-80.
小坂　賢吾・・・・79

「The influence of MRI scan position on patients with oropharyngeal cancer undergoing radical radiotherapy」
Scott H, Mark M, et al.　Radiation Oncol 2013 26; 8 (1): 129
上本　賢司・・・・82

「Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm」
Jan H, Stephanie L, et al. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 80, No. 4, pp. 1228–1237, 2011　　佐藤　智春・・・・85

「Detector comparison for small field output factor measurements in flattening filter free photon beams」
Wolfgang L, Hugo P, et al. Radiotherapy and Oncology 109 (2013) 356–360
佐藤　智春・・・・94

巻頭言

「鈍感力と鋭感力」

都島放射線科クリニック
辰己大作

“鈍感力”，人生を強く生き抜く上で大切な能力だと言われている．私自身もこの言葉が好きで，日々，些細なことは気にせずに，目標に向かって突き進むように心がけている．この“鈍感力”の生みの親である作家・渡辺淳一氏が昨年お亡くなりになられた．前立腺癌であった．謹んで哀悼の意を表する．

前立腺癌は IMRT を立ち上げる者にとって，ある意味登竜門である．私も 6 年前に，はじめて VMAT の立ち上げを経験した．3 年前の分科会委員就任のあいさつにて，これが放射線治療の勉強を始めるきっかけとなったことを書かせて頂いた．当時は，IMRT や精度管理について書かれた参考図書は少なく，実機セミナー等の分りやすい講習会もなく，手探りで VMAT を立ち上げることになった．2005 年に放射線治療品質管理士が誕生し，放射線治療の精度担保，コミッショニングの重要性が認知された時期であった．じっくり時間をかけて治療装置のコミッショニングを実施する中で，非常に多くのエラーを経験し，驚いたのを覚えている．時には，3 日間悩んで結局マニュアルが間違っていることを発見したこともある．

あれから 6 年が経過し，再び治療装置の立ち上げを経験させて頂いている．高精度放射線治療も熟成され，安定してきたであろうと思いきや，幾つかのエラーや不明点を経験しているところである．施設によっては，非常に短期間で治療装置を立ち上げるケースも見受けられるので，現場スタッフは大変であるが注意して頂けたらと思う．浅学菲才の身であるが，これから治療装置の立ち上げを担当する若い方にアドバイスしたい．治療装置の立ち上げには多くのエラーが含まれている．何か違和感のある時には立ち止まって頂きたい．不明な事を分らないままにしないでほしい．人生において“鈍感力”は大切な能力だが，コミッショニングにおいては，“鋭感力”を発揮し，エラーを回避して頂けたらと思う．患者さんとあなたのために．

今年度より分科会は専門部会に名称が変更され，その役割も研究の要素が強くなってきますが，引き続き，セミナー等で教育支援も行っていきたいと考えています．どうぞ，よろしくお願い致します．

第70回放射線治療部会開催案内

放射線治療部会長　奥村　雅彦

教育講演 9［放射線治療部会］　4 月 19 日（日）8：50～9：50（国立大ホール）

司会　近畿大学医学部附属病院　奥村　雅彦

Brachytherapy for uterine cervical cancer: State of the art

「子宮頸癌放射線治療の State of the art, brachytherapy を中心に」

群馬大学重粒子線医学センター　大野　達也

第 70 回放射線治療部会　4 月 19 日（日）9：50～11：50（国立大ホール）

The step toward implementing 3D image-guided brachytherapy in gynecological cervix cancer

「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

座長　東京女子医科大学病院　羽生　裕二

1. The current status and problems of Intracavitary Brachytherapy for Carcinoma of the Uterine Cervix
   子宮頸癌腔内照射の現状と課題　国立病院機構福山医療センター　兼安　祐子

2. QA/QC for HDR treatment unit for 3D IGBT
   HDR 装置の QA/QC, 3D-IGBT に必要なこと　埼玉県立がんセンター　小島　徹

3. Practical procedure and future perspective of three-dimensional image-guided brachytherapy
   3DIGBT の実施手順とこれからの課題　国立病院機構姫路医療センター　武中　正

4. Calculation algorithms for 3D-IGBT
   3D-IGBT に向けた計算アルゴリズムの理解　慶應義塾大学　花田　剛士

放射線治療関連のプログラム

第71回日本放射線技術学会総会学術大会（横浜）

技術活用セミナー10（治療）　4月17日（金）12：00～12：50（F202室）

司会　東京医科歯科大学　吉村　亮一

Early clinical experience with breast brachytherapy using new applicator

「新しいアプリケータによる乳癌小線源治療の初期経験」　昭和大学　新城　秀典

専門部会合同シンポジウム　4月17日（金）14：50～16：50（F202室）

The efficacy of interpretation support of radiogram is a research theme as JSRT

研究テーマとして考える「画像診断における読影の補助」

座長　学術委員長・大阪大学医学部附属病院　土`井　司

1. The efficacy of interpretation support of radiogram that JSRT recommend

   日本放射線技術学会が考える読影の補助　大阪大学医学部附属病院　土`井　司

2. Requirements for the acceptance to utilize radiological technologist's report as a reading assistance and the research goals for the validation of radiological technologists' ability

   ［画像部会］　診療放射線技師による画像のチェックが「読影の補助」と認められるための条件とそのための研究課題　熊本大学大学院　白石　順二

3. Establishment of the evidence for the efficacy of interpretation support of radiogram by nuclear medicine technologist.

   ［核医学部会］　核医学における読影の補助に関するエビデンスの構築

   茨城県立医療大学　對間　博之

4. Does radiation technology improve clinical outcome

   ［放射線治療部会］　放射線治療の臨床成績向上への補助

   国立がん研究センター東病院　有路　貴樹

5. The challenge of Radiological Technologist while assistant in gastric mass survey report writing

   ［撮影部会：消化管］　診療放射線技師による読影補助（レポート記序）の課題

   四日市健診クリニック　西川　孝

6. The validity of interpretation by radiological technologist in mammography examination
［撮影部会：一般］ マンモグラフィ検診における技師読影の有用性　聖路加国際病院　宇内　衣里子

7. Certified Radiologic Technologist's Assisting on LDCT Screening
［撮影部会：CT］ 肺がん CT における読影の補助とその有効性
結核予防会 複十字病院　花井　耕造

8. Radiation dose dosimetry and evaluation for the assistance in image interpretation
［計測部会］ 読影補助に役立つ線量測定　金沢大学附属病院　能登　公也

9. Optimization of medical exposure for assistance to reading – Suitable exposure length and dose -
［放射線防護部会］ 読影の補助から考える撮影線量の最適化 ～適切な撮影範囲と線量の関係～
セントメディカル・アソシエイツ LLC　広藤　喜章

10. The guideline and kenzo to guarantee the business quality necessary for the aid of diagnostic imaging
［医療情報部会］ 読影の補助となる画像情報の品質担保と精度管理を行うための検像とガイドライン
大阪府立成人病センター　川眞田　実

入門講座 3（放射線治療）　4 月 18 日（土）9：00～9：45（国立大ホール）
司会　近畿大学医学部附属病院　奥村　雅彦
Quality assurance and practical approach for I-125 permanent seed implant brachytherapy
「I-125 小線源治療の精度管理と実践」　大阪大学　隅田　伊織

合同シンポジウム 2　4 月 18 日（土）9：50～11：50 （国立大ホール）
The importance of team care in radiation therapy
「放射線治療におけるチームワークの重要性」　司会　慶應義塾大学　茂松　直之
近畿大学医学部附属病院　奥村　雅彦

1. From the position of radiation oncologist
放射線腫瘍医の立場から　群馬大学大学院　中野　隆史

2. Radiation therapy and medical physicists in Hokkaido University
北海道大学における放射線治療と医学物理士　北海道大学病院　鈴木　隆介

3. An effectiveness and the present conditions that the teamwork brings at Miyakojima IGRT clinic
放射線治療専門クリニックにおけるチームワークの実態と効果
都島放射線科クリニック　辰己　大作

4. Connecting research and clinical applications
研究を臨床へつなげるチームワーク　放射線医学総合研究所　森　慎一郎

5. The role of nurse in radiation oncology
がん放射線療法における看護師の役割　国立がん研究センター中央病院　下谷　久美

科研費獲得合同セミナー　4 月 18 日（土）13：00～14：00（F201 室）

How to get Grants-in-Aid, -Research field “Medical Physics and Radiological Technology”

『科学研究補助金_細目「医学物理学・放射線技術学」に採択されるために』

司会　学術委員長・大阪大学医学部附属病院　土`井　司
大阪大学大学院　小泉　雅彦

1. Desirable application from a reviewer’s standpoint
採択される申請書（審査委員の経験から）　首都大学東京大学院　齋藤　秀敏

2. Important things in determining a research theme
研究課題を決める際に重要なこと　北海道大学　石川　正純

3. The survey results for the acquisition of Grants-in-Aid
科研費採択に関わるアンケート調査から　大阪大学医学部附属病院　土`井　司

4. The present situation and future in university hospital
大学病院の取組み　熊本大学医学部附属病院　橋田　昌弘

5. Way to apply the JSPS KAKENHI at a private clinic
民間病院で科研費申請するまでの道のり　都島放射線科クリニック　辰己　大作

専門講座 8（放射線治療）　4 月 19 日（日）8：00～8：45（国立大ホール）

司会　名古屋大学大学院　小口　宏

Comparison of RTPS and Monte Carlo dose distributions in heterogeneous phantoms for photon beams

「放射線治療計画装置における不均質領域の線量計算精度の評価－Monte Carlo 計算との比較－」

熊本大学医学部附属病院　中口　裕二

RPT 誌優秀論文土井賞表彰・受賞講演　4 月 19 日（日）12：00～13：00（F201 室）

総合司会　RPT 編集委員長　土井　邦雄

進行　九州大学　杜下　淳次

1）　診断物理分野　司会　RPT 副編集委員長　桂川　茂彦

RPT Vol.7 No.2

「Development and evaluation of statistical shape modeling for principal inner organs on torso CT images」　岐阜大学大学院　Xiangrong Zhou

2）　核医学 MR 分野　司会　RPT 副編集委員長　長谷川　智之

RPT Vol.7 No.2

「A method for assessing metabolic information on liver and bone marrow by use of double gradient-echo with spectral fat suppression」　名古屋市立大学病院　笠井　治昌

3）　治療物理分野　司会　RPT 副編集委員長　遠藤　真広

RPT Vol.7 No.1

「A formulation of cell surviving fraction after radiation exposure」北海道大学大学院　伊達　広行

恒例 放射線治療部会 意見交換会のお知らせ

恒例の意見交換会を開催致します．今回は部会前日の土曜日開催です．

会場を離れた第二の部会として，今年も皆様のご参加をお待ちしております．新人の方，ベテランの方　聞き残した意見，聞けなかった質問，苦情，提案など何でも持ち寄って夜の研究会で会員の親睦と交流を深めましょう！！

日　時　　平成 27 年 4 月 18 日（土）　午後 7 時 00 分より

場　所　　『　横浜国際ホテル　』　http://yokohama.khgrp.co.jp/index.html

みなとみらい線にて横浜駅西口　徒歩 3 分

〒220-0005

横浜市西区南幸 2-16-28

TEL　045-311-1311

会費 7,000 円（立食）

お知らせ

第 41 回放射線治療セミナー
（日本放射線治療専門放射線技師認定機構講習会（座学コース））

教育委員会，放射線治療部会

第 41 回放射線治療セミナーを下記の予定で開催します．今回のセミナーは「座学講習会：放射線治療における位置照合とセットアップ」を，愛知県がんセンター中央病院で行います．多数のご参加をお待ちしています．

日　時：平成 27 年 7 月 4 日（土）　9：00～17：00

会　場：愛知県がんセンター中央病院　国際医学交流センターメインホール
〒464-8681 名古屋市千種区鹿子殿 1 番 1 号

募集人数：150 名

参 加費：会員　6,000 円　　非会員　12,000 円

昼　食：会場周辺は昼食をとれるお店が少ないため，昼食を持参頂くことをお勧めします．
メインホールは飲食禁止ですが，昼食をとれる別会場を準備いたします．

内　容：放射線治療における位置照合とセットアップ（案）

1. IGRTの総論
2. 患者セットアップエラーと補正方法
3. IGRTの臨床
4. IGRTの精度保証
5. 患者固定とセットアップの実際
6. IGRT の被ばく

叢書販売：セミナー参加者は，「(叢書 33)放射線治療における位置照合とセットアップの実際」を割引価格にて購入頂けます．希望者は，セミナー申込時の備考欄に叢書購入希望と記載ください．
通常価格：税込 2,200 円のところ今回割引価格：税込 1,700 円です．なお，振込費，送料は別途必要となります．（定員オーバーにより参加できない場合は，叢書の割引が適応されませんのでご了承ください．）

申込期間：平成 27 年 5 月 1 日（金）10：00～5 月 22 日（金）正午

申込方法：日本放射線技術学会ホームページ中央 本部のイベント の「第 41 回放射線治療セミナー」にリンクしている申込フォームよりお申し込みください．

※ E-mail アドレスは必ず連絡可能なアドレスを正確にご記入ください．
※ セミナー当日までの連絡および案内は全てメールで行います．
※ 受講の可否は 5 月末日までに，お申し込み時の登録メールアドレスに連絡します．

担 当者：辰己　大作（都島放射線科クリニック）
問 合先：公益社団法人 日本放射線技術学会　事務局　　TEL　075-354-8989
E-mail　office@jsrt.or.jp

I

予稿 「教育講演９」

子宮頸癌放射線治療の State of the art, brachytherapy を中心に

群馬大学重粒子線医学センター 大野達也

子宮頸癌腔内照射の 3D-IGBT を実施している，または実施予定の施設の一助となることを期待している．子宮頸癌の根治照射では，外部照射と小線源治療の併用が標準治療法である．小線源治療の利点は，線源周囲の病巣に集中した線量投与が可能なことであり，局所制御に最も大きな影響を与える治療とも言える． 従来の 2 次元治療計画の線量基準点としてはA点が用いられてきたが，腫瘍の大きさや形状は症例毎に異なり，同一症例の治療期間中でも刻々と変化する．このような違いを考慮すると，すべての症例でA点に対して画一的線量を用いることが必ずしも妥当ではないと想像できる．従来の 2 次元の治療計画に対して，CT や MRI などを用いた 3 次元治療計画に基づき小線源治療を行うのが 3D-Image-based brachytherapy (3D-IBBT)または 3D-Image-guided brachytherapy (3D-IGBT)である．本講演では，１）２次元から３次元治療計画への移行，２）３次元治療計画における，腫瘍制御や有害反応発生に関わる DVH パラメータ，３）実際の症例における工夫，４）腔内照射と組織内照射を併用したハイブリッド照射の取り組み，などについて触れる予定である．

予稿 「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

座長

東京女子医大病院　羽生 裕二

近年，婦人科腫瘍に対して従来のマンチェスター法に基づく A 点を基準とした 2D 治療計画からアプリケータを挿入した状態での CT や MR などの画像を用いて 3D 治療計画を行う 3 次元画像誘導小線源治療；3D-Image-guided brachytherapy(3D-IGBT)が普及の兆しを見せている．
しかし，一方で高精度外部照射，例えば前立腺癌 IMRT と比べると，その治療計画と検証の標準化，排便排尿コントロールなどある意味手間を惜しまない治療方法と比べると，改善できる課題も少なくない．

婦人科腫瘍に対する 3D-IGBT は，高精度外部照射と比べて画像誘導だけでなく内診所見やアプリケータ挿入などの放射線腫瘍医の治療手技に依存する割合が大きい．今後，婦人科腫瘍に対し 3D-IGBT が普及していくためには内診や治療手技に関する教育，人材育成が必須である．

従来の 2D 治療計画では，腫瘍や正常組織，線源，アプリケータも含めて，すべて一様な水として線量計算されていた．また，均等な線量分布形状では，大きな腫瘍，不整形な腫瘍に対してはリスク臓器への線量寄与が増加していた．3D-IGBT では人体，線源，アプリケータの物質特性を考慮した線量計算と適切な線量分布を形成するための最適化計算が可能となる．従来の HDR 装置に対する QA/QC と合わせて線量計算に利用される画像と線量計算に関する物理的･技術的 QA/QC の具体的手法の確立が必須である．

今回のシンポジウムでは，子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けてというテーマで 4 名の先生方にそれぞれの専門分野の視点から講演をお願いした．
婦人科腫瘍に対する腔内照射において 3D-IGBT を普及させるためには，現状とこれからの課題を知ることが必要であり，本シンポジウムの意義は大きい．多くの方々の参加と討議を期待している．よろしくお願いいたします．

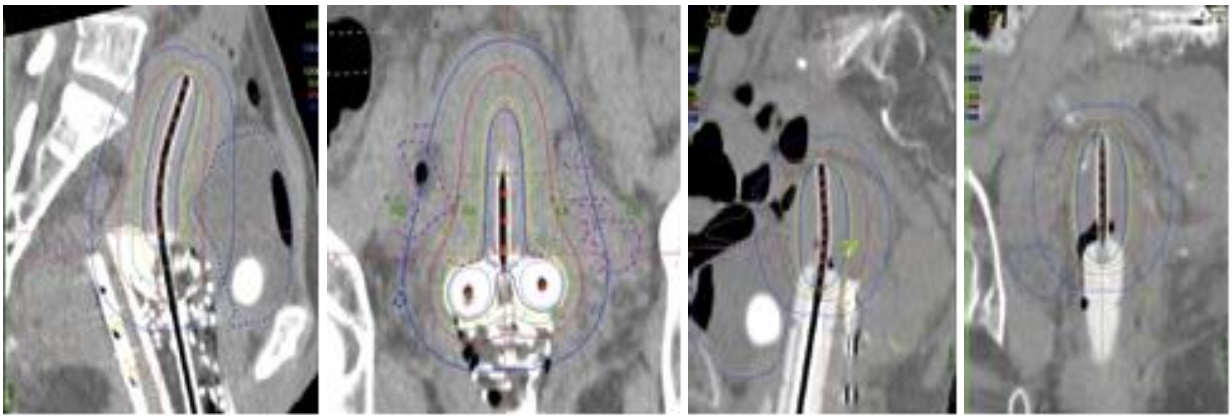
予稿 「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

1. 子宮頸癌腔内照射の現状と課題

国立病院機構 福山医療センター 放射線治療科 兼安 祐子， 中川富夫

子宮頸癌根治的放射線治療において，外部照射と A 点を基準点とする腔内照射の組み合わせで，わが国では良好な治療成績が報告されてきた．一方，巨大な腫瘍では A 点のみでの線量処方では腫瘍に対する線量が不足し，逆に小さな腫瘍では A 点処方は隣接臓器にとり，過線量となる場合がある． 二次元(2D)治療計画では，様々な形状の腫瘍に十分な線量が処方されているのかどうかが不明瞭であった．また，膀胱・直腸線量は ICRU38 の基準点や直腸線量計などの限定された評価点でのみしか評価出来なかった．当院では 2014 年 6 月より画像誘導小線源治療(IGBT)を開始した．根治的放射線療法を施行した子宮頸部扁平上皮癌Ⅱ-Ⅳa 期 6 例(Ⅱa/Ⅲa/Ⅲb/Ⅳa；1/1/3/1)を対象とし，外部照射は全骨盤 30-40Gy にて CS を入れ，総線量 50Gy とした．残存リンパ節には 6-10Gy ブーストした．腔内照射は A 点 6Gy/f，1f/week とした．CT/MRI アプリケータ挿入はエコーガイド下に行い，アプリケータは弾性テープで患者に固定した．留置後の CT 室への移動は専用の患者搬送システムを用いた．直腸線量は 3 点線量計で実測し，ICRU38 の膀胱･直腸線量も計算した．3D 治療計画で A 点処方の線量分布を D90，膀胱/直腸の D2cc 等で評価した．A 点と HR-CTV D90 線量は biologically effective dose(BED)に変換し，外部照射 BED との合計線量で総 BED とした．腫瘍の偏位等で，線量が不足する部分は，腫瘤の形状に線量分布を graphical に合わせるために線源停留位置と時間を調整した．平均年齢は 59 歳(41-77)，最大腫瘍径は 43-10.4(平均 75.2)cm，総治療期間は 43-57(平均 47.7)日であった．Ⅱa 期 1 例は子宮が小さい(子宮腔長 3cm)ため，A 点線量は 4Gy/f とした．RALS1 回あたりの腔内照射の A 点･B 点線量，ICRU38 の膀胱･直腸線量，直腸線量最大計算値，最大実測値の平均はそれぞれ 5.7Gy，1.6Gy，3.6Gy， 5.2Gy， 3.4Gy， 3.3Gy であった．RALS1 回あたりの HR-CTV の D90，膀胱/直腸/S 状結腸/小腸の D2cc の平均値は 6.3Gy， 5.3Gy， 4.8Gy， 4.4Gy， 4.6Gy であり，A 点･HR-CTV D90･ICRU38 膀胱･直腸･直腸線量計計算･直腸実測の平均総 BED は 78.8Gy10， 82.4Gy10， 96.5Gy3， 114.1Gy3， 93.1Gy3， 92.6Gy3 であり，全例 CR を得た．ICRU 膀胱線量および直腸線量実測値は膀胱・直腸 D2cc より低い傾向にあった．下図にタンデム長 7cm と 3cm の子宮頸癌 IB2，Ⅲb 期例の CT 画像と線量分布を示す．2D では不可能であった腫瘍の形状に近づける線量分布と隣接臓器の高線量部分の詳細な評価が，3D で HR-CTV やリスク臓器を囲むことで可能となった．今後は IGBT により局所制御率の更なる向上と晩期有害事象の低減を検討することで子宮頸癌放射線治療の治療成績の改善が期待できる．しかし一方，IGBT は HR-CTV やリスク臓器の囲み方が主治医や施設間で統一されていないため，囲み方の相違により HR-CTV D90 やリスク臓器の D2cc は変わりうることから，こ

れらの数値が従来の A 点線量のように客観性のある数値かどうかは不明である．またコンツーリングには時間を要し，治療計画装置以外の専用装置が無い場合は，アプリケータ再構成と同時進行で行えず，治療計画時間が延長する．更に当院のように同室 CT のない施設では，CT 室への患者移送時のアプリケータ固定法や安全な移送法も検討を要する．IGBT にはマンパワーも含めた種々の課題があり，今後は各施設間の情報交換や研修等が重要となる．



予稿 「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

2. HDR 装置の QA/QC, 3D-IGBT に必要なこと

埼玉県立がんセンター　小島 徹

小線源治療は，腔内や組織内にアプリケータを留置する必要があり，患者の身体的負担は小さくない．さらに 1 回線量は多く分割回数は少ないため，装置と治療に関わる従事者は，万全な準備により安全を担保して，照射することが求められる．

一方，HDR の小線源治療の発展を考えると，3D-IGBT の導入は避けられない．腫瘍線量の過不足やリスク臓器への過線量，それら臓器と線源停留位置の関係など，今までは観ることができなかったものを考慮して治療計画を行うことは新鮮でもあり，いったん IGBT を始めてしまうと 2 次元治療計画に戻ることは不安にもなる．そのような中で画像を使用すること，治療計画装置により複雑な線量分布を作成することから，品質管理・保証の重要性と複雑さは，2D 治療計画と比較していっそう増している．

本報告は，従来の 2D よる治療計画から IGBT の導入までで，留意しなければならない HDR 装置の物理・技術的な品質管理について述べたい．あわせて，小線源治療の安全を担保するための取り組みについても照会したいと考える．

予稿 「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

3. 3DIGBT の実施手順とこれからの課題

国立病院機構 姫路医療センター 武中 正

子宮頸がんに対する腔内照射は，正面・側面 2 方向の X 線画像により，2 次元的に治療計画をたてるのが一般的であった．これに対して 3 次元画像誘導小線源治療（3DIGBT）とは，CT や MRI 画像を用いて肉眼的腫瘍体積（GTV）や臨床標的体積（CTV）の正確な輪郭取得を行い，腔内照射時の肉眼的腫瘍＋子宮頸部（HR-CTV）とし，その D90 が処方線量になるように最適化を行う．画像誘導腔内照射治療計画によって HR-CTV の DVH を安定させることができ，より個別化・精細化された線量処方を行おうというものである．また膀胱・直腸など子宮周囲の危険臓器の輪郭も取得されるため，可視化されたこれらの臓器に対する不必要な線量を減らすことにより，晩期障害を軽減することが期待できる．HR-CTV 容積が 16cc 以下の時に有意にリスク臓器の線量を低くできたという報告もあるが，リスク臓器の線量に影響する因子は HR-CTV 容積だけでなくリスク臓器の解剖学的な位置，アプリケータの挿入位置なども挙げられる．問題点として，CT と MRI 画像の重ね合わせと輪郭取得に時間を要することなどが挙げられる．

大阪医療センターで実施している子宮頸がんに対する 3DIGBT の実施手順は以下の通りである．

１．CT/MR アプリケータの留置
２．透視を使ってアプリケータの位置を確認
３．CT・MRI の撮影
４．画像転送
５．CT 画像で OAR 臓器（直腸，膀胱，S 状結腸など）輪郭入力
６．MRI 画像を Fusion して HR-CTV，IR-CTV の輪郭入力
７．D90 が処方線量となるように最適化
８．独立検証
９．転送確認
１０．照射
１１．アプリケータ抜去

この手順で利点と問題点，今後の課題を考えていきたい．

予稿 「子宮頸癌腔内照射，画像誘導 3 次元腔内照射の実施に向けて」

4. 3D-IGBT に向けた計算アルゴリズムの理解

慶應義塾大学医学部　花田 剛士

本講演では，1）術者の密封小線源治療計画を支援し最適な線量分布を提供するツールの最適化計算と 2）三次元医学画像を利用し物質の物理特性を考慮した物理学的及び生物学的な線量計算について講演する．密封小線源治療計画の最適化計算は，臨床的な問題を数値モデル化することから始まる．すなわち，挿入線源自体と隣接する生物学的構造のモデル化及び「何を目的」として達成されるべきなのかを明確にしたモデル化である．後者は，一般的に目的関数（object function, cost function）として変換し，最適化アルゴリズムは目的関数のポテンシャル値を通じて最適解となる最小解（或いは最大解）を探索する．モデル化が最適に行われていれば，取得した解は臨床的問題を解決するかもしれないが，大体は不完全で近似的なモデル化であるため，取得した解を主観的，客観的に術者が決めた制約に沿って評価しなければならない．加えて，互いに競合する複数制約の多目的でもあるため，術者は最適化アルゴリズムを選択しパレートフロントに沿って最適解を抽出する．一方で，治療計画の線量計算に対して，従来の線量計算方式は，計算対象を一様密度の水と仮定しているが，腫瘍や正常組織，線源などの金属材料は，密度や構成元素，構成元素比率等の物質特性が，水とは異なる．物質に対する放射線の線量付与は，放射線が物質中での相互作用により付与したエネルギーに基づき，相互作用とエネルギー損失の機構が重要な因子である．密封小線源治療で利用される放射線の光子エネルギー領域は，物質に対して光電効果が重要となり，反応確率は原子番号の 5 乗に比例するため，元素組成の違いが光子の物質への反応確率に違いを生じる．結果として，治療計画の線量計算に臨床上無視できない計算誤差が生じ，患者に対する線量投与を大きな不確かさを含有した状態で治療行為を行っている可能性がある．また，他の放射線治療モダリティと併用し線量分布を評価するには，細胞に対する線量の生物学的効果を考慮する必要があり，この効果には腫瘍や正常組織に照射される線量率に対して，時空間的配分の多様性があるため，細胞の再増殖や亜致死損傷からの回復など，放射線生物学的反応を一般的には考慮しなければならない．治療技術の根幹となる計算アルゴリズムの複雑性は，より一層深みを増しているが，近年のコンピュータ技術の進歩により，ユーザー側は全くもって苦を知ることなく治療を遂行できてしまう現状がある．本シンポジウムでは，上記計算アルゴリズムの理解を深めて頂くため，基礎的解説を行う予定である．

第69回放射線治療分科会（札幌）　シンポジウム
「放射線治療における呼吸性移動対策」

座長集約

市立釧路総合病院　八重樫祐司

2014年10月11日，札幌で開催された第69回放射線治療分科会では，「放射線治療における呼吸性移動対策」というテーマでシンポジウムが行われた．この分野は過去に他学会，各種研究会でも取り上げられているが，呼吸性移動対策は日進月歩な技術であり，常に新しい知見が生まれている．今回のシンポジウムでは6名のスペシャリストの先生にそれらの最新技術を解説していただいた．都島放射線科クリニックの辰己先生には，Air-Bag System（ABS）を用いた腹部圧迫による自由呼吸照射法について発表していただいた．ABSは腹部の圧迫のみならず，呼吸波形も空気のフローから取得することが可能で，4DCT の撮影にも応用できるものであった．シネMRI を用いた呼吸抑制効果の報告でもその有用性が確認できた．また，この方法は被ばく無しに肺や肝臓の呼吸動態が確認でき，今後，有効な手段として活用されていくと思われた．ABS開発の今後の発展に期待したい．山梨大学病院の佐野先生には呼吸停止照射法について報告していただいた．Abches を用いた呼吸管理，実際の照射手順の詳細な解説は，山梨大学で行われた研究の膨大なデータに裏付けされたものであり，呼吸停止照射を行っている施設，あるいはこれから実施を予定している施設には，非常に有用なデータをお示しいただいた．市立釧路総合病院の中澤先生にはバリアン社製の呼吸同期装置を用いた照射法について解説していただいた．呼吸同期タイミングに終末呼気相を用いた場合のインターナルマージンの設定法や低MU照射の品質管理は多くのファントム実験で得られた貴重なデータであった．北海道大学病院の堀田先生には，新しい動体追跡システムであるSyncTraXついて報告していただいた．長年，この分野では世界をリードしてきた北大であるが，今回は新たにカラーI.I.の採用により，広いダイナミックレンジを利用した金マーカトラッキングが可能になったようである．また，バリアン社製のリニアックとの併設が可能となり，一般市中病院への普及も進むものと思われた．横浜サイバーナイフセンターの井上先生には，サイバーナイフを用いた呼吸追尾法のSynchrony Systemについてご報告いただいた．この方法は，体表と腫瘍近傍の金マーカの動きに相関モデルを構築し，追尾照射を行うものであるが，ロボットの遅延時間も考慮した予測モデルも作成され，より厳密な照射が可能なシステムであった．また，最新技術では，腫瘍自体を認識して追尾する方法も商用化され，今後の研究仮題となっていくものと思われた．都立駒込病院の木藤先生には，VEROのジンバル機構による動態追尾照射の報告をしていただいた．サイバーナイフと同様に基準マーカとの4次元相関モデルを用いる方法であるが，それらの精度を考慮した治療計画の方法を詳細に解説していただいた．新技術を使いこなすというのは，ご発表にあったように多岐にわたる解析に基づいたエビデンスの上で成り立つものであり，本分科会の出席者の多くは，あらためて基礎検証の重要性を認識したのではないだろうか．

当日は各モダリティにおけるインターナルマージンの考え方など，シンポジストの先生とディスカッションする予定であったが，座長の不手際で十分な総合討論の時間を設けることができず，この場を借りてお詫び申し上げます．

第69回放射線治療分科会（札幌）　シンポジウム
「放射線治療における呼吸性移動対策」

1. Air-Bag System を用いた呼吸マネージメント

都島放射線科クリニック　辰己大作

目的

本報告では，呼吸性移動対策の中で最もシンプルな呼吸抑制（腹部圧迫）による自由呼吸照射について解説を行う．自由呼吸照射の特徴を以下に示す．

有利な点）
- 手法が簡単である
- 時間効率に優れる

不利な点）
- 呼吸による Internal margin(IM)の拡大
- IMRT 技術を用いた場合の Interplay effect の問題

自由呼吸照射の不利な点を如何に解決するかが治療を成功に導くポイントとなる．自由呼吸照射における腫瘍移動量の低減には，一般的に腹部圧迫法が用いられる．本報告では腹部圧迫による IM の低減効果について述べる．また，動く腫瘍に対して IMRT を実施する場合の Interplay effect に対する我々の考え方について言及する．

Air-Bag System の概要と特徴

都島放射線科クリニックでは，Air-Bag System を用いて腹部圧迫および呼吸波形のモニタリングを実施している．現在，Air-Bag System は呼吸波形のモニタリングとしての機能のみ薬事承認を得ていることに留意頂きたい．

Fig.1 Air-Bag System の外観
左）Air-Bag System の装着風景　右）Air-Bag System の回路全体像

Fig.1 は Air-Bag System の外観である．位置決めシミュレーションにおいて体幹部固定シェルを作成後，腹部とシェルの間にバッグを挿入し，適切な空気量でバッグを膨らませる．バッグを膨らませることで，腹部が圧迫され呼吸が抑制される．バッグにはチューブが繋がっており，途中，フローセンサーを通過して，外部のバルーンと接続されている．呼吸による腹壁の変化によりバッグとバルーンの間を空気が行き来し，その空気の流れで呼吸波形を得る仕組みになっている．Fig.2 はスパイロメータと Air-Bag System の呼吸波形を比較したものである．両者の呼吸位相が合致していることがわかる．当院では，Air-Bag System の呼吸波形を用いて 4DCT を取得しているが，呼吸位相の信頼性は 4DCT の位相トリガーを取得する上で非常に重要な要素である．

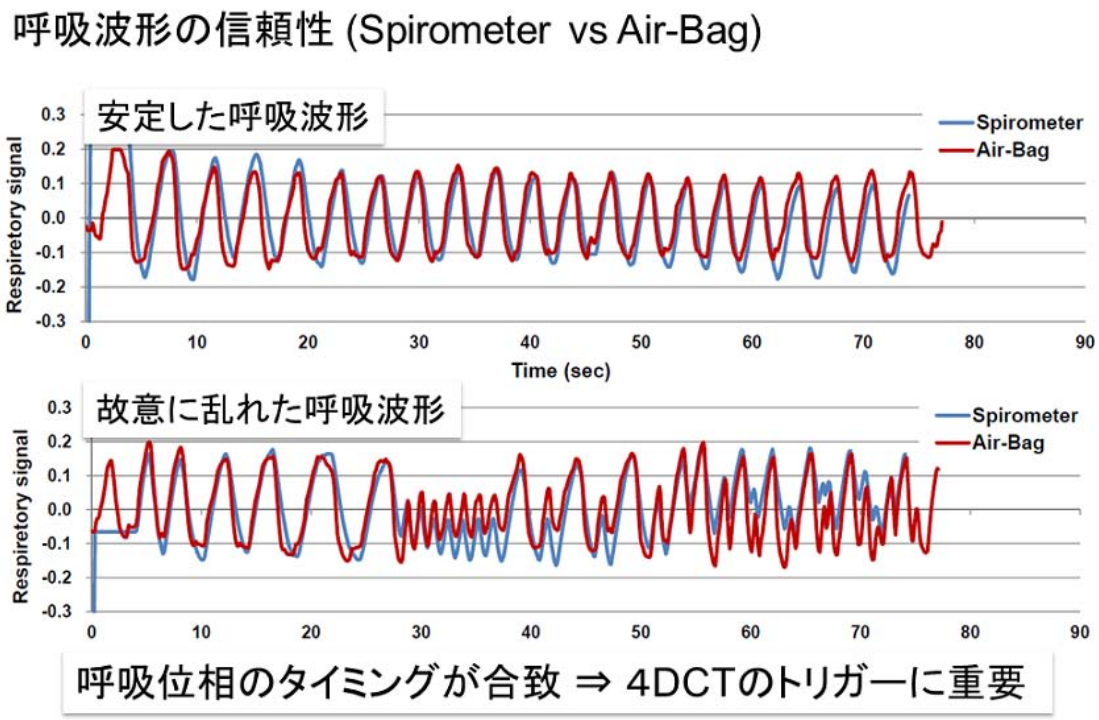


Fig.2 スパイロメータと Air-Bag System の呼吸波形の比較

Air-Bag System の動画は以下のサイトでご覧ください．
https://www.youtube.com/watch?v=ppaBONkIuhs

腹部圧迫効果

腹部圧迫による，肝臓および肺への呼吸抑制効果を示す．Fig.3 は Cine MRI を用いて Air-Bag System による腹部圧迫時の横隔膜の動きを計測したものである．13 症例の計測を行った結果，横隔膜の移動量の平均値は，固定具なし: 14.4 mm，シェルのみで抑制: 9.2 mm，シェル+バッグで抑制: 7.2 mm と腹部圧迫により横隔膜の動きの抑制に繋がり，バッグを挿入することでより高い抑制効果を得ることができた．Eccles ら [1)]は，腹部圧迫プレートを用いて，腹部圧迫の有無による肝腫瘍の動きについて報告している．その結果，腹部圧迫なし: 11.7 mm，腹部圧迫あり: 9.4 mm と圧迫効果が示されている．両者のデータに共通するが，腹部を圧迫することで返って移動量が大きくなるケースも示されている．概ね，8 割程度で圧迫効果があり，移動量を 10 mm 以下にするには圧迫が必要であることが示されている．

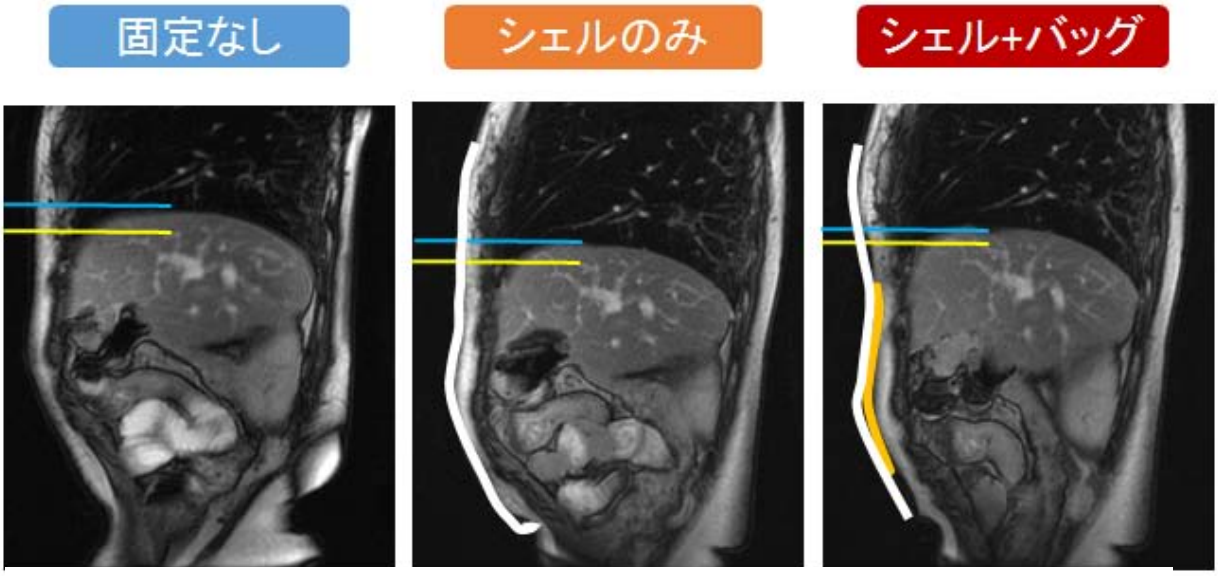


Fig.3 Cine MRI による腹部圧迫効果の確認

腹部圧迫による肺腫瘍の動きについてもいくつかの報告がある．Bouilhol ら [2]は，Stereotactic Body Frame と腹部圧迫プレートを組み合わせた抑制手法において，upper/middle 領域では，圧迫なし: 4.9±3.8 mm，圧迫あり: 4.1±3.4 mm と 0.8 mm の低減が認められ，lower 領域では，圧迫なし: 12.4±6.5 mm，圧迫あり: 8.9±4.2 mm と 3.5 mm の低減を認めた．upper/middle 領域の動きは小さく圧迫により得られるメリットは小さい．一方，lower 領域の動きは大きく，圧迫効果が大きいことがわかる．Miura ら [3]は，腹部圧迫のみのデータであるが，シェルと Air-Bag System の組み合わせについて報告している. upper/middle 領域では 3.0±2.2 mm, lower 領域では 6.5±4.6 mm であり，やはり腹部圧迫により 10 mm 以下の移動量に収まることが示されている．

腹部圧迫法によるピットホールとして，腹部圧迫における臓器，腫瘍位置の変化に注意が必要である．Mampuya ら [4]は，腹部圧迫プレートの有無による肺定位照射の Interfraction variation を調べた結果，骨照合のみでは，腹部圧迫することで返って Interfraction variation が大きくなることを示している．腹部を圧迫する方法にもよるが，腹部を圧迫した場合には臓器の変形に留意したシミュレーションや IGRT を実施することが望まれる．

自由呼吸下 IMRT における Interplay effect のインパクト

Interplay effect は呼吸性移動を伴う IMRT において，“呼吸による腫瘍の動き”と“MLC の動き”の相互作用によりターゲット内に Hot/Cold spot が生じる現象である．

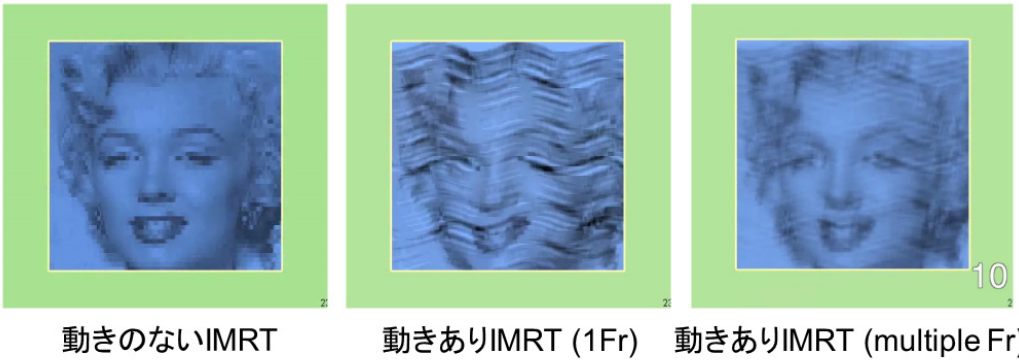


Fig.4 Interplay effect と分割照射の効果（都島クリニック 塩見先生ご提供）

Fig.4 は，分割照射を実施した際の Interplay effect のシミュレーションを行ったものである．1 回照射では Interplay effect の影響は大きく現れるが，照射門数や照射回数(Fr)を重ねるほど Interplay effect の影響は低減され，数回の分割照射で問題とならないレベルとなる．Fig.5 は，当院において，肝定位照射における Interplay effect の検証を行った結果である．分割照射においては，ターゲット内の DVH に影響が無いことの確認が取れている．

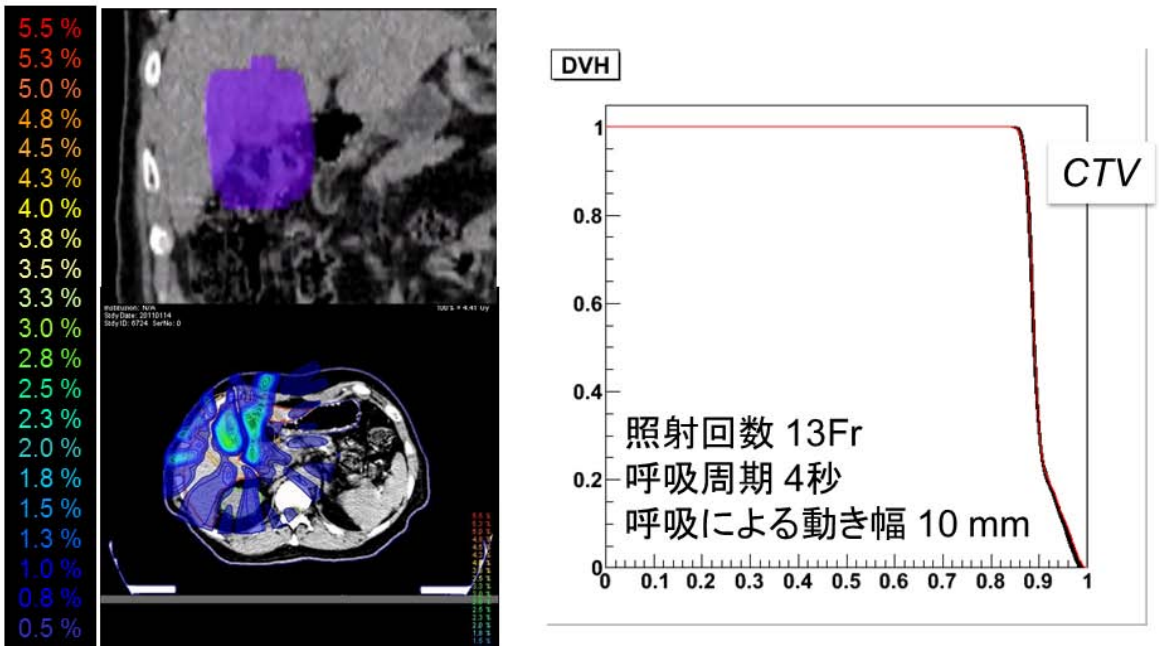


Fig.5 肝定位照射における Interplay effect の検証（ソフトウェア開発 壽賀正城氏）

最新技術である，VMAT や FFF における Interplay effect についても報告がある．Ong ら [5]は，RapidArc による肺定位照射において，2 つの異なる Arc による RapidArc の検証を行った結果，1 回照射でも Interplay effect は問題とならなかったと報告している．同じく，Ong ら [6]の違う文献では，FFF を用いた RapidArc による肺定位照射において，FFF(2400 MU/min)の 1Arc，1 回照射では，Interplay effect の影響を受けやすいこと．しかし，2Arc で 2 回分割以上であれば，Interplay effect の影響は低減され，臨床的に問題とならないレベルであることが示されている．

まとめ

- 呼吸抑制による自由呼吸照射はリーズナブルな照射法である．
- 肝臓・下肺野では，IM の低減に腹部圧迫が効果的である．ただし，腹部圧迫に伴う臓器の変位には注意が必要である．
- 自由呼吸下 IMRT においても，腫瘍の呼吸性移動が小さく，照射回数がある程度あれば，Interplay effect の影響は小さく，より良い線量分布が得られる．

参考文献

1. Eccles CL et al. Comparison of liver tumor motion with and without abdominal compression using cine-magnetic resonance imaging. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 79(2):602-8, 2011.
2. Bouilhol G et al. Is abdominal compression useful in lung stereotactic body radiation therapy? A 4DCT and dosimetric lobe-dependent study. Phys Med. 29(4):333-40, 2013.

3. Miura H, et al. Lung stereotactic body radiotherapy under the use of abdominal compression system “Air-bag system”. IJMPCERO, 3(2): 98-106,2014.
4. Mampuya WA, et al. Interfraction variation in lung tumor position with abdominal compression during stereotactic body radiotherapy. Med Phys.40(9):091718,2013.
5. Ong C, et al. Dosimetric impact of interplay effect on RapidArc lung stereotactic treatment delivery. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 79(1):305-11,2011.
6. Ong C, et al. Dosimetric impact of the interplay effect during stereotactic lung radiation therapy delivery using flattening filter-free beams and volumetric modulated arc therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 86(4):743-8,2013.

第69回放射線治療分科会（札幌）　シンポジウム
「放射線治療における呼吸性移動対策」

2.　呼吸停止による放射線治療

山梨大学医学部附属病院　佐野尚樹

「はじめに」

放射線治療におけるターゲットの internal organ motion は，治療計画時に inernal margin(IM) として設定されその動きに対する補償をしている．IM の縮小は正常組織の有害事象の低減，更に線量増加による治癒率向上が期待できる．このことから intra-fractional organ motion の主要因である呼吸性移動については現在様々な技術によりその対策が行われている．本シンポジウムでは当院が行っている呼吸停止照射（息止め照射）について報告した．

「呼吸停止照射の優位性」

1.　治療計画が非常に楽である．
2.　治療計画用 CT 撮影が容易である．
3.　吸気位での照射により DVH 上での優位性がある．
4.　患者にとって呼吸停止動作は理解しやすく，患者参加型の治療が可能である．

呼吸停止法は，target の動きに対する治療計画が比較的に容易なメリットがある．現状での治療計画装置は target の動きを考慮した線量計画ができないことから，線量分布の変化による投与線量への影響は計画者の知識や技量により判断されている．呼吸停止照射では照射中の呼吸性移動を考慮することなく治療計画をすることができる．

また，計画用の CT 撮影についても，動きを計測するための slow scan CT や 4DCT といった複雑な撮影技術は不要である．治療計画における代表的な呼吸移動対策とその対処方法を図 1 に示した．

対策の種類	治療計画ＣＴ	呼吸インジケータ	inernal margin 設定の注意点	ＩＭの大きさ	計画の難易度
自由呼吸または浅呼吸	slow scan CT 4ＤＣＴ	不要	透視画像などで評価した呼吸位相の再現精度とＣＴ画像評価時に、部分容積現象による追加マージンを加える	大	大
呼吸停止	fast scan CT	要	呼吸停止位置再現精度を加える	小	小
呼吸同期	fast scan CT 4ＤＣＴ	要	それぞれの照射方法に対応する照射中心の再現精度を加える	小	中

図 1.　呼吸移動対策の比較（治療計画）

肺がん治療では吸気での呼吸停止照射を選択することにより線量と肺容積の関係（DVH）を優位にすることができる．20Gy 以上照射される正常肺の体積（V20）を呼気と吸気で比較したものを図 2 に示した．これは体幹部定位照射などの比較的に小さい照射野においてはより大きな効果となることから肺臓炎の発生を優位に低減することができる．

呼吸停止は患者にとって理解しやすい動作であることから治療に積極的に参加できる．患者が呼吸管理について理解了解して診療に協力することによりその方法は更に有用となる [1]．また，治療スタッフ側からも複雑な管理手法を必要としないこともメリットといえる．

体幹部定位照射

呼気と吸気でのV20 の比較

上中下肺野	%
V_{20} 呼気	3.22 ± 2.07
V_{20} 吸気	1.85 ± 1.07

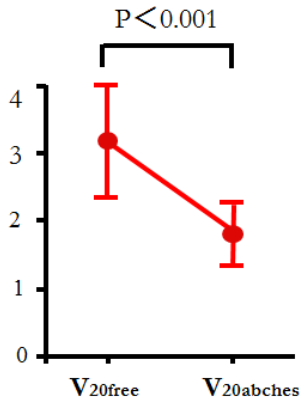


図2．吸気位での呼吸停止照射によりDVH上での優位性がある。

「呼吸停止の方法」

呼吸停止には決められた吸気量で強制的に呼吸を停止させる方法（強制呼吸停止法）と，患者自身が能動的に呼吸停止を行う自己呼吸停止法がある．現状では後者の方法により呼吸モニタリング装置などを用いた呼吸管理下で行っている施設が多い．

「呼吸停止の位相」

モニタ装置を用いない場合には，一般的に呼気位の方が再現性が良好である [2]．呼吸停止持続可能時間は吸気位の方が長く，肺では吸気位で照射することにより正常肺の DVH を優位にすることができる．呼吸停止位相の選択は疾患や患者個々の状況に応じてより適切な呼吸停止位相を選択すべきである．

「Abches を使用した呼吸停止照射」

山梨大学では呼吸モニタリング装置 Abches（写真 1，2）を用いた呼吸停止照射を施行している．他のインジケータと比べた Abches の利点を下記に示した．

- 単純構造で理解しやすい
- 患者さんへの通知が単純明快
- 取り扱いが楽（軽量・壊れにくい）
- 体厚変化に対し感度が高い
- 腹部胸部の 2 点から検出している
- 腹厚位置を絶対値で表示している
- 設置に時間がかからない
- 装置設置の再現性が良い

当院での体幹部定位照射時の Abches 設置の様子を写真 3 に示した．患者は頭部に取り付けた鏡で呼吸位相表示メータを見ることにより自身の吸気量を知ることができる．呼吸停止照射は以

下の手順により施行される．

① リニアックオペレータから患者へ呼吸停止を促す合図を行う「マイクにて“お願いします”や“息を吸って○の位置で止めて下さい”などの合図」．

② 患者は個々に決められた呼吸位相位置で呼吸停止を行い，ハンドスイッチにて呼吸停止していることをリニアックオペレータに知れせる（ハンドスイッチを使用しないケースもある）．

③ オペレータは患者からの呼吸停止の合図を受け，呼吸停止位相が決められた位置であることを確認後，照射ビームを ON にする．

④ 呼吸停止時間は患者状態などを考慮し決定するが，概ね 10 秒程度の停止時間としている．

患者の決められた呼吸停止位置での息止めを確認する手段としては，リニアック室内に設置された監視カメラを使用する方法と，Abches からのデジタル信号による PC 出力にて確認する方法がある（写真 4）．PC 出力の場合にはデータの記録保存ができることから患者データ管理には有用となる．

写真1．2.　呼吸モニタリング装置Abches

写真3. 山梨大学の体幹部定位放射線治療

写真4．呼吸位相のPC出力画面

「呼吸停止照射のフローチャート」

患者への呼吸移動対策の適応判断は AAPM Report No. 91 (Task Group 76)のアルゴリズムに準じて決定している．山梨大学における呼吸停止照射フローチャートを図 3 に示した．

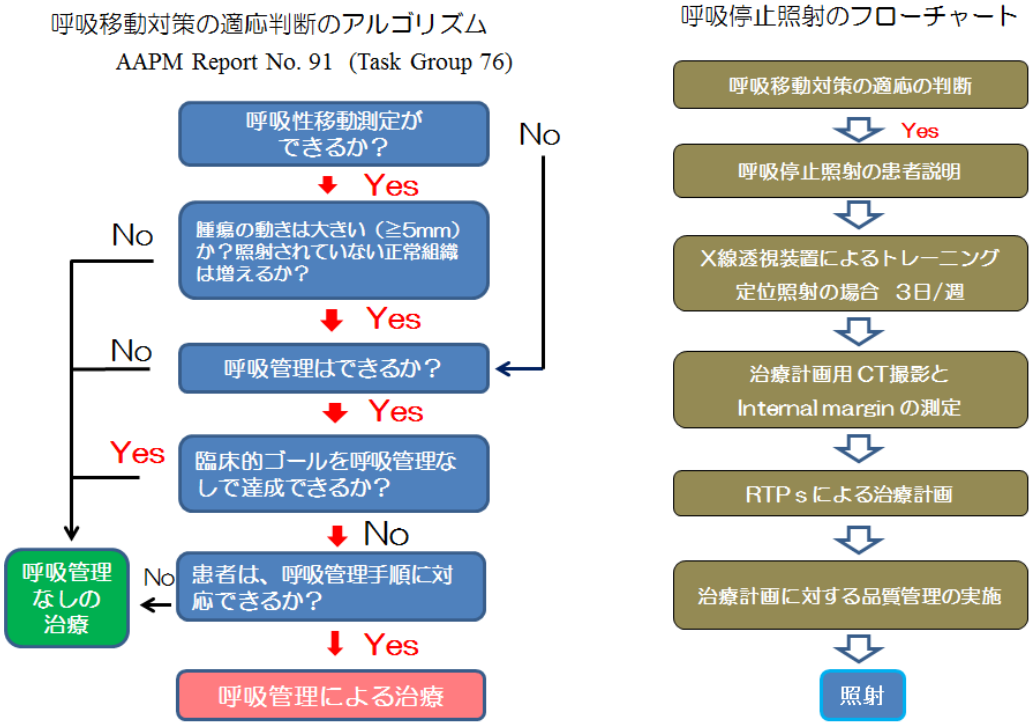


図3. 山梨大学における呼吸移動対策フローチャート

「治療計画におけるターゲット設定」

当院のターゲット設定は ICRU report 62 に準じて呼吸停止位置の再現性を Internal margin(IM)としている．停止位置再現性の評価方法は，患者個々の治療計画時に約 5 分間隔で 3 回の CT 撮影を行い，呼吸停止位置の最大ズレ値を IM として設定している．SM についてはシステム全体が持つ機械的・幾何学的精度，CT 撮影から計画における精度，CT 画像照合時の inter observer error に加え当院の IM 測定法による不確定要素を含んだ値を付加している．当院では多くの場合一律 5mm を設定している．

「患者への説明とトレーニング」

患者が呼吸管理について十分理解して診療に協力して頂くことが治療成功の大きな要素となる．我々の研究では呼吸停止位置再現性精度と治療中の Set-up error を照射初日と 4 日目で比較すると優位に 4 日目が向上した．これは患者の心理状態から生じる筋肉の緊張や呼吸停止照射の理解不足の影響があると思われる．このことから当院では呼吸停止照射を十分理解して頂くために説明パンフレットやビデオを活用し，またトレーニングとして治療開始前に週 3 日間の呼吸停止練習を行っている．

「呼吸停止の再現性」

当院で施行した肺がん定位照射における呼吸停止再現性精度の解析を図 4 に示した．治療計画時に設定した IM に対して平均値は設定範囲内にある結果であったが，最大値では大きなエラーが発生しているケースがあった．当院では IM 測定法による不確定要素を含んだ値を SM に付加することにより補償しているが，当院が現状行っている再現性評価では十分な IM の設定値評価

法とならない危険性がある．

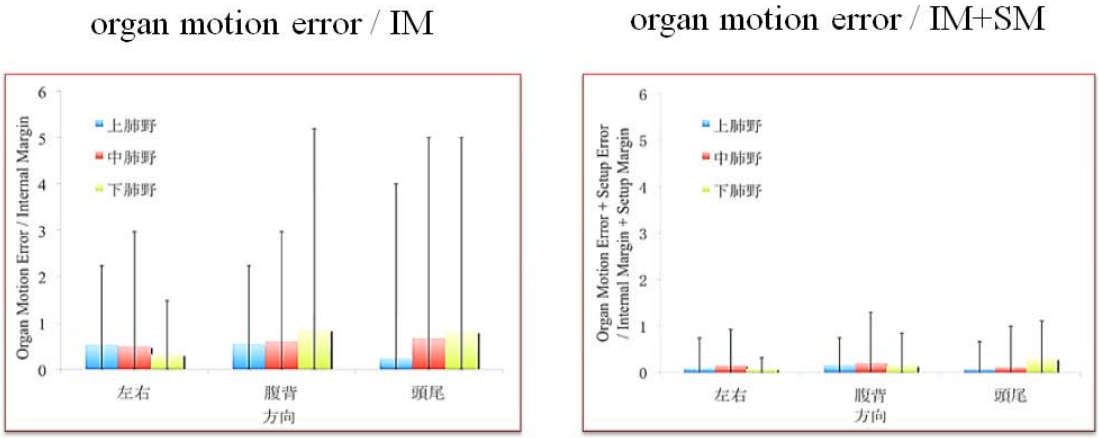
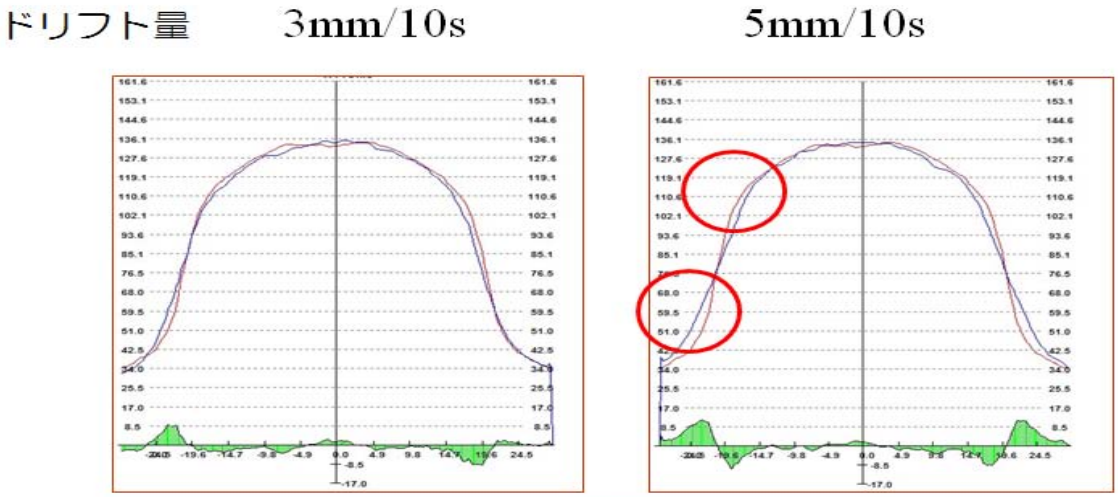


図4.　margin 設定値に対する照射実施時に計測された organ motion error（呼吸停止位置再現性）の比　（平均と最大最小値）

「呼吸停止位置からのドリフトの影響」

呼吸停止中に腹筋の緊張緩和や息抜けが原因であると思われる停止位置からのドリフト現象がある．照射中のドリフトが 10 秒間に 3mm または 5mm 発生場合の照射中心線量の変動と線量分布形状の変化を図 5 に示した．この線量分布は体幹部定位照射を想定したものであるが IMRT のような線量分布内に強度変調がある場合には影響が異なると考える．



	3mm/10s	5mm/10s
γ Passing　2% / 2mm	97%	92%
中心線量の変動	0.5% 以下	1% 以下

図5.　呼吸停止位置からのドリフトの影響

「まとめ」

呼吸性移動対策として呼吸停止照射法は比較的容易に施行できる技術であり，モニタリング装置等による呼吸管理により更にその精度は向上する．呼吸停止照射を成功に導くには治療法に対する患者理解とトレーニングが有効となる．また，吸気と呼気の選択や停止位置の設定は患者と

シミュレーションを行い決定し，その再現性を十分に検証することが重要である．

現在 FFF（flattering filter free）搭載装置の普及による照射時間の大幅な短縮が実現したことから呼吸停止照射法の有用性が更に高まっている．しかしながら呼吸停止の分割数の減少により，1 回の呼吸停止位置の再現性精度の不良が治療効果に大きく影響するようになり精度管理は更に重要となると考える．

参考文献

1）Kimura T, et al.　Int J Radiat Oncol Biol Phys. 60: 1307-1313, 2004.
2）The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology. Report of AAPM Task Group 76. July 2006.

第 69 回放射線治療分科会(札幌)　シンポジウム
「放射線治療における呼吸性移動対策」

3.　RPM を用いた呼吸同期放射線治療の実際

市立釧路総合病院　中澤拓也

1. はじめに

放射線治療の goal は，腫瘍(標的)に線量を集中させ，かつ腫瘍の周囲正常組織への線量を少なくすることである．この目的を達成するために，三次元原体照射(3DCRT)，定位放射線治療(SRT)及び強度変調放射線治療(IMRT)が行われている．さらに，これらの治療技術にリニアック搭載型 kilovoltage-コーンビーム CT(CBCT)などを用いた画像誘導放射線治療(IGRT)を併用することで，従来の放射線治療と比較して，set up margin を縮小し正常組織への線量を低減することを可能とした．しかしこのような技術を利用しても呼吸，心拍，蠕動等によるいわゆる residual intrafraction motion を完全に除くことは困難である．このうち体幹部放射線治療を行う上で大きな課題となるのは，呼吸による標的の移動である．呼吸性移動は，Internal commission of radiation unit measurements (ICRU) report 62 (1)に記述された Internal margin (IM) の最大の要因とされ, Planning target volume (PTV) 拡大の一因である. これを制御する方法の一つに, Real-time position management system (RPM, Varian medical systems) を用いた呼吸同期照射法があげられる. 当院では 2007 年 6 月から 2014 年 6 月までの 7 年間に，110 を超える症例に対して呼吸同期放射線治療を施行しきた．ここでは，われわれの経験を踏まえ RPM を用いた呼吸同期放射線治療を概説する．

2. RPM システムの構成（Figure 1）

・赤外線 CCD カメラ
・赤外線反射マーカー
・RPM work station
・Advantege-4D work station

3. RPM 概要

RPM システムでは，胸壁または腹壁へ設置された赤外線反射マーカーから反射された赤外線を赤外線 CCD カメラで認識し, RPM work station 上でマーカーの振幅を時間関数とすることで呼吸波形を取得することが可能である．RPM work station 上では 1 呼吸サイクルは終末吸気相から次の終末吸気相間と定義され，1 呼吸サイクルは 0-100%に割りつけられる．このとき，50%付近が終末呼気相となる．照射においては呼吸波形に任意に gating window を設定することができる．呼吸位相が gating window 設定値に一致した場合，gate 許可信号を CT シミュレータまたは照射装置へ出力する．RPM は呼吸波形を取得しながら predictive filter により呼吸波形の予測を行っており，咳嗽や吃逆等で呼吸の乱れが生じ予測呼吸波形と乖離が生じた場合，gate 許可信号は出力されない．

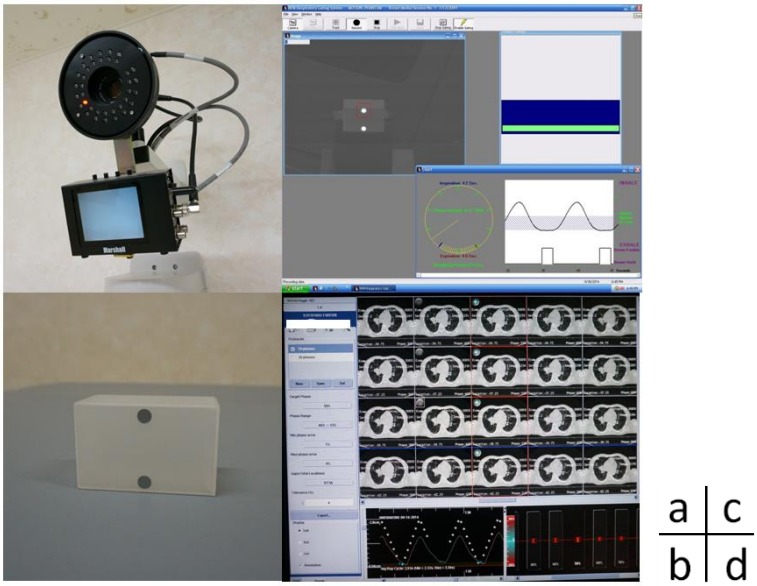


Figure 1　RPM の構成. (a) 赤外線 CCD カメラ, (b) 赤外線反射マーカー, (c) RPM work station, (d) RPM work station.

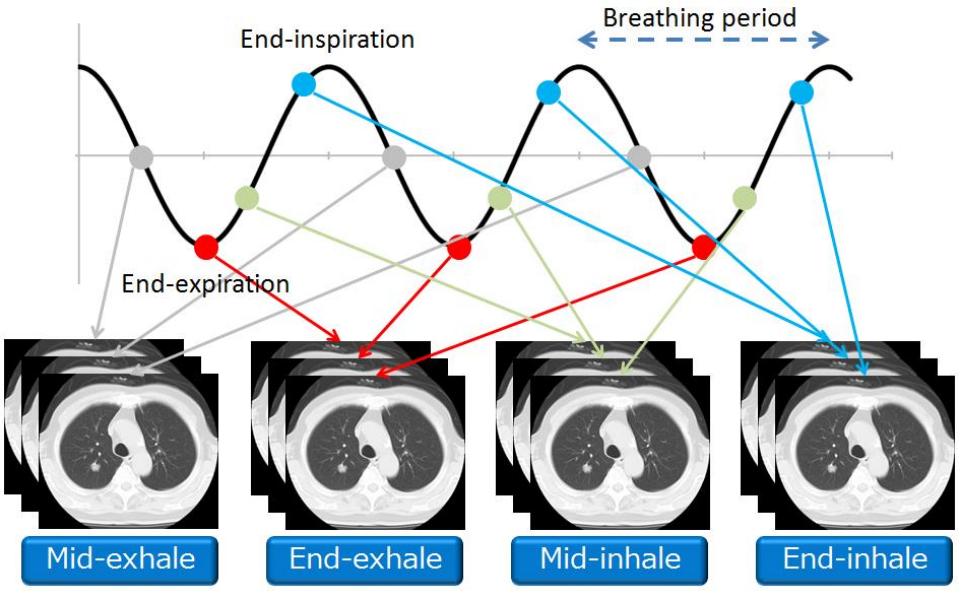


Figure 2　Advantage-4D を用いた任意断面の CT 画像を時系列に並び変える概念図.

4. 4 次元 CT (4D-CT)

呼吸同期放射線治療計画を行うにあたり，標的の呼吸性移動を CT 画像上で事前に把握する必要がある. 標的の呼吸性移動を CT 画像上でシミュレーションする方法として四次元 CT (4D-CT) がある．4D-CT とは CT 撮像と同時に呼吸波形の取得を行い，画像と呼吸位相を関連付けることで各画像を時系列に並び替え，任意の呼吸位相における画像が再構成できる技術のことである. 各断面において 1 呼吸サイクル以上の画像データを取得し, 後に呼吸位相毎に画像を並べ替える. 撮像は cine scan mode で行われるため，scan time 中に 1 呼吸サイクルが十分に含まれるよう注意する．Figure 2 に，Advantage-4D work station (GE Healthcare)を用いて任意断面の CT 画

像を時系列に並び変える概念図を示す．RPM work station および Advantage-4D work station では，1 呼吸サイクルは終末吸気相から次の終末吸気相間と定義され，1 呼吸サイクルは典型的に 0, 10, 20,...,100％の 10 位相に分割される．Advantage-4D work station を用い各位相のタイミングで撮像された画像を位相順に並べ替えることで 4D-CT データセットが得られる．4D-CT 撮像条件に関し，Mutaf ら(2)は画像再構成時間間隔と呼吸周期に依存して，また Rotation 時間が増加するにつれ標的サイズの相対誤差が大きくなることを報告している．当院では，再構成時間間隔は呼吸周期の 1/10 程度を目安に設定し, Rotation 時間は短く設定（Half scan を考慮)することで大きな標的サイズ誤差が生じることがないよう努めている．

5. 治療計画

5.1. 呼吸同期位相の選択

はじめに，どの呼吸同期位相(gating window)で照射を行うか決定する必要がある．Zhao ら(3)や Cai (4)らは終末呼気相を中心に，呼吸性移動が 5 mm になるまでの gating window を選択した．また，Jiang ら (5)は gating window は 3DCRT で通常 30-50%，IMRT では 30%以下であると紹介した．当院では，呼吸波形に応じて終末呼気相±10%程度の gating window (基本的には腫瘍がほぼ静止するタイミング)を選択している．

5.2. Contouring

5.2.1. Maximum intensity projection (MIP)画像

同期に用いる呼吸位相で MIP 画像を作成する．MIP 画像なので CT 値が不正確となり，そのまま線量計算ができない．呼吸状態や呼吸位相により，標的サイズを過大または過小評価する可能性がある(6-8)．ITV 作成の際には，IM がすでに含まれていると考えられるので，理論上 IM=0 となる．ただし，MIP 画像では CT 値が変化するため，線量計算に用いることができない．MIP 画像で contouring した後，average 画像で計算するなどの工夫が必要となる．

5.2.2. Average 画像

平均画像なので線量分布の計算には使用できるが，存在確率密度に依存した平均画像になる．そのため腫瘍辺縁は不鮮明である場合が多い．

5.2.3. 任意の呼吸位相(e.g. 終末呼気相)画像を抽出

終末呼気相を選択すれば腫瘍はほぼ静止状態なので，アーチファクトの少ない状態で contouring 可能である. この場合, gating window 内の IM を加えて ITV を作成することとなる．われわれはモーションファントムを用いた研究において，gating window と最大腫瘍移動距離から IM を計算する方法を報告した(8). IM は最低でも, 最大腫瘍移動距離が 20 mm までは 2.0 mm, 20-30 mm までは 3.0 mm 程度は必要であると考えている．

6. 呼吸同期照射

Figure 3 に呼吸同期照射時の手順を示す．RPM を用いた呼吸同期照射には Amplitude mode と Phase mode の 2 つのモードが用意されている．Amplitude mode(Figure 4a)は赤外線反射マーカーが特定位置に来た時に照射するもので，呼吸周期に影響されないが，波形のベースラインシフトが生じた場合は治療計画時と異なるタイミングで照射される可能性がある．一方，Phase mode(Figure 4b)は呼吸位相に同期させ照射するもので，波形のベースラインシフトに影響されず照射を続けられるが，位相シフトが生じた場合，異なる位相で照射される可能性がある．

Figure 3　呼吸同期照射の手順.

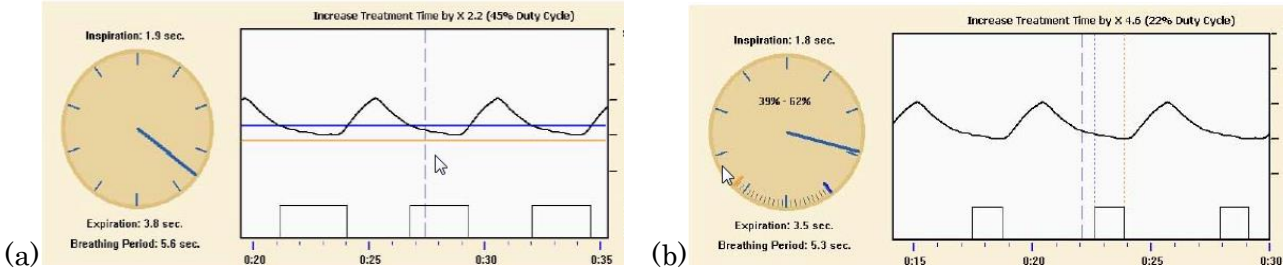


Figure 4　(a) amplitude mode, (b) phase mode.

6.1. 赤外線反射マーカー設置

患者セットアップ後，患者体表に赤外線反射マーカーを設置する．この時，腹壁または胸壁の最大振幅付近に赤外線反射マーカーを再現性よく設置し，テープ等で固定しておくことが望ましい．Figure 5 に示すように赤外線反射マーカーの位置ズレや角度ズレが生じた場合，呼吸波形のベースライン位置や，振幅の大きさ等が変化する可能性があるためである．

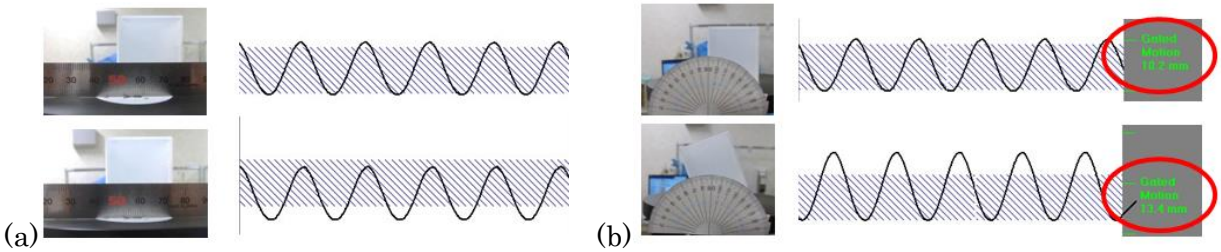


Figure 5 赤外線反射マーカーのズレと呼吸波形の変化（a）位置ズレ, (b)角度ズレ.

6.2. IGRT

RPM を使用した呼吸同期放射線治療のリスクとして，体外に設置された赤外線反射マーカーと体内標的の位置が一致しない可能性が指摘されている(9)．したがって，照射前には On-borad imager (OBI, Varian medical systems)と RPM を組み合わせ，呼吸同期下で取得された kV 画像

で matching を行い，呼吸波形と標的の位置関係を把握する必要がある．Figure　6a は自由呼吸下 kV 画像であるが，照射位置より標的位置がズレており照射タイミングと標的位置関係は不明である．Figure 6b の呼吸同期下 kV 画像では，照射位置に標的が来ていることが明らかであり，照射タイミングが適切であることがわかる．

さらに照射中には可能な限り EPID を用いて，標的位置を目視によりリアルタイム監視し照射中の位置ズレが生じないか確認する．これまでの経験から，照射中の標的位置変動は平均 0.5mm，標準偏差 0.6 mm 程度であり，精度よく照射が行えていると考えている．

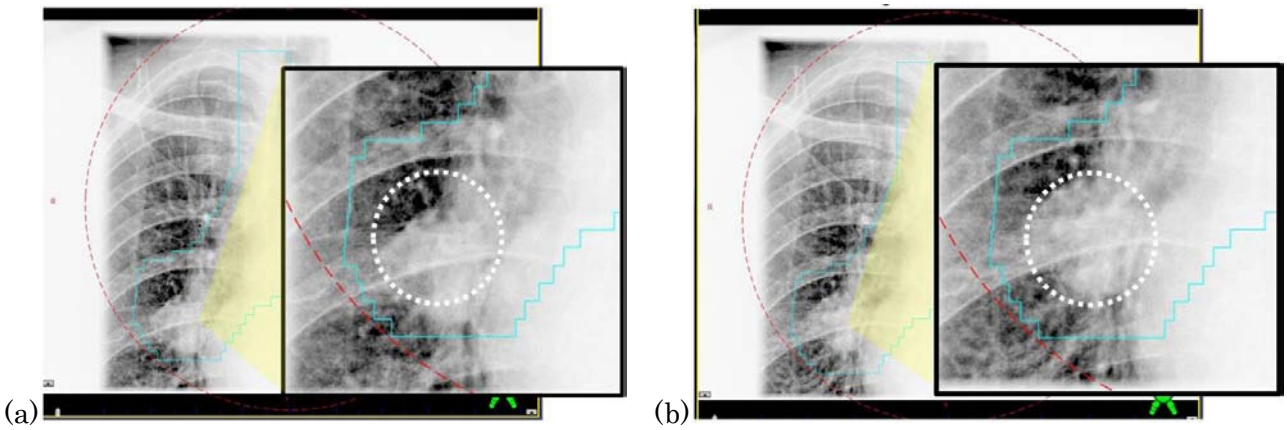


Figure 6　OBI を用いた 2D matching (a)自由呼吸下 kV 画像, (b)RPM を用いた呼吸同期下 kV 画像.

7. 品質管理

呼吸同期放射線治療では低 MU が繰り返し照射されることが多い．したがって特に低 MU 照射時の特性を把握し管理することが重要となる．低 MU の直線性・再現性について，RPM で規定される照射時間が短いほど大きな線量誤差が生じることが確認されている（Figure 7）．Gating window を狭く設定することにより照射の定位性があがるが，線量安定性は担保されなくなるため，適切な gating window の設定が望まれる．低 MU の平坦度・対称性について，RPM を使用せず低 MU を照射した場合に数%の変化が見られた(Figure 8)．これは，Clinac-iX(Varian medical systems)等で採用されているグリッド電極付き 3 極管電子銃とダイナミック制御の特性である．呼吸同期放射線治療の 1 つの方法として，RPM で呼吸波形を監視しながら，手動でビームの ON/OFF を行い照射する方法も考えられるが，上記理由からこのような方法の採用の際には十分な検討が必要と考えられる．また，動体ファントムを使用し，選択した gating window での呼吸同期下の線量プロファイルが，静止時と同程度であることを確認する必要がある(Figure 9)．

呼吸同期放射線治療において，上記の物理的品質管理のみならず，あわせて医学的品質管理を行うことも重要である．われわれは 2007 年 7 月から 2011 年 3 月に肺腫瘍に対し呼吸同期定位放射線治療を実施した 35 症例 / 38 病変について，局所制御率を検討した．経過観察期間は中央値 23 か月(6－57 か月)で，局所再発は 35 症例中 2 症例，1 年局所再発率は 96.7%，2 年局所再発率は 92.3%であった(Figure 10)．また，grade 2 以上の放射線肺臓炎は 10.5%で，grade 4 の放射線肺臓炎は見られなかった．この結果は，過去の報告と同程度であり当院では安全に呼吸同期放射線治療が行われていることが示唆された．

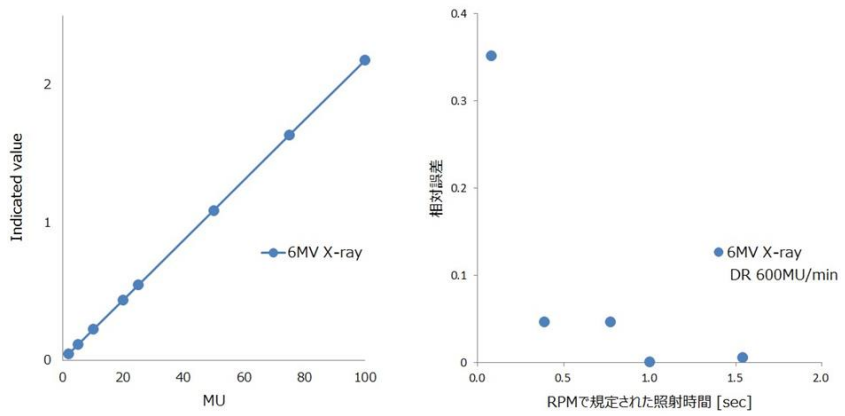


Figure 7　低 MU 線量直線性.

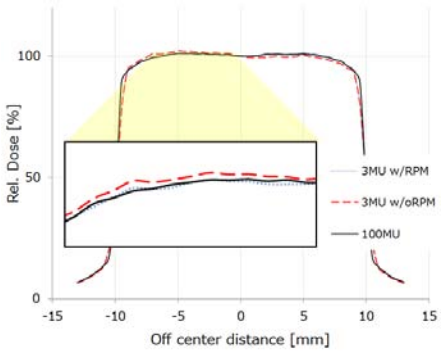


Figure 8　低 MU 線量プロファイル.

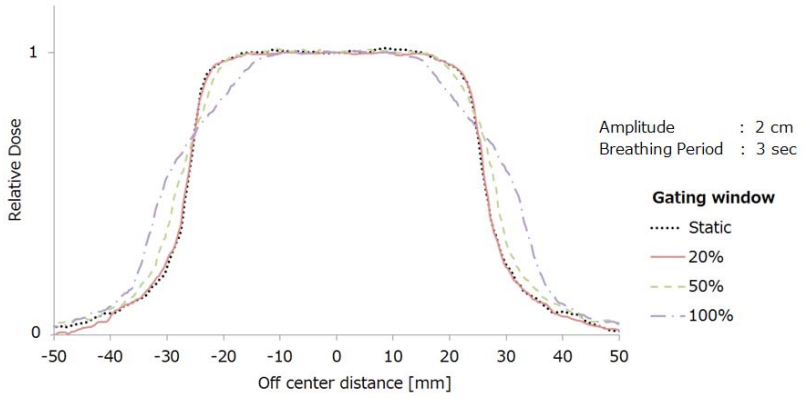


Figure 9　呼吸同期下の線量プロファイル

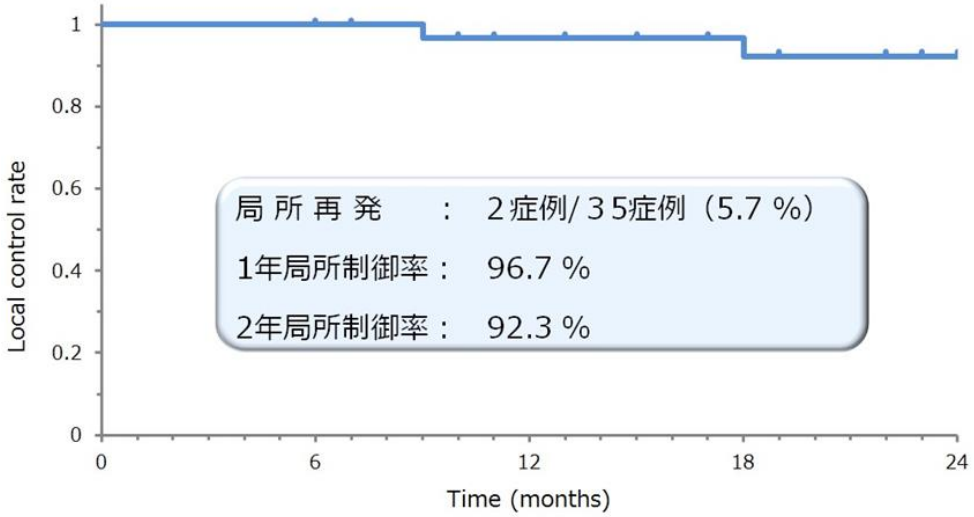


Figure 10　当院における肺腫瘍に対する呼吸同期放射線治療時の局所制御率

8. まとめ

RPM を用いた呼吸同期放射線治療を概説した．この方法は呼吸性移動を伴う腫瘍において，非同期照射に比べて非侵襲的に PTV を縮小することが可能であり，特に体幹部定位放射線治療

では有効である．しかし，呼吸同期照射では 4D-CT を用いるので，通常の放射線治療計画と異なる部分があり注意が必要である．また，体表に設置された赤外線反射マーカーと標的の位置関係は位相ズレ等により一致しない可能性があるため患者毎に，また照射毎に検討しなければならない．RPM を用いた呼吸同期放射線治療の導入にあたっては，各施設において十分に検証する必要がある．

参考文献

1. Wambersie A, Landberg T. International commission on radiation units and measurements report 62 prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). In: International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda: MD.
2. Mutaf YD, Brinkmann DH. An investigation of temporal resolution parameters in cine-mode four-dimensional computed tomography acquisition. J Appl Clin Med Phys. 2008; 9(4): 2819.
3. Zhao B, Yang Y, Li T *et al.* Image-guided respiratory-gated lung stereotactic body radiotherapy: which target definition is optimal? Med Phys. 2009; 36(6): 2248-57.
4. Cai J, McLawhorn R, Read PW *et al.* Effects of breathing variation on gating window internal target volume in respiratory gated radiation therapy. Med Phys. 2010; 37(8): 3927-34.
5. Jiang SB. Technical aspects of image-guided respiration-gated radiation therapy. Med Dosim. 2006; 31(2): 141-51.
6. Park K, Huang L, Gagne H *et al.* Do maximum intensity projection images truly capture tumor motion? Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009; 73(2): 618-25.
7. Ram TS, Ravindran PB, Viswanathan FR *et al.* Extracranial doses in stereotactic and conventional radiotherapy for pituitary adenomas. J Appl Clin Med Phys. 2006; 7(2): 96-100.
8. Yaegashi Y, Tateoka K, Nakazawa T *et al.* Analysis of the optimum internal margin for respiratory-gated radiotherapy using end-expiratory phase assessments using a motion phantom. J Appl Clin Med Phys. 2012; 13(2): 3715
9. Malinowski K, McAvoy TJ, George R *et al.* Incidence of changes in respiration-induced tumor motion and its relationship with respiratory surrogates during individual treatment fractions. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012; 82(5): 1665-73.

第69回放射線治療分科会（札幌）　シンポジウム
「放射線治療における呼吸性移動対策」

4.　新たな動体追跡システムSyncTraXの使用経験

北海道大学病院　堀田賢治

１．はじめに

病巣や臓器の呼吸性移動対策，すなわちInternal Margin（以下IM）を縮小するための対策は，体幹部定位放射線照射の定義を満たすべき照射方法としての必要な対策として挙げられている．また，治療計画における計画標的体積（以下PTV）は臨床標的体積（CTV）にIMを加えた内的標的体積（ITV）に，Set-up Margin（以下SM）を加えたものとして設定される．このためIMの縮小はPTVの縮小につながり，呼吸性移動の把握と対策は体幹部定位放射線治療の実施において重要な用件となり，種々の方法が実施されている．

一方，SMは骨格に対する相対的な位置座標として評価され，その値は±5 mm以内とされているが，IMすなわち呼吸抑制についての明確な許容値は示されていないのが現状である．

２．動体追跡照射（Real-time Tumor-tracking Radiotherapy：RTRT）システム

当院における呼吸性移動対策は動体追跡法（迎撃照射）である．システムの概要をFig.1, Fig.2に示す．あらかじめ腫瘍近傍に金マーカを留置し，自然呼気相にて撮影されたCT画像で治療計画を行い金マーカの3次元位置情報を取得する．毎回の治療時には2方向からのX線透視画像で金マーカの3次元位置情報をリアルタイムに得ることで，骨格位置に代わり自然呼気相における金マーカ位置でセットアップを行う．そして，自然呼気相のタイミングにゲート幅（通常±2 mm）を設け，0.033秒毎のX線透視パルスの間にゲート信号およびビームパルスを入れることにより，透視画像に散乱線が入ることなく，リアルタイムな金マーカの追跡が可能となっている．また，ファントム実験の一例ではゲーティング幅が±3 mm程度までは非ゲート照射と比較してほぼ同一のペナンブラとなることが示されている（Fig.3）．これにより呼吸性移動の大きい領域においても照射位置再現性を保ちつつIMを縮小させることができる．

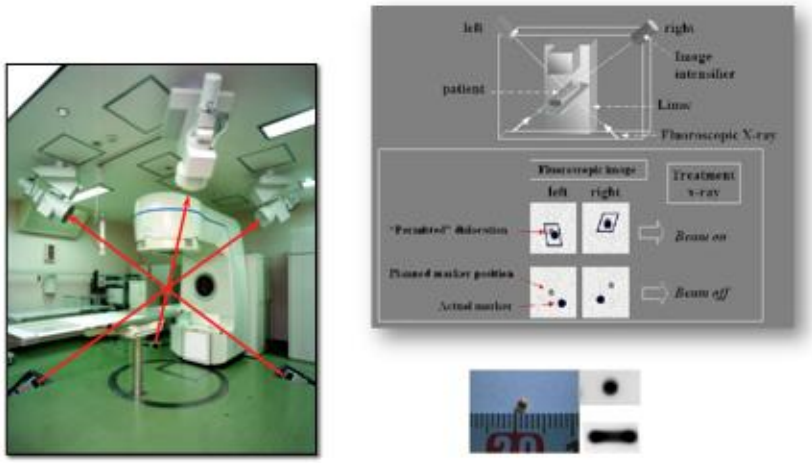


Fig.1　動体追跡照射（RTRT）システム

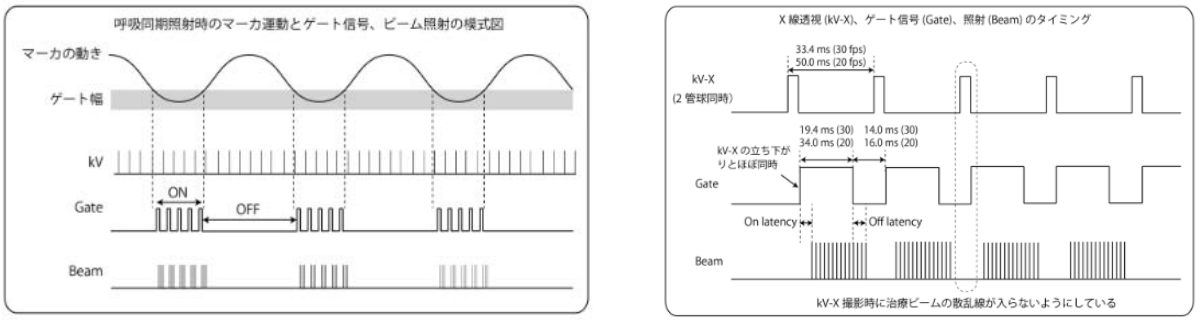


Fig.2　ゲート信号とビーム照射のタイミングの模式図

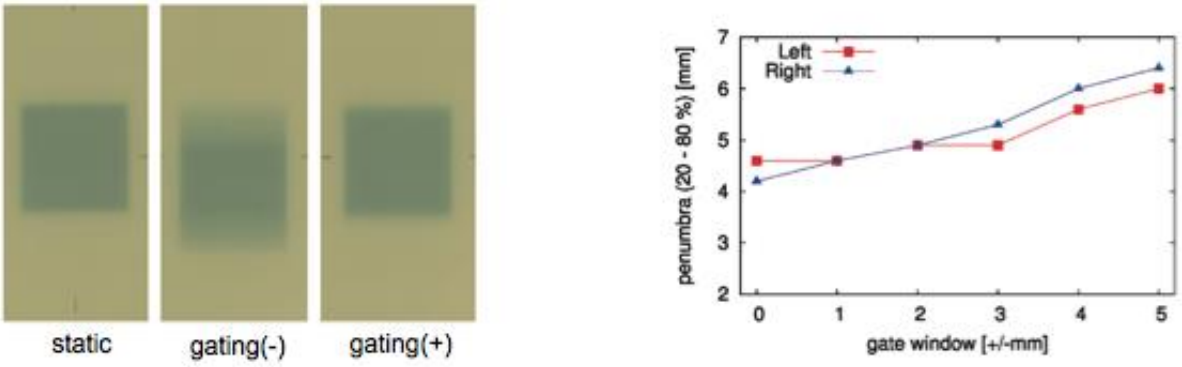


Fig.3　ゲート照射の有無による分布およびペナンブラ

３．肺領域における呼吸性移動の多様性

とりわけ肺領域では，その区域により移動長は大きく異なり，単なる直線運動のみならず３次元的に複雑な軌跡となることが知られている．また，呼吸性移動だけでなく心臓の拍動も金マーカの軌跡に影響する場合もある．RTRT システムにより得られた金マーカ移動の一例を Fig.4，Fig.5 に示す．

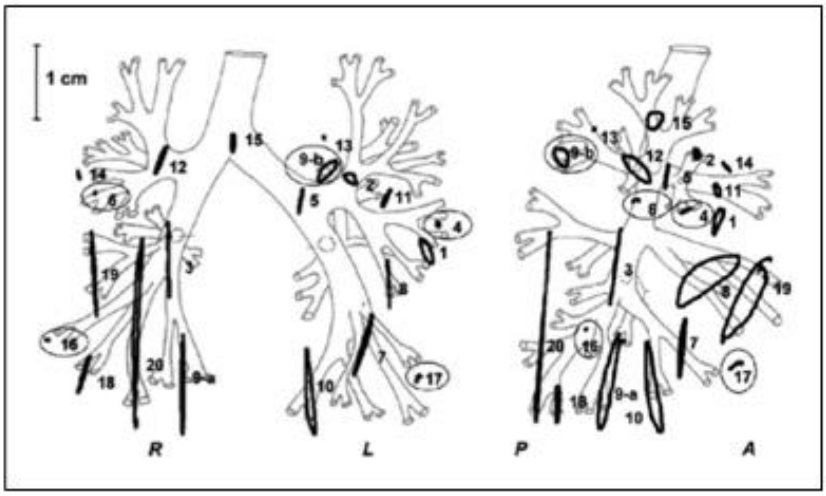


Fig.4　肺区域による金マーカ移動の模式図

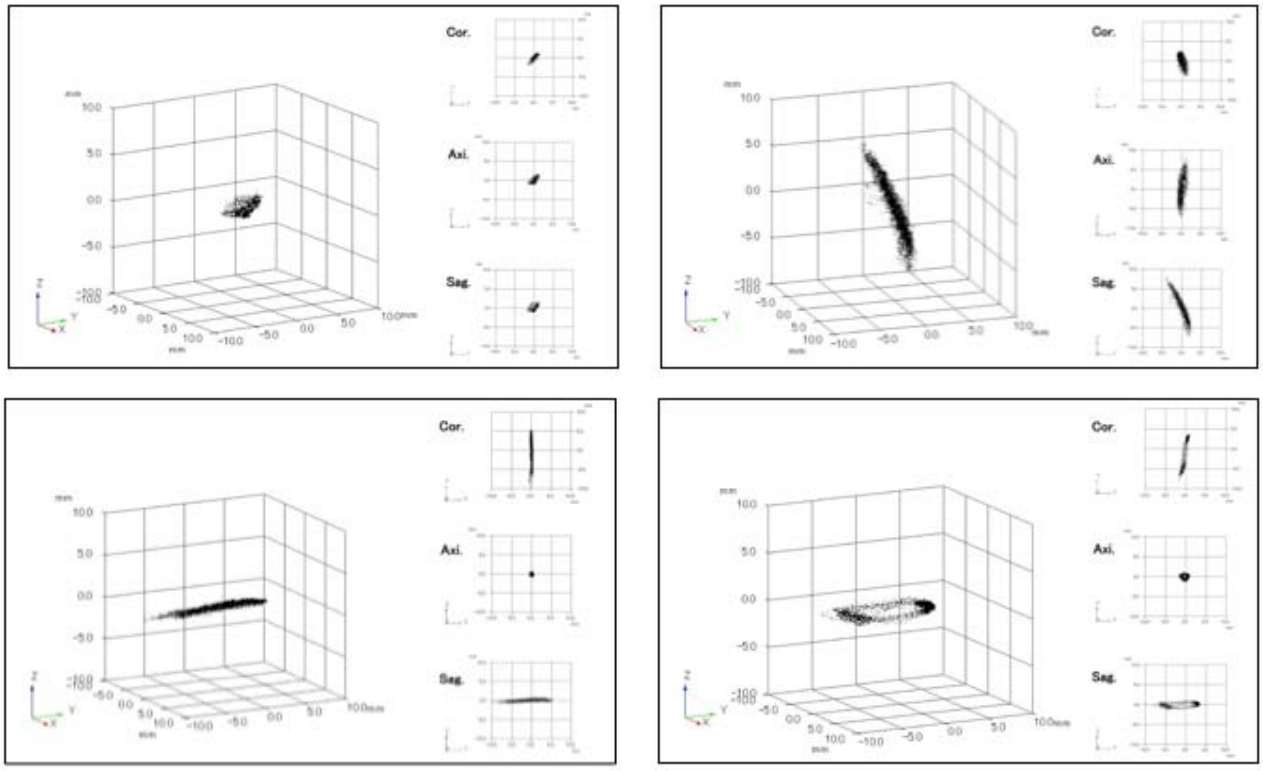


Fig.5　肺区域の違いによる金マーカ移動の例
（左上：左 S3，右上：左 S1+2，左下：左 S6，右下：S6）

４．呼吸性移動対策の定義と RTRT システムを利用した対策

ガイドラインによる呼吸性移動対策の定義は，以下の通りとなっている．

ｉ）呼吸性移動対策を行わない場合に，呼吸による３次元的な移動長が 10 mm を超える腫瘍を対象とする．

ⅱ）呼吸性移動対策により，呼吸性移動を補償するために必要な照射範囲の拡大が３次元的な各方向においてそれぞれ 5 mm 以下に低減できることを，治療計画時に確認・記録する．

ⅲ）毎回の照射直前または照射中に，上記ⅱ）で設定された照射範囲に腫瘍が含まれていることを確認・記録する．

RTRT システムでは，２方向からの X 線透視画像により 0.033 秒毎に金マーカの位置を取得することで自由呼吸下での３次元的な移動長を算出し，X・Y・Z の３軸それぞれに±2 mm のゲート幅を設定することにより照射野を縮小し，X 線透視・ゲート信号・照射のタイミングをパルス制御することにより照射中においても金マーカ位置を見失うことなくリアルタイムに把握することで，呼吸性移動対策を実現している．

５．RTRT システムの問題点

RTRT システムで使用する金マーカは，肺領域の場合，内視鏡的に腫瘍近傍の気管支に埋め込まれる．そのため，治療計画 CT 撮影時および治療期間中に金マーカの脱落や位置ずれが生じる可能性がある．通常，あらかじめ３～４個留置するため代替可能であるが，場合により治療計画の立て直しも考慮される．さらに，X 線透視画像の視野が限られているため，腫瘍から離れた位置に金マーカが留置された場合，視野外となり使用できないこともある（Fig.6）．

また，RTRT システムを利用した体幹部定位放射線治療は，前述の通り自然呼気相での照射となるため，治療時間が通常のそれより長くなるのが常である．そのため，時間経過による呼

吸状態の変化や体動による再セットアップがしばしば発生する（Fig.7）.

そして，X 線透視条件にも上限があるため，体厚や骨格情報により金マーカが正しく認識されず，ゲート信号の発生の妨げとなる場合もある.

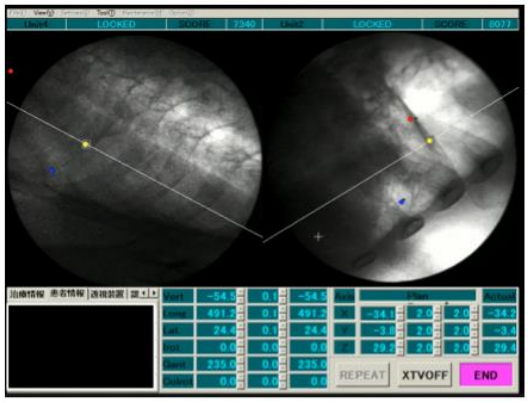


Fig.6　金マーカが視野外にある例

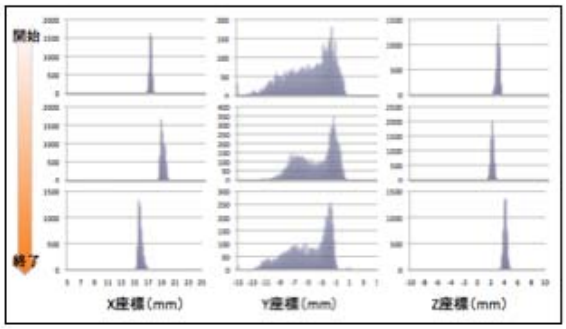


Fig.7　時間経過による金マーカ位置の変位

６．新たな動体追跡システム SyncTraX について

当院では，島津製作所が開発した新たな動体追跡システム SyncTraX を導入し，臨床使用を開始した．SyncTraX では既存の RTRT システムの基本的性能を組み入れた上で，前述の問題点に対する改善を施している．その代表的な例を挙げる.

ｉ）カラーI.I.の採用

SyncTraX では，X 線撮像機器として医療用途では初めてとなるカラーI.I.を採用している．従来のモノクロタイプはカラーI.I.の G 成分に相当する．カラーI.I.ではさらに R 成分で高密度領域（骨や心臓など），B 成分で低密度領域（肺など）を認識可能となり，広いダイナミックレンジを実現している（Fig.8）．すなわち，より最適な X 線透視条件で金マーカを捉えることが可能となり，被ばく低減にも寄与することとなる.

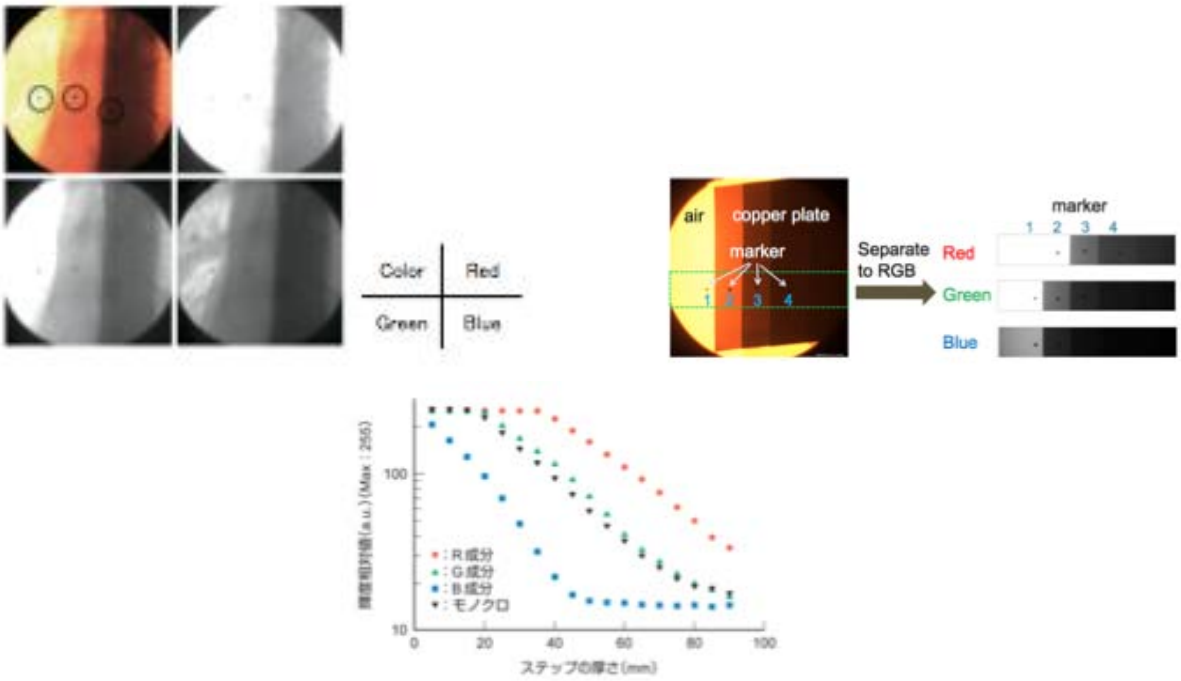


Fig.8　カラーI.I.の入出力特性および RGB 成分での画像例

ⅱ）複数マーカの同時追跡（実験段階であり臨床では未使用）

従来の RTRT システムでは，X 線画像内の１つのマーカでのみ追跡であり，その位置補正は X・Y・Z 軸の並進移動のみでθ・φ・ψ軸の回転補正はできない．このため，腫瘍から距離のある金マーカの場合，アイソセンタ位置や他の金マーカとの位置関係が治療体位や呼吸状態により必ずしも治療計画時と一致しない場合がある．SyncTraX では治療時に複数マーカを同時追跡する機能を有するため，治療中においても６軸での位置補正と監視が可能となる．

ⅲ）X 線管球と I.I.の平行移動機能（実験段階であり臨床では未使用）

前述の通り，X 線透視画像の視野に限りがあるため腫瘍から離れた金マーカは使用できないことがある．SyncTraX では X 線管球と I.I.を頭尾方向へ平行移動する機能を有している．これにより，視野外の金マーカも利用することができ，腫瘍から離れた位置にしか手技上留置できなかった場合や，脱落時の対応もより柔軟となる．また，複数マーカでのセットアップや同時追跡機能を併用することで，さらに精度良く位置補正が可能となる．

ⅳ）金マーカ移動距離の計算機能

従来の RTRT システムでは，金マーカの移動距離はログ情報から X・Y・Z 軸それぞれの移動長を算出し，３次元的に別計算する必要があった．SyncTraX ではソフトウェア内に金マーカ移動情報をグラフ化し，治療中の任意の時間範囲での移動距離を自動で計算する機能を実装している（Fig.9）．

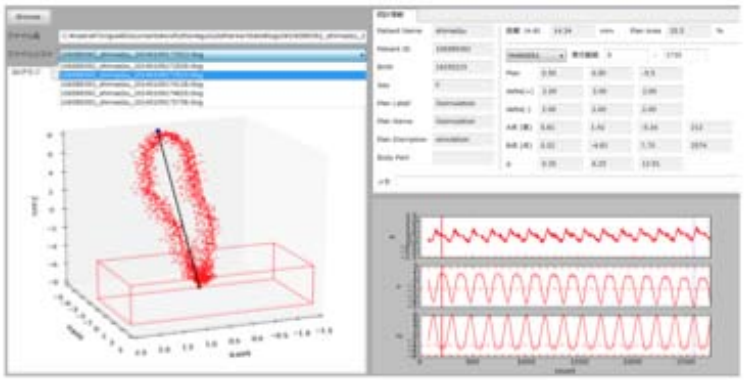


Fig.9　SyncTraX における金マーカ移動距離の計算機能画面

７．結語

当院では体内に留置された金マーカを利用した動体追跡法（迎撃照射）により，治療時や治療中のターゲット位置を金マーカ＝腫瘍位置とし，リアルタイムにその位置を把握することで呼吸性移動対策を実現している．しかし一方で，X 線透視と金マーカを使用する点や機械的性能上で特有の問題点があることも示した．

呼吸性移動対策は，体幹部定位放射線治療を行う場合に必須の条件となる．特に肺領域は腫瘍位置により呼吸性移動が多様であり，単なる骨格情報や体表面マーカでは肺内の腫瘍の動きを正確に捉えきれていない可能性もある．体表面と内部の位置の整合性や時間的な位置変化をどの情報でどの程度まで保証できるか，機械的・人員的・時間的制約や要求される精度の現状を確認した上で実施する必要があると思われる．

5. Synchrony System を用いた動体追尾照射

横浜サイバーナイフセンター　井上光広

肺がんや肝臓がんなど呼吸性移動のある腫瘍に対し，CyberKnife では Synchrony 呼吸追尾システム(Synchrony)を用いた動体追尾照射にて治療を行う．

Synchrony は，体表と腫瘍（腫瘍近傍の金マーカ）の動きに相関モデルを構築する．また，体表の位置認識からロボットが動作するまでに 115 msec の時間差があるため，115 msec 先の体表の位置を予測するモデルも構築する．治療中は体表位置より相関モデルと予測モデルを利用して追尾照射を行う(1-3)．以下に Synchrony による治療の流れを示す．

治療の数日～数週間前に腫瘍位置が X 線画像上で認識出来るように，腫瘍内あるいは腫瘍近傍に金マーカを 1～4 個留置する．最近では腫瘍の大きさや位置によるが，腫瘍自体を認識する Xsight Lung と呼ばれるトラッキング方法での治療も行われるようになっており，この場合，金マーカは不要である．

体表の動きを検出する為に LED マーカを体表に取り付け，Fig.1(左)の右上に示す Synchrony camera によって LED マーカの位置をリアルタイム（約 30 Hz）で収集し，体表の動きを検出している．右下は Synchrony camera によって得られた体表の動き(呼吸波形)を示す． CyberKnife の治療室には天井に 2 台の X 線管球と治療寝台の下にフラットパネルが 2 台設置されており，2 方向からの画像を取得する事で 3 次元的な位置を認識可能となっている．Synchrony camera によって体表の動きを監視し，異なる位相のタイミングで X 線画像を取得する（Fig.1(右)）．各位相で得られた X 線画像から腫瘍（金マーカ）位置を同定し，そのときの体表位置と関連づけをして両者の相関モデルを作成する．治療中は相関モデルを用い，体表位置より腫瘍位置を予測し追尾照射を行う．治療中は定期的に X 線撮影を行い，相関モデルを更新する事で呼吸のベースラインシフトなどの影響を受けにくくしている．

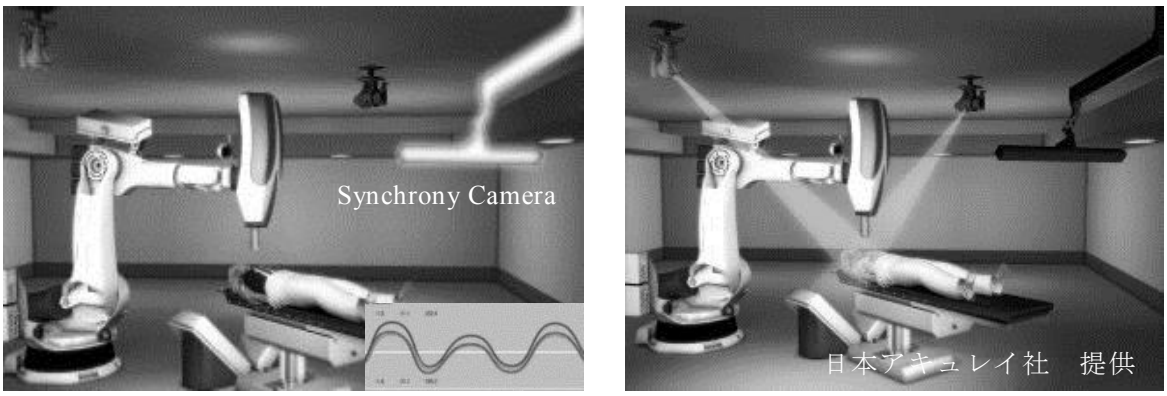


Fig.1 (左)：Synchrony camera で体表の LED マーカをリアルタイムに監視
(右)：フラットパネルの画像より金マーカの位置を取得する

Synchrony で治療を行う際に注意すべき主な誤差要因として，金マーカを利用する場合には腫

瘍と金マーカの移動の一致性，金マーカを用いない場合は腫瘍の認識精度がある．Fig.2 に腫瘍と金マーカの動きに大きな差が生じた例を示す（移動方向は頭尾方向のみ示している）．腫瘍位置は下葉で，腫瘍と 2 cm 以内の距離に 3 つの金マーカが留置されていた．金マーカ 1, 2 は腫瘍の動きとまずまずの一致性を示しているが，金マーカ 3 では腫瘍との動きに最大で 10 mm 近い差が観察された．このような金マーカを用いて治療した場合には照射位置誤差が大きくなってしまうので，治療前に両者の動きの一致性を確認し，このように動きの一致性の悪い金マーカは認識での使用を控えるようにしなければならない．

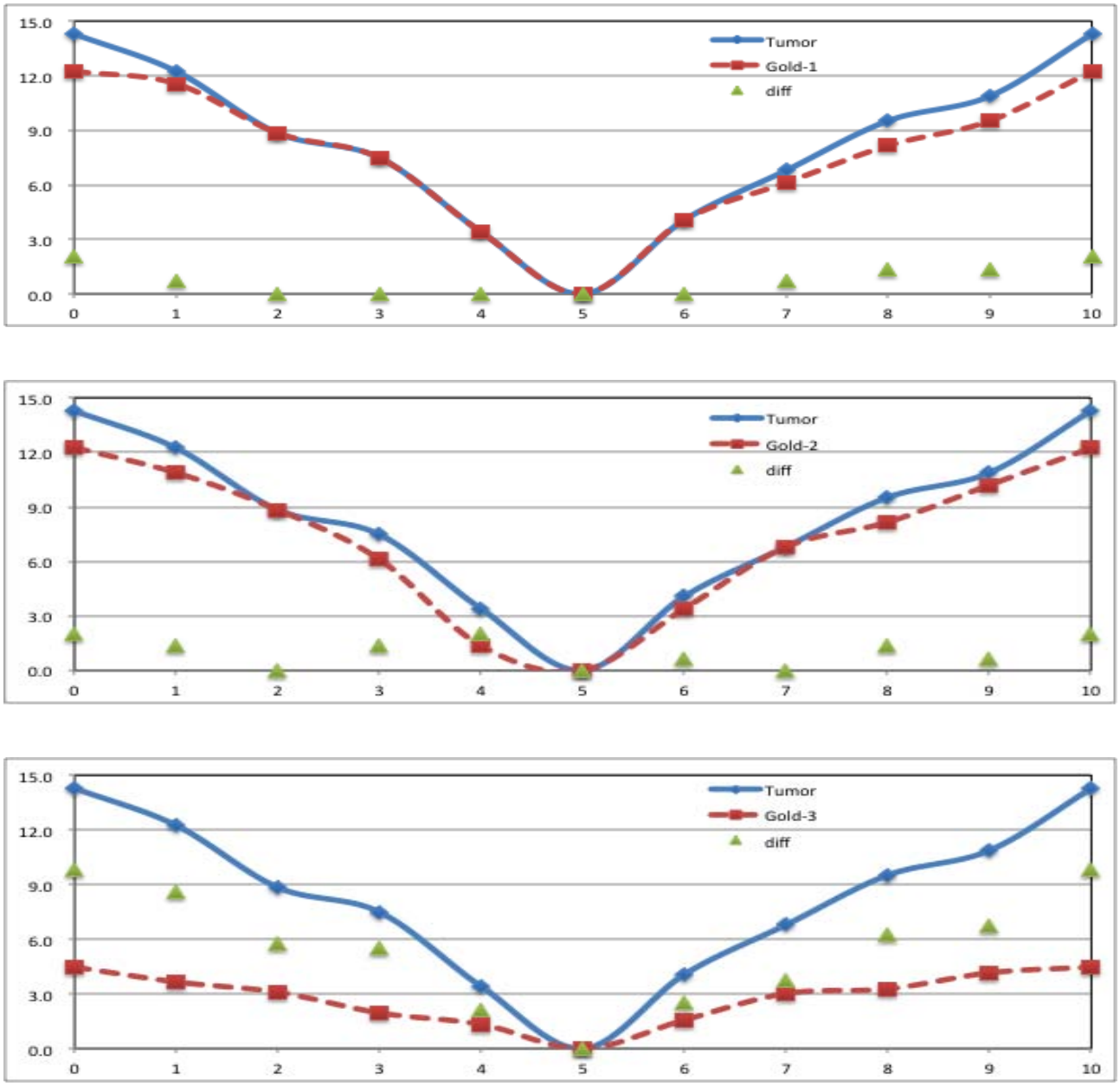


Fig.2 上段：金マーカ 1，中段：金マーカ 2，下段：金マーカ 3：横軸は呼吸位相を表し，縦軸は位置 (mm)を表す．治療計画用の CT を終末呼気で撮影するため，終末呼気で正規化している．実線が腫瘍の動き, 破線が金マーカの動き, 三角が両者の差を示していて, 金マーカ 3 では最大で 10 mm 近くの差が観察された

金マーカを用いない場合は腫瘍の認識精度に関して，治療前に実際に患者をセットアップし幾つかの呼吸位相で画像を取得し，装置によって位置認識が正しく行われるかを確認しておくことが望ましい．この時に腫瘍が認識できない，あるいは誤差をもった認識をしてしまう場合には，金マーカの留置などを考慮する必要がある．

また，CyberKnife の動体追尾照射では，相関モデルを用いた予測照射を行うため，不規則な呼吸の患者，体表と腫瘍の動きに時間差があるような患者では照射誤差が大きくなる場合がある．我々が行った 23 例の検討において，95%以上の確率で腫瘍を追尾できる動体追尾照射の精度の中央値は 1.5 mm であったが，呼吸の振幅が不規則なことに加え無呼吸状態になることもある患者の精度は 3.5 mm となり，患者の呼吸状態によって精度が影響を受けることが示唆されている(4).

CyberKnife の Synchrony を用いた動体追尾照射では，腫瘍の動きを追尾しながら連続的に照射を行う．そのため，患者は治療中に呼吸停止する必要はなく通常の呼吸をしたまま治療を行えると同時に，呼吸などによる臨床標的体積(CTV; Clinical Target Volume)の動きをカバーする為のインターナルマージン(IM; Internal Margin)を小さくすることが出来る．これにより，従来の照射方法と比較し周辺臓器への線量を抑えられ，結果的に副作用の減少が期待できる．一方で，安全に治療するためには，上記のように腫瘍と金マーカの移動の一致性，金マーカを用いない場合は腫瘍の認識精度などを治療前に確認を慎重に行う必要がある．さらに可能であれば治療前に患者ごとの精度検証を行い，適切なマージンを検討することが望ましいと考える．

参考文献

1. van der Voort van Zyp, N. C., Prevost, J. B., Hoogeman, M. S., Praag, J., van der Holt, B., Levendag, P. C., van Klaveren, R. J., Pattynama, P., and Nuyttens, J. J. (2009), Stereotactic radiotherapy with real-time tumor tracking for non-small cell lung cancer: clinical outcome, *Radiother Oncol, 91*(3), 296-300.

2. Hoogeman, M., Prevost, J. B., Nuyttens, J., Poll, J., Levendag, P., and Heijmen, B. (2009), Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the cyberknife: assessment by analysis of log files, *Int J Radiat Oncol Biol Phys, 74*(1), 297-303.

3. Pepin, E. W., Wu, H., Zhang, Y., and Lord, B. (2011), Correlation and prediction uncertainties in the cyberknife synchrony respiratory tracking system, *Med Phys, 38*(7), 4036-4044.

4. Inoue M, Shiomi H, Iwata H, et al. Development of system using beam's eye view images to measure respiratory motion tracking errors in image-guided robotic radiosurgery system. *J Appl Clin Med Phys*. In press.

6.　駒込病院における動体追尾照射の照射実績

がん・感染症センター都立駒込病院　木藤哲史

はじめに

動体追尾照射は，患者の生理的運動（多くは呼吸性）を伴う腫瘍あるいは体内基準マーカに対して治療線束を追従させることで，ビームを停止させること無く照射する技術である．がん・感染症センター都立駒込病院では，2013 年 3 月より三菱重工社製 Vero4DRT(以下、VERO)による肺がんの動体追尾定位放射線治療（以下，DT-SBRT）を開始し，2014 年 8 月現在で 12 例実施した．動体追尾照射は，通常照射に比べて呼吸性移動に必要な internal margin（IM）が減少し，呼吸同期照射に比べて照射時間を短縮させられる利点がある．但し，動体追尾照射はその精度検証が極めて重要であり，検証結果を臨床（すなわち追尾のためのマージン）に反映できるような実施体制を施設で構築しなければならない．また，呼吸性移動は患者個々で変わり，装置の追従精度もそれに伴って変化する．本報告では，当院における DT-SBRT のワークフローと技術的な課題について述べる．

VERO を用いた DT-SBRT

VERO は京都大学，先端医療センター，三菱重工によって共同開発された動体追尾照射に対応した高精度放射線治療装置である [1-7]．Fig.1 に示すように，まず毎回の治療前に患者の上腹部に設置した赤外線体表マーカ（以下，体表マーカ）と 2 方向 X 線連続透視によって同定した体内 X 線不透過の金マーカ（以下，基準マーカ）との相関（以下，4 次元相関モデル）を得る．実治療時は，体表マーカの動きに基づきジンバル機構により照射ヘッドが標的を追従する．追尾の精度は 4 次元相関モデルの精度，ジンバル機構の追従精度，患者呼吸のベースラインシフトによる影響等に分けることができる．4 次元相関モデルの精度は追尾照射アプリケーション上に表示され，患者呼吸のベースラインシフトは IR マーカの時系列グラフを見ることで確認できる．一方，ジンバル機構の追従精度の確認については追尾ログを統計的に解析する必要があるが，有効なアプリケーションがないのが難点である．

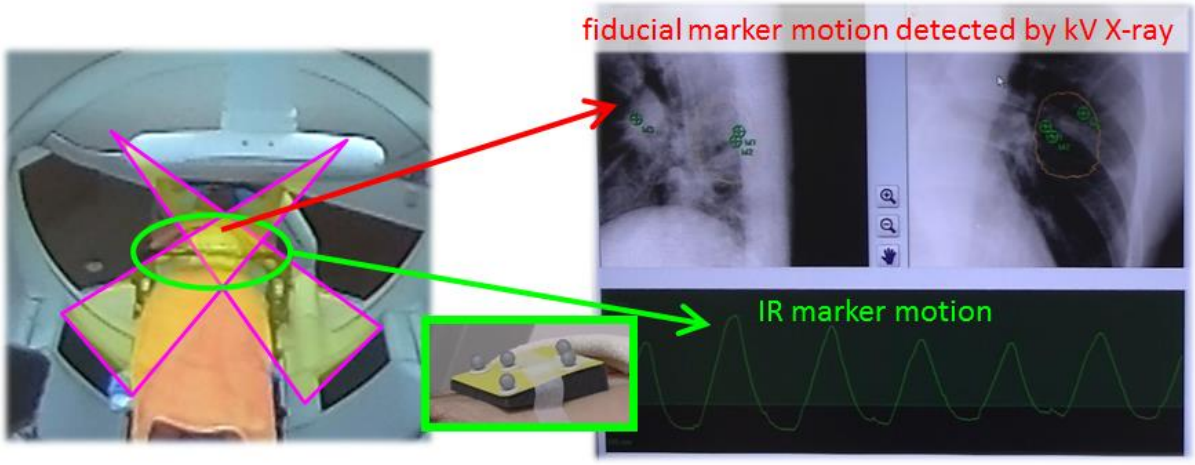


Fig.1 schematic view of VERO tracking system. Left picture shows overview of patient

positioning. Right upper picture shows the detected fiducial markers by 2-dicrectional kV X-ray. Right under picture shows the continues motion of the gravity center of infra-red(IR) markers detected by IR camera system.

治療計画 CT

当院では，患者の追尾照射適応を判断するために，医師の IC 直後に 4DCT を撮影している．4DCT にて呼吸が安定しており，呼吸性移動対策ガイドライン [8]の基準に則って呼吸性移動が 10 mm を超えれば動体追尾照射適応と判断し，基準マーカ（Olympus 社製金マーカ）留置術を呼吸器内科へ依頼する．基準マーカ留置術中は，呼吸器内科医だけでなく放射線治療医と医学物理士が立会い，基準マーカ留置箇所を検討しながら術式を進め，マーカ脱落リスク低減や追尾精度の向上に努めている．

基準マーカを留置して数日間は，その位置の変位や脱落があるため，マーカを留置して 1 週間以上経った後に治療計画 CT を撮影する．患者固定は吸引式体位固定具（CIVCO 社製 VacLoc）を用い，呼吸抑制のための固定具は用いない．当院の SBRT のための治療計画 CT は，静的 SBRT（以下，ST-SBRT）と DT-SBRT の両方で共通のプロトコルを使用している．治療計画 CT の撮像プロトコルでは，まず呼吸同期システム（安西メディカル）を用いた呼吸同期ノンヘリカル撮影（自然呼気）で治療計画用の CT を取得する．次に腫瘍の内的呼吸性変動，基準マーカ，及び上腹部表面に設置した体表マーカの相関を評価するため，4D ヘリカル CT（以下，4DCT）をこれらの周辺に限定して撮像する．Fig.2 にそれらの相関の例を示す．基準マーカと標的との相対的な位置の違いについてはマージンで補償する必要がある．一方，体表マーカと基準マーカとの相関については，４次元相関モデルを生成することでかなり補償されるが，これらの位相が大きく異なっていた場合は４次元相関モデルの生成が困難になる．最後に治療計画 CT と 4DCT が妥当であったかを確認するため，患者への指示の下で呼気息止め CT と吸気息止め CT を撮像する．

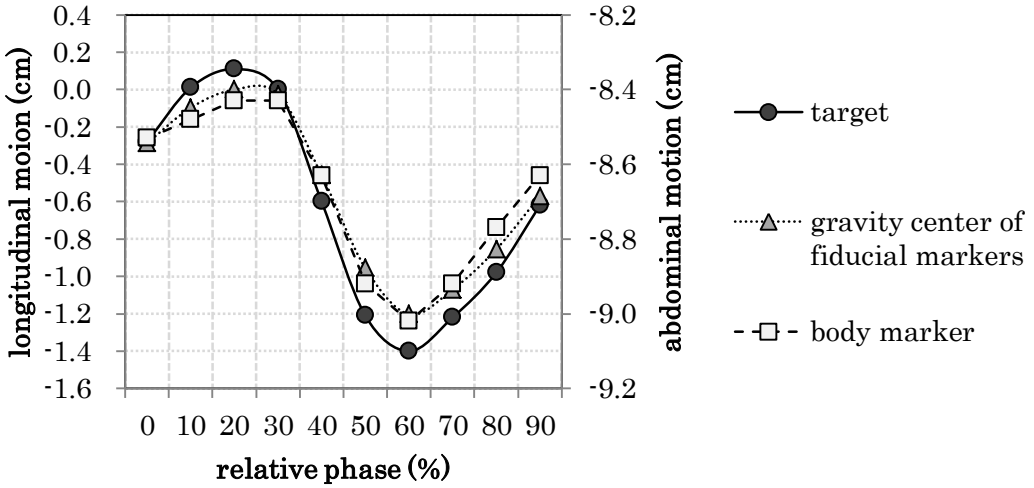


Fig.2 Motion Correlations between target, gravity center of fiducial markers and body marker for longitudinal direction. Solid line;target, dotted line;gravity center of fiducial markers, broken line; body marker.

治療計画

当院では，IM は 4DCT を解析することで得られる基準マーカと標的との相対的な位置の変位を補償するために必要なマージンと定義している．まず，MIM（MIM 社）にて各位相で GTV と

基準マーカを輪郭描出し，それらの重心を求めた．次に基準マーカの重心を基準としたときのGTV 中心の相対座標を算出し、全位相について左右、腹背、頭尾の平均値（Av_{IM}）標準偏差（σ_{IM}）を求めた．標本値の分布を正規分布と仮定し，その信頼区間を 95%以上とするために，

$$\mathrm{IM} = |Av_{IM}| + 2 \cdot \sigma_{IM}$$

と定義した．厳密には平均値分だけどちらかに偏ることになるが，安全側に考慮し，各軸について上式で得られた値を対称に採用した. 実施した 12 症例では, 左右 0.4-2.9 mm, 腹背 0.5-2.6 mm, 頭尾 1.0-6.0 mm と算出された.

一方，SM は追尾精度を含めた装置・プロトコルから生じるエラーを補償するためのマージンと定義した．すなわち，輪郭描出の精度，IGRT の精度，４次元相関モデルの精度，ジンバルの追尾精度等である．４次元相関モデルとジンバル追尾精度については，Mukumoto ら [5-7]が報告している値を参考にして決定した. 各精度評価項目について計測できないものについては, Guide to the Expression of Uncertainty of Measurement（以下，GUM）[9]における Type B の評価法を参考にし，

$$\mathrm{SM} = |\Sigma_{SM}| + 2 \cdot \sigma_{SM}$$

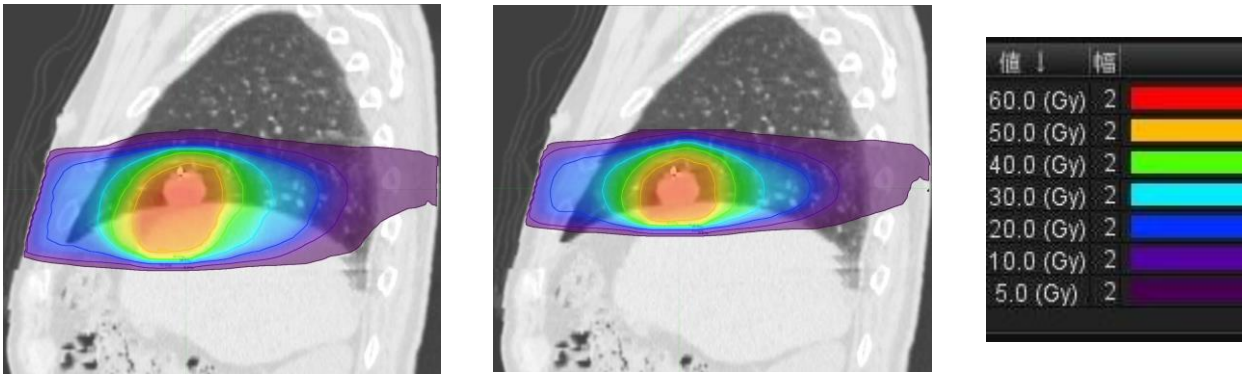
と定義した．ここで，Σ_{SM}は各精度評価で得られる偏りの絶対値の和，σ_{IM}はその合成不確かさである．SM に分類される全ての精度管理項目が照射装置の精度か文献値が基になっているため，実施した 12 症例全てで同じ値となり，左右 5.0 mm，腹背 5.0 mm，頭尾 6.0 mm と算出された．

また，GUM の概念に従い GTV から PTV へ必要な total margin は，

$$\text{total margin} = |Av_{IM}| + |\Sigma_{SM}| + 2 \cdot \sqrt{\sigma_{IM} + \sigma_{SM}}$$

とした．すなわち，total margin は IM と SM の単純加算よりも小さい．実施した 12 症例では，左右 5-6 mm，腹背 5-6 mm，頭尾 7-10 mm と算出された．なお，リーフマージンは従来の方法と同じ 5 mm である．

治療計画装置は iplan version 4.5 であり、線量計算アルゴリズムは XVMC である。動体追尾照射では時間的に照射位置が変化するため，治療計画は全位相の CT に対して線量計算することが理想であるが，現状では VERO のジンバルシステムに対応できる商用の計画装置がない．そのため，当院のルーチンでは呼気計画 CT に対して追尾に必要な total margin を標的に付与した PTV に対して線量計算するのみである．但し，ジンバルシステムによる照射方向を考慮しない状態での計算は可能であるため，一部の症例においては 4 次元線量計算を試みている．なお、DT-SBRT の有用性を示すために、呼吸性移動の全てを ITV に含んだ従来の SBRT（以下，ST-SBRT）も計画している．Fig.3 の ST-SBRT と DT-SBRT の線量分布の比較例に示すように，追尾照射技術により照射体積が減少している．特に横隔膜付近の症例のような呼吸性移動が大きな症例で，その差となる．



(a) (b)

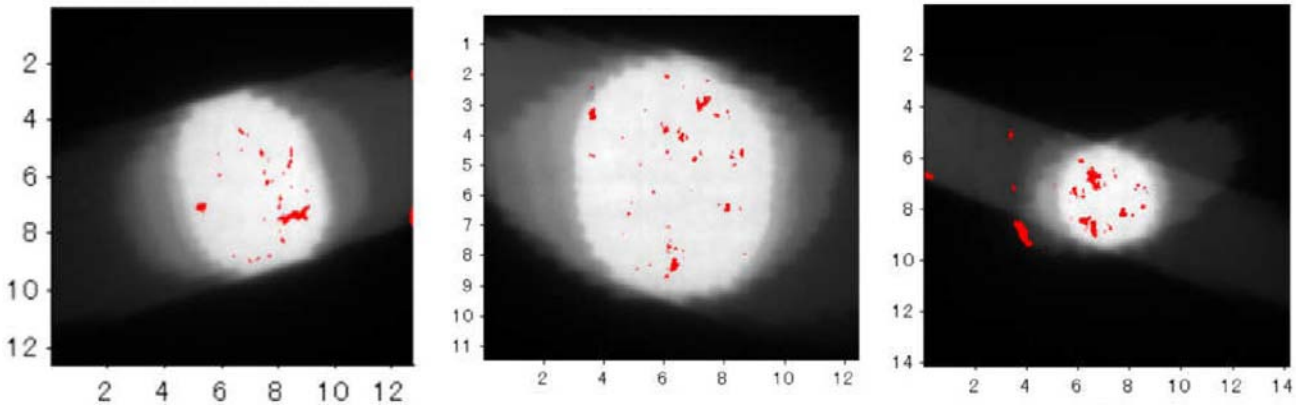
Fig.3 Example of Compare dose distributions between ST-SBRT(a) and DT-SBRT(b).

患者プラン検証

患者の呼吸を入力した 1 軸駆動の動体ファントム（modus medical 社製 QUASAR phantom）を用い，PTV 中心の絶対線量をミニ電離箱（PTW 社製 PTW31010）で計測し，Coronal 面をフィルム（IPS 社製 Gafchromic XR-RV3）とフィルム解析ソフト（RIT 社製 RIT ver 5.2）を用いて相対線量分布を検証した．Table 1 に線量検証の結果を示した．Fig.4 に相対線量分布検証結果の例を示した．結果より，VERO による追尾照射の精度は 2 mm 以内と良好であった。

Table 1. Summary of each patient specific QA. Each absolute dose of patient specific QA was measured by PTW31010. Dose difference means relative difference between each measured dose and planned dose on the static condition. Film results shows the gamma index pass-rate between ST and RTPS, DT and RTPS, DT and ST with 3%/2mm, 30% threshold belong coronal plane on iso-center.

Case No.	dose difference (%)		gamma index pass-rate (%)		
	ST	DT	ST VS RTPS	DT VS RTPS	DT VS ST
1	0.5	0.8	98.93	99.23	99.34
2	-0.4	-0.1	97.48	98.51	99.52
3	1.0	1.3	99.35	99.53	99.34
4	0.4	0.7	95.74	96.67	97.70
5	0.9	1.2	91.04	95.65	99.11
6	0.8	1.0	96.45	96.46	96.44
7	-0.1	0.0	96.69	96.67	96.77
8	1.9	2.1	98.83	98.55	98.79
9	1.1	1.1	88.85	87.55	91.91
10	1.5	1.4	87.99	90.88	94.10
11	1.4	1.5	92.39	85.23	90.76
12	0.8	0.7	91.25	93.96	96.35
Av	0.8	1.0	94.58	94.91	96.68
SD	0.6	0.6	3.90	4.48	2.86



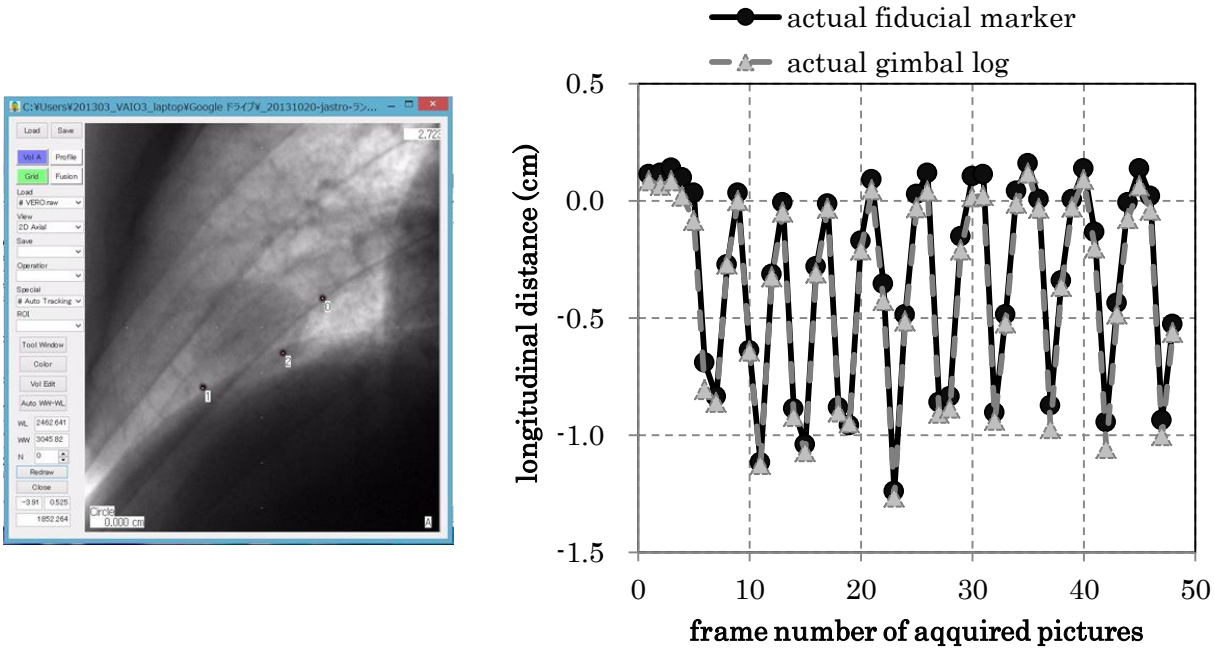
case 1　　case 2　　case 3

Fig.4 Samples of gamma index comparing static measured and dynamic measured with 3%/2mm, 30% threshold belong coronal plane on iso-center.

リハーサルと実治療

体内に留置された基準マーカは脱落や移動の恐れがあるため，実患者に来て頂き実機で確認するリハーサルは重要である．このリハーサルでは実患者で実際に４次元相関モデルを生成し，ジンバルを動作させる．このリハーサルにより４次元相関モデルの精度，ジンバル装置の追従精度，患者特有の呼吸のベースラインシフト等を確かめ，SM を最終的に決定する．なお，当院では４次元相関モデル及び実治療時に得られた透視画像と装置ログ情報を比較解析し，より正確に追尾精度を評価するソフトウェアを開発している．Fig.5 に自作ソフトウェアによる解析例を示す．この方法による解析では，longitudinal 方向において 4 mm 以上の差を伴う症例があったが

実治療時では，各職種が予め役割を決め，技師２人（オペレーション判断），医師（治療判断），物理士（予測モデル精度，装置追従精度判断）が状況に応じて実施を判断することで照射時の不確かさの軽減を図っている．



(a) (b)

Fig.5 Sample pictiure of comparing actual gimbal motion and actual fiducial marker analyzed by our developed software. Left images(a) shows the overview of developed software. Right images(b) shows the values of actual gimbal motion recorded in log file(solid line) and the center of gravity of fiducial markers analyzed in each x-ray pictures(broken line) for longitudinal direction during treatment.

結語

本報告では，当院における VERO の肺がんの DT-SBRT の運用の概略を紹介した。動体追尾照射技術の精度は，照射装置によるものだけでなく，基準マーカと腫瘍の相対的変位にも大きく影響される．患者ごとに最適な IM 及び SM は異なり，よく吟味しなければならない。また，治療計画については，現状の商用の治療計画装置で４次元線量計算を実現することは難しく，さらなる開発が望まれる．動体ファントムを用いた追尾精度検証の結果では，VERO の追尾精度は良好であった．しかしながら，実患者で生じうる基準マーカの脱落や移動，複雑な呼吸による装置の

追従精度を評価するための実患者のリハーサルは，動体追尾照射における重要な精度検証であると考える．

参考文献

1. Y. Kamino, K. Takayama, M. Kokubo, Y. Narita, E. Hirai, N. Kawada, T. Mizowaki, Y. Nagata, T. Nishidai, and M. Hiraoka, “Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head,” Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 66, 271–278 (2006).
2. Y. Kamino, S. Miura, M. Kokubo, I. Yamashita, E. Hirai, M. Hiraoka, and J. Ishikawa, “Development of an ultrasmall C-band linear accelerator guide for a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head,” Med. Phys. 34, 1797–1808 (2007).
3. Takayama K, Mizowaki T, Kokubo M, et al. Initial validations for pursuing irradiation using a gimbals tracking system. Radiother Oncol. 2009;93(1):45–49.
4. Nakamura M, Sawada A, Ishihara Y, et al. Dosimetric haracterization of a multileaf collimator for a new four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head, MHI-TM2000. Med Phys. 2010;37(9):4684–91.
5. Nobutaka Mukumoto, Mitsuhiro Nakamura, Akira Sawada, Kunio Takahashi, Yuki Miyabe, Kenji Takayama, Takashi Mizowaki, Masaki Kokubo, and Masahiro Hiraoka, "Positional accuracy of novel x-ray-image-based dynamic tumor-tracking irradiation using a gimbaled MV x-ray head of a Vero4DRT (MHI-TM2000)," Med. Phys. 39, 6287-6296(2012).
6. Nobutaka Mukumoto, Mitsuhiro Nakamura, Akira Sawada, Yasunobu Suzuki, Kunio Takahashi, Yuki Miyabe, Shuji Kaneko, Takashi Mizowaki, Masaki Kokubo, and Masahiro Hiraoka, "Accuracy verification of infrared marker-based dynamic tumor-tracking irradiation using the gimbaled x-ray head of the Vero4DRT (MHI-TM2000)," Med. Phys. 40, (041706)2013.
7. Mami Akimoto, Mitsuhiro Nakamura, Nobutaka Mukumoto, Hiroaki Tanabe, Masahiro Yamada, Yukinori Matsuo, Hajime Monzen, Takashi Mizowaki, Masaki Kokubo, and Masahiro Hiraoka, "Predictive uncertainty in infrared marker-based dynamic tumor tracking with Vero4DRT," Med. Phys. 40, 0917052013).
8. 日本医学物理学会，日本放射線技術学会，日本放射線腫瘍学会:画像誘導放射線治療導入のためのガイドライン, 2010.
9. Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement, JCGM 100:2008.

放射線治療　座長集約

小線源治療（演題 99 - 102）

99　本発表は 60Co 線源を使ったリモートアフターローディング装置（RALS）において，使用されるアプリケーターの材質の違いが線量計算に及ぼす影響についての発表であった．比較されたアプリケーターはプラスティック及び金属である．用いた線量計はガフクロミックフィルム，媒質は水である．結果はアプリケーター近傍において金属アプリケーターが計算値よりも実測値が高くなる傾向を示した．原因として 60Co 線源から発生するベータ線，ガンマ線がアプリケーターの材質との相互作用によるものと，治療計画装置（RTP）に入っている 60Co のデータの線源近傍におけるデータの合わせこみが甘いという事が考えられると指摘されていた．臨床的な問題点として，アプリケーターから遠方の線量処方点では金属アプリケーターからの散乱線などによる影響が少なくなり大きな問題とならいが，アプリケーター近傍で線量処方が行われる場合は計画装置による計算と実測の間に乖離があるので注意が必要と結論付けられていた．本発表は使用する線源とアプリケーターの組み合わせによる線量計算の問題点を指摘して頂いた発表であった．今回は 60Co であったが 192Ir など他の核種の場合はどうなのかと思う興味深いテーマであった．現在，AAPM の TG-43 に準じた治療計画装置は材質の違いによる線源強度の補正は行うが，組織の不均質補正を行わない．今後はこれらの線量計算において更なる進展がみられると考えられる．

100　本発表は前立腺に対する治療計画において用いる最適化手法の有効性の発表であった．用いられた最適化手法は順方向と逆方向である．方法は過去に行われた順方向で最適化された治療計画 56 例に対して逆方向の最適化手法を実施し，PTV と OAR の線量指標を比較した．計画者は過去に立てられた治療計画に影響を受けないように工夫していた．結果は尿道に対して有意に線量勾配を付ける事が可能であった．旧式の治療計画装置において逆方向最適化手法が臨床に適しないと判断していた施設や，逆方向最適化手順を評価していない施設に対して，改めて逆方向最適化の有効性を示した発表であった．最近の密封小線源治療は CT 画像を利用する事によってリスク臓器とターゲットを画像上で確認し，それぞれに対して線量評価を行い自由な線量勾配を作成する事が可能である．この手法を用いた治療計画では PTV 内の線量勾配を変化させることで PTV 内の任意の場所にある OAR の線量を低下させることが可能となったため，適切で慎重な治療計画が行われる必要があるだろう．適切な最適化方法や線量処方の検討は密封小線源治療の臨床的な意義を左右する重要なポイントである．

101　本発表は乳房に対して行われた密封小線源治療において治療部位から離れた心臓血管（左冠動脈前下降枝）の線量を乳房の領域ごとに影響を評価した発表であった．方法は過去に行われた左乳がん乳房部分照射を施行した 96 例を対象として線量を評価した．線量計算は TG-43 に準じた．結果は乳がんの好発部位外上部からの線量寄与は他部位よりも低い結果となった．本発表は現在の計算方法で線量寄与を明らかにした発表であった．しかし，TG-43 に準じた線量計算は不均質補正をしていないため，肺などの低密度の臓器を再評価した場合は心臓血管の吸収線量が変化する可能性がある．線源と標的となる組織が近接しているので TG-43 は不均質補正を行う必要が無いとしているため，不均質組織が介在する複雑な線量計算は行えないのが現状である．今後は組織不均質を考慮した線量評価を期待したい．

102　本発表は X 線カテーテルと 2 枚の角度の異なる X 線画像を用いた従来のアプリケーター再構成法(2D)と CT 画像を用いた治療計画装置によるアプリケーターの再構成法(3D)の幾何学精度についての発表であった．再構成法の幾何学精度は治療計画装置で計算された線量を用いて評価された．結果は両者の間では臨床的な影響が少ない結果となったが，A 点線量のばらつきは 3D において少なかった．本発表はアプリケーターの再構成の精度が臨床的な線量に与える影響に着目された研究で大変参考になる発表であった．しかし，2D と 3D で再構成されたアプリケーターの幾何学的な差が示されていなかった点は残念であった．CT 画像を利用した治療計画は CT 画像上にアプリケーターが描出されるため，アプリケーターの再構成が容易で正確性が向上した．密封小線源治療は線源の位置精度が治療線量に与える影響が大きい治療法であるので，治療計画においてアプリケーターの幾何学的な精度向上は大変重要であると考える．

島　勝美（北海道がんセンター）

小線源治療 QA（演題 103 - 105）

103　本演題は，密封小線源治療装置（Ir-192）QA において，プラスチックシンチレータと CMOS カメラを用いた QA ツールの有用性を評価した発表であった．本システムでは，線源の停留位置精度と線源停留時間に関して，同時に精度よく検出できることを示している．フロアからの質問にもあったが，本システムで検出される線源停留位置は相対位置であり，線源の絶対位置との関係が評価できればさらに有用性は増すと思われる．また，カメラの性能が位置検出の分解能に影響を及ぼすため，それらの関係についても今後検討を加えて頂きたい．

104　本演題は，密封小線源治療装置（Ir-192）QA において，Web カメラを用いた QA ツールの構築についての発表であった．装置附属の線源位置確認定規の上方に Web カメラを設置し，記録された動画から線源位置，線源停留時間について設定値との誤差を評価する

ものである．実際現場で用いる上で簡便で有用な方法であると考える．今後，ガンマ線による Web カメラの劣化の度合いや，Web カメラの線源からの距離の違いによる影響などについて追加評価をお願いしたい．
RALS の事故を受け，上記演題 103,104 のように多くの施設が簡便に行える QA 手法の提案は時宜を得たものであり，この分野でのさらなる提案，普及を期待したい．

105　本演題は，I-125 密封小線源永久挿入治療において，連結型シード線源用カートリッジ（Link カートリッジ）を使用した場合の線源強度測定手法の検討についての発表であった．現在，Link カートリッジを用いて治療を行っている施設も増加しており，線源納入時の線源強度確認の手法及び基礎データを示されたことは，多くの施設の線源納入時の線源強度確認時において参考になると思われる．Link カートリッジは，ミックカートリッジと形状が異なり，カートリッジの形状の違いから来る個々の線源強度分布の違いがある．カートリッジの違いに注意した測定が必要である．

秋田　和彦（大阪医科大学附属病院）

治療計画・計算アルゴリズム（演題 106 - 110）

106　加速器を使用したホウ素中性子補足療法の線量計算にモンテカルロ法採用し，計算に必要なヒストリ数と統計精度との関係を導き適正なヒストリ数を検討している．
今回の許容値 3%以下の精度を担保するためには，ヒストリ数を 7 億 5 千～15 億必要であり，当然計算に要する時間もかなり必要である．検証項目の中では速中性子束のヒストリ数への影響が大きく，水素線量への寄与が大きい．メッシュサイズを変更して計算分解能を変えることでヒストリ数を減らすことが可能となっていた．いずれにしても計算時間はまだ長く，臨床で使用するには計算時間短縮が今後の課題と考える．

107　短冊状の不均質ファントムを使用し，不均質部分を従来のスラブ形状からブロック形状に変更し実測線量と評価比較，線量計算には AAA と AcurosXB（AXB）で検討を行っている．AXB は Monte Carlo 同等とされており良好な一致を示していた．AAA では不均質配置により不一致がみられる．AAA が不均質通過線量や不均質の境界において線量が異なることはこれまでにも報告をみるが，自施設の治療計画装置の不均質部分を通過，境界での線量を確認することは重要なことである．今回の結果で AXB の方が計算精度は高いと判断できるが，実際の治療で使用する場合，AXB 計算による MU 値を使用する場合は，医師，医学物理士や技師と十分な検討が必要と考える．

108　不均質領域の計算精度向上したモデルベースの電子線線量計算アルゴリズムの計算精度評価を，正方形照射野および円形コーンで出力係数，OCR，PDD を従来の計算アルゴリズム GGPB と比較検討行っている．高エネルギーや小照射野，不均質部分において，従

来法と比べて eMC でやや高い傾向とはなっていたが, 実測値とは概ね一致しており MU 値算出の手段として考えられる．これまで電子線治療における MU 値算出には多くの施設で実測ベースにて処方線量が決定されており，不均質部分に対してはあまり考慮されていないのが現状である．今回の発表で，電子線の MU 値算出法，電子線モンテカルロアルゴリズムとくに不均質部分への対応は今後の課題でもあり今一度考えさせられる内容であった.

109　モンテカルロアルゴリズムを主計算とする治療計画装置導入時の測定経験を報告している．治療計画装置 MONACO5 では線源モデルを VSM（バーチャルソースモデル）という抽象化されたモデルで表現されており，チェックパラメータには様々な項目がある．今回の結果では，測定項目に合わせた複数の線量計を使用し，それぞれの特性を考慮し測定をされ確認されておりビームモデリングには重要な測定だと思います．モンテカルロアルゴリズム特有の測定項目についての発表はまだまだ少なく，今後も注意点や経験についてご報告していただければよいかと思います.

110　リニアック同室 CT の共通寝台における，延長天板つなぎめ部分の治療計画の影響を吸収領域の違いで評価，検討された発表であった．当初の内容では，CT 値が治療計画に与える影響のみで評価されているように思えたが，発表では線量計による絶対線量，Film による線量分布評価を実施しており，両検証において延長天板つなぎめの高吸収領域以外では問題となる相違はみられていなかった．また，高吸収領域が治療計画に及ぼす影響もバーチャルカウチを使用することで解決されている．今後，簡単な治療計画以外（多門，回転など）の追加検証もお願いしたいものである.

星野　充英（脳神経・放射線科クリニック）

線量検証・測定（演題 111 - 115）

111　くさび照射野における空中軸外線量比 $A_{0,wedge}$ を用いた MU 独立検証において複数の計算方法によって算出した WF を用いた場合，どの WF と TPS の計算結果および実測した軸外点吸収線量が一致するかを比較検証した報告である．比較した WF は，基準照射野（Sr=10cm x 10cm）における WF_0(Sr)，各深さ（d）と照射野サイズ（s）におけるオープン照射野との比である WF（d,s)，TMR(d,s)と Sc(c)より計算で求めた WF(d,s)，d と s の様々な組み合わせに対し入れ子回帰により求めた WF(d,s,θ)の 4 つである．4 つの WF を比較した結果いずれも 3%以内で一致していた．中でも WF(d,s)は軸外点において他の WF に対し実測とよく一致していた．しかし，条件によっては過少評価していたり，TPS とはよく一致するが実測値とかい離したりする場合があるため，実測による確認のうえで選択し使用する必要がある.

112　Enhanced Dynamic Wedge（EDW）と物理 Wedge を使用した場合同じくさび角度を

得るためにはその出力に違いが生じる．この報告では Wedge を使用したプランにおいて出力係数の違いと照射体積の変化による散乱線への影響を評価し，照射体積を用いた独立検証の有効性を検討している．EDW と物理 Wedge に対し照射野サイズと線量評価深を変化させ，TPS および実測値と評価した結果，照射体積を用いた独立検証は，浅くて広い照射野において TPS と少しかい離するが有効であると結論している．さらに実際の臨床プランにおいても検討を加え報告していただきたい．

113　フラットニングフィルタフリーのビームをハーフフィールド（FFFHF）にすることで，くさびフィルタ使用時のような線量分布の作成と臨床使用への可能性を検討した報告である．TPS（Pinnacle）の仮想水ファントム上で計算したくさび角度および積層ファントムとフィルムで測定した線量分布を, 照射野サイズを変え FFFHF と EDW について比較検討した結果，FFFHF のくさび角度は照射野サイズが 10cm までは徐々に大きくなりそれ以降は EDW25 度相当で一定であった．線量分布は照射野サイズ 6cm までは EDW と同等であったが，それ以降は傾斜方向と垂直方向にも FFF のプロファイルの影響が現れ FFFHF の線量低下がみられた．臨床への利用は喉頭のような照射野サイズの小さい部位へは可能であろうと考察している．FFF の線量率やプロファイルの特徴を生かした臨床使用の可能性は興味の持たれるところであり，実際の患者データにおける線量分布を比較した今後の報告に期待する．

114　くさび照射野において空中軸外線量比の変化を定量化し，くさび照射野の軸外点線量評価における有効なパラメータについて検討した報告である．固定型物理 Wedge，移動型物理 Wedge, Enhanced Dynamic Wedge について平坦化フィルタとくさびフィルタの異なる因子を独立して評価し算出した任意の点における $A_{0,\mathrm{wedge}}$ を用い，軸外点の線量を計算値と実測値で比較した結果，いずれのくさびフィルタにおいても良好な結果であった．くさび照射野においても空中軸外線量比を用いることで軸外距離に対する線量誤差を縮小することが可能であるという報告であった．

115　電子線の相互校正において標準計測法１２では，リファレンス線量計として用いられるファーマー形電離箱の P_{cav} の影響を少なくするため，施設で利用できる最大の電子線エネルギーを用い，16MeV より大きいエネルギーを推奨している．しかし，16MeV より小さいエネルギーの電子線しか利用できない施設も多い．この報告では施設で利用できる最大エネルギー（15MeV）で相互校正したフィールド線量計の水吸収線量校正定数が使用可能であるか評価するため, 他施設の協力のもと 12～20MeV のエネルギーで相互校正して得られた水吸収線量校正定数を用い吸収線量を算出し比較検討している．線量校正センターで得られた水吸収線量校正定数で算出した吸収線量と 15～20MeV で相互校正した水吸収線量校正定数で算出した吸収線量との差がほぼ一定であったことから，相互校正に自施設

の最大電子線エネルギー（15MeV）の使用は可能であろうと結論している．
また，本研究では同時に外部モニタ線量計の有無についても評価しているが，自作したチェンバホルダを使用しておりその設置精度が相互校正結果に影響すると考察している．標準計測法 12 では，外部モニタ線量計の設置位置は校正深を推奨している．しかし，そのためには専用のホルダが必要になるため推奨の配置で相互校正できる施設は少ないのが現状であろう．実際には自作ホルダの使用や，固定しやすいヘッド側に配置するなどの工夫をして相互校正を行うことになる．その場合の設置精度やヘッドからの熱などによる測定環境の変化などの影響により，本来出力変動の影響を除去するための外部モニタ線量計が逆に相互校正結果に悪影響を及ぼすことがあるので注意が必要である．

鈴木　幸司（山形大学医学部がんセンター）

IGRT（演題 116－121）

116　平成 24 年からの班研究で，平成 25 年度の研究報告であった．CBCT における臓器の被曝線量を定量的に評価し，IGRT の CBCT 使用の最適化を目的としている．平成 24 年度は IMRT ファントムを用いたが，25 年度は円柱型水ファントムを用いて水吸収線量の評価を行っている．症例との比較は骨盤部で提示された．多数の測定からデータベースを作成するが，最終的には患者個別の被曝線量評価に適応していきたいとの報告であった．高精度放射線治療において，照射直前や照射中の患者の解剖学的位置取得の重要性が増してきている．班員の皆様には，我々会員に研究経過を含めて，報告をお願いしたい．

117　報告されたシステムは放射線医学総合研究で開発されたものであった. FPD 画像を撮影条件を変化させて取得し, それぞれと変位させている DRR 画像との誤差を解析している．結果は，撮影条件によって回転および平行誤差に有意差は無いとのことであった．撮影条件を変えた FPD 画像の特徴や違いを明確にしていただけると，それら画像がもたらす誤差の発生原因も解析できるのではないでしょうか．情放射線治療を担当する物はますます，画像処理等の知識や技術が必要になっていくと考えられる．

118　前立腺癌の外照射において前立腺インプラントマーカーによる画像誘導から骨に対する前立腺の移動量を 6 軸で解析した報告である．移動量とそのために起こる線量の相違を合わせて解析していただくと，報告されたデータがより役立つと考える．またマーカーの移動量より前立腺の移動量としているが，さらに前立腺の変形を加味し CBCT 画像と合わせて解析していただくと新たな知見が得られると思うのですが，いかがでしょうか？

119　前立腺癌の位置照合で kV の直交画像による骨照合に並進して，前立腺内の石灰化をマーカーとする場合の検討・報告である．骨照合と軟部組織照合の相違を DVH 解析している．質疑にて，骨構造の粒子線飛程に関する議論があった．今回は 3 軸の解析であったが，

6 軸での解析を含めて，適切な照合方法の議論が今後増えていくのではないでしょうか.

120　360°方向からの EPID 画像を逆投影することで，補正を実施し MV-CT 画像の画質向上を試みた報告である. 演題名と内容が異なっているが, FDK を用いることは困難なため, 逆投影を用いたリアルタイム画像再構成アルゴリズムの開発が要旨であった．治療ビームを用いた MV-CT 画像の画質向上は, 位置照合だけでなく線量再計算とさらなる可能性を広げるものであると考えます．この研究の続編を期待するものである.

121　前立腺癌陽子線治療における，自施設の Inter user variability の検討・報告である. 骨照合とコイルにての照合と，最適を求める研究は多数あり，自分の施設は何を採用するのか，根拠を持って示すことが重要であると考える．6 軸補正を行う施設が増えてきているが，多施設のデータを集めての解析が必要かもしれない.

藤本 和則（禎心会放射線治療研究所）

体幹部定位呼吸動態（演題 122 - 127）

122　体幹部放射線治療において，ビデオカメラを用いた呼吸モニタリングシステム開発の報告である．ビデオカメラによる呼吸モニタリングの原理は，胸腹部の側面からビデオカメラ撮影を行い，得られた動画像の各フレームに対し閾値処理により肌色領域を抽出し，フレーム間における肌色領域の面積変化から呼吸モニタリンググラフを作成するという方法を用いている．肌色抽出の閾値等今後さらに検討が必要とのことであったが，現在広く用いられている赤外線による呼吸モニタリンググラフとの相関係数が 0.97 と強い相関を示しており，非接触の呼吸モニタリング法として今後の展開が楽しみな有用な報告であった.

123　孤立性肺腫瘍に対する体幹部定位放射線治療において治療前後の CBCT を用いて患者，腫瘍の位置変位量の評価を行った報告である．日々IGRT により得られる画像データを解析し，評価することは非常に重要と考える．本報告は患者骨格の変位，腫瘍の絶対的位置変位量，骨格に対する腫瘍の相対的位置変位について詳細に評価を行い，現行 PTV マージンの妥当性についても検討されていた．変位量は平均 1 mm 以内，３次元距離の 95 パーセンタイル値で 4.2 mm 以内という結果であった．PTV マージン設定については，治療中の患者および腫瘍の位置変位のみではなく，治療計画装置のコミッショニング，治療装置の幾何学的精度等多くの因子を考慮する必要があるので慎重に行う必要があると考えられる．今後さらに腫瘍の位置変位量の評価やマージンの検討を進めて報告して頂きたい.

124　肺腫瘍照射における安静呼吸下 CBCT を用いた腫瘍位置照合の妥当性の報告である. 呼吸性等の動きを伴う腫瘍に対して CBCT を用いる場合，腫瘍の動的範囲を正確に認識できるかという評価が非常に重要となる．本報告では CBCT は撮影時間が長いため安静呼吸

下において周期及び振幅が変化しても腫瘍の動的範囲の変化を認識することが可能であるという結論であった．動きを伴う腫瘍に対して CBCT を撮影した場合，動きによるアーチファクトや腫瘍移動範囲の辺縁部で CT 値が非常に低くなる危険性もあり実際の臨床における腫瘍可動範囲の認識法も検討する必要がある．今後さらに臨床データ等の解析も行い報告して頂きたい．

125　呼吸性移動を伴う腫瘍の存在確率を理論式から算出した値と，ファントムの CT 画像解析から得られた実測値の比較評価の報告である．近年治療計画 CT に 4DCT が用いられることも多いが，4DCT 画像は腫瘍の可動範囲，移動速度の影響を非常に強く受ける．現状での 4DCT 撮影条件で理論値，実測値の評価を存在確率という観点から行うという部分で非常に興味深い報告であった．中央喚起，吸気時及び振幅が大きくなるほど，理論値に対して実測値を過大評価したという結果で，4DCT 撮影における rotation time 等の撮影条件の影響が考えられるという報告であった．今後 4DCT における撮影条件等も含めさらに検討を進めて報告して頂きたい．

126　放射線治療装置用動体追尾システムにおけるゲート照射時のビーム特性評価の報告である．北大によって開発されたこの放射線治療装置用動体追尾システムの特徴は，Ｘ線透視位置を移動することが可能で，ガントリ角度の制約を受けることなく 2 方向から透視を行うことができる．またＸ線検出器にはカラーI.I.が採用されており，より広いダイナミックレンジでの画像が収集でき，正確に腫瘍付近に埋め込まれた金マーカーの位置を検出することが可能である．本報告では，ゲート照射を行った場合，通常照射と比較し校正点吸収線量，ビーム平坦度，対称性に変化はないとの結果であった．全く新しい IGRT のシステムということで大変興味深い報告であり今後さらに追跡精度等データを示して頂きたい．

127　CyberKnife の動体追尾法における追尾精度検証の報告である．CyberKnife の動体追尾法は皮膚上に設置された赤外線マーカー及び，腫瘍近傍におかれた金マーカーの位置データから相関を算出し，予測モデルにより追尾照射を行う．
E2E テストにより照射精度，ログファイルの解析により相関誤差，予測誤差の解析を行った結果，予測誤差及び相関誤差は腫瘍移動量が大きくなるに従い大きくなる傾向との報告であった．動体追尾照射は治療時間が非常に短く，大変優れた治療法であるが，照射精度管理，相関モデル及び予測モデルの評価が非常に重要であり大変有用な報告であった．

長瀬　大輝（札幌医科大学病院）

治療計画 CT （演題 128 - 132）

128　治療計画 CT 画像の金属アーチファクト低減処理 SEMAR の効果について検討したという報告である．鉄とチタンを用いて SEMAR 処理のあり・なしでターゲットボリュームの輪郭抽出の体積への影響が検討されていた. SEMAR 処理なしでは輪郭抽出による体積が低下しており, SEMAR 処理により輪郭抽出体積が理論上の体積に近づくことが確認された．また，線量プロファイルも改善されていた．会場から，SEMAR 処理により CT 値への影響はどうかという質問があった．線量計算精度を確保するために有効な方法と考えられるが，歯科領域のパラジウム合金など他の体内金属物質についても検討が望まれる．

129　インプラント金属としてチタンを利用して治療計画装置で線量計算を実施されていた．その際，金属電子密度を考慮した時と金属部分を水 1.0 と置き換えた計算結果と実測による結果が比較されていた．線量計算アルゴリズムは Acuros と AAA である．金属密度を考慮した線量計算値は実測とよく一致したということである．会場から，インプラント物質に直接物理密度を入れてはどうかという意見が出された．また，今回は金属背面の線量について検討されていたが，金属前面の後方散乱の影響についても継続して検討していただきたい．

130　ボリュームでスキャンする CBCT のスライス位置による相対的 CT 値の変化をスライス中心のデータと比較検討されていた. スライス位置による CT 値－電子密度変換テーブルへの影響について調べたという報告である．ファントム中の電子密度 1.696 の物質においてスライス中心と中心以外の断面では 300HU の CT 値の違いが認められた. 頭側で密度の大きな物質で CT 値が小さくなる傾向があると報告された．会場から CBCT の場合，フィルタの影響が考えられるという指摘や，スライス中心と中心外の線量の違いはどうかなどの質問が出された．線質や線量の影響も合わせて検討すると良いと考えられる．

131　陽子線治療に利用する CT 値－水等価厚変換テーブルについて，筑波大学で採用されている媒質中を飛程測定による阻止能比から求める方法と従来の多二元校正法により得られた結果を比較検討された．高 CT 値（2000HU）において 5.8%の差が認められた．両者の結果には大きな差は認められないことから，この方法の妥当性が確認されたと報告された．実用において大変有効な方法と考えられる．今回は CT 装置更新に伴う検討であるが，この手法による CT 値－水等価厚変換テーブルは定期的な検討を行う必要があるのか, また, 実施するとすればどのような期間で実施するべきか教えていただきたい．

132　4 DCT に逐次近似再構成法を用いて動体ファントム中の模擬腫瘍の動きや形状を正しく再現できるかについて検討された．具体的には呼吸の周期，振幅，腫瘍のサイズ，および逐次近似線量低減パラメータ（AIDR3D）強度を変化させたときの模擬腫瘍の輪郭抽出

を行い，その体積や重心座標を比較検討されていた．模擬腫瘍の体積は，静止時と比べてAIDR3D なしの 4 DCT では 1.02～1.09 と過大評価し，AIDR3D を使用すると 0.78～0.9 と過小評価すると報告された．会場から輪郭抽出の条件はどうか，また，エッジ効果を補正するためスムージングをかけてはどうかなどの質問が出された．逐次近似法は被ばく線量低減に効果的撮像法であるが，体積の変化は DVH による線量評価に影響がでるものと考えられる．引き続き検討をお願いしたい．

川村　慎二（山口大学医学附属病院）

治療計画・線量評価（演題 297 - 301）

297 本報告は，前立腺がんに対する rotational IMRT に関し異なる照射技術（intensity / volumetric modulated arc therapy），MLC 構造（リーフ幅：5 mm，10 mm），放射線治療計画装置（Ergo++，Pinnacle）を用いて放射線治療計画を比較したものである．最終的な結果として PTV に関する D95，Max および Minimum Dose は，前述のシステムを組替えて使用しても顕著な差が観察されないが，5 mm リーフによる VMAT で，直腸・膀胱の OAR に対し若干ではあるが優位な結果が得られたという報告であった．比較する検討内容が広範囲に至ってしまっていることが，発表内容を若干複雑にしてしまい内容理解に時間が必要になってしまった所が反省点だと感じた．しかし，MLC の違いによる機器的な精度比較は，本学会を含めた先行研究で幾つか報告されているが，実務的な内容に関する報告は少なく，興味深い内容であった．Elekta 社製の加速器を使用している施設では，新型 MLC（agility）へ仕様変更を迫られた施設が国内にも数施設存在していることを推測しており，新システムへの変更の際，本報告のような比較検討が重要であることを会場の聴講者全員で再認識することが出来たと思われる．

298 本報告は，肺定位放射線治療における VMAT の有用性を固定多門照射法における PTV・OAR に対する線量・照射体積を比較対象として放射線治療計画の有用性を 20 症例について検討したものである．VMAT を利用することにより PTV への線量集中性が高く，OAR への線量低減が可能であると結論付けられた報告であった．固定多門照射法と VMAT の比較において気になる内容は，①ターゲットへのマージン設定および②呼吸性移動対策の二つの項目に関して同等に扱うのが良いのか，または個別の対応が最良なのかが挙げられる．例えば，固定多門照射法では，頭尾方向の線量分布を向上させるためにノンコプラナによる照射が一般的に実施されると思われるが，VMAT 実施時の場合，固定多門照射法と同様なノンコプラナ（深い寝台角度）の可否，実施できない場合の DVH データのみではなく頭尾方向における線量分布の相違について興味があるところである．また，従来から抱えている代表的な問題とされている呼吸性移動対策も VMAT 実施時に注意する点に関して議論して頂ければ，会員にさらなる有用な情報提供が可能だと感じながら聴講させて頂いた．治療計画のみの基礎的な比較検討を十分に実施し，実際の照射を想定した利点・欠

点を反映させた本来の意味での高精度な治療計画を追求しなければいけないと自身で再認識させていただいた研究報告であった.

299・300 これらの研究内容は，前立腺がん I-125 シード療法に関する研究内容と捉え，まとめて報告させて頂く．演題番号 299（佐々木氏：金沢大学保健学科）は，*K*カランギーナファントムと 125I シードの有無によって VMAT を実施した際の PTV・OAR に対する線量・照射体積に関し，放射線治療計画装置（Monaco, ver03）を使用して比較検討したものである．一方，演題番号 300（神田氏：東京医療センター）は，水等価ファントムに二種類の I-125 シード（6711，STM1251）を X 線フィルムと共に設置し，1 門照射および対向二門照射による実測を試みた報告であった. 順番は前後するが, まず, 神田らの報告では, I-125 シードの種類によって，入射ビームに対する線源直上・直下で線量差が生じることを報告して頂いた．しかし，照射門数を増やす（合算する）ことにより I-125 シードの種類や有無によって線量差が生じないとの報告を測定データから考察された．次に，佐々木らの報告では VMAT によって，治療計画装置上の DVH 解析結果から I-125 シードの有無によって顕著な線量差が生じないとの報告結果であり，両研究内容の結果から PTV 内に I-125 シードが存在しても，多門照射や VMAT を実施すれば前立腺内での線量の増減を優先事項として取組む必要性が低いと両演者の研究結果から捉えた．実務面における技術的な問題点としては，治療計画時の CT 画像，特に前立腺周囲のアーチファクト対応（CT 値の変化をいかに正確な CT 値へ変換する作業）を効率良く定量的に処置を施した CT 画像を用いた治療計画および線量計算が I-125 シードによる不確かさを抑えられるかが課題になると考える．また，I-125 シードと外照射との併用による臨床的な効果も気になる所であり，医師と協力して長期的な経過観察に取組むことも大切だと感じた.

301 本報告は，陽子線治療において体内に金属が存在する場合を想定したファントムを準備し，線量分布に関して実測データとシミュレーションデータとの比較を実施したものであった．シミュレーションに関しては，実測ベースの基本アルゴリズムおよびモンテカルロシミュレーションとの比較も追加検討されており，興味深いデータを提示された．実測による測定限界をシミュレーションで補うことが可能であるとの考察を述べられており，今後の陽子線治療に関する治療計画装置の高精度化の足がかりになることを期待する.

青山 英樹（岡山大学病院）

治療計画・固定精度（演題 302 - 305）

302 本演題は，放射線治療計画装置の計算アルゴリズムもしくはそのバージョンによって最適な寝台吸収補正が変化する特性をお示しいただいた．寝台は Varian 社製 Exact couch に Unipanel の組み合わせで，カウチモデリング機能の CT 値設定を実測と計算より検証された． 寝台モデルの形状と CT 撮影したものには形状に違いがあり，実測の重要性とその

CT 値の信憑性が高いことが示唆された．本研究では，計算アルゴリズムもしくはそのバージョンによって最適な CT 値が変化し，治療装置のエネルギーや照射野を変化させて最適化された CT 値を治療計画装置に入力する必要があることが再確認できた．警鐘を共有するためには学会誌の投稿をお願いしたいこと，実臨床で運用する場合，精度を高めるための数値が取り違えられて入力し，計算されることがないような工夫の必要性を感じた．

303　本演題も寝台の吸収補正を治療計画装置のモデリング機能を使って精度を高める取り組みを紹介していただいた．治療装置は三菱重工社製 Vero4DRT の 6MVX 線に Brain LAB 社製 Image couch top を寝台として照射野，計算アルゴリズムの特性を深部線量率の実測を含めた基礎実験と，患者に使った IMRT もしくは SRT の Port を含めた事例検討を提示していただいた．寝台のエッジを通過する Port と小照射野でその計算精度が落ちることが確認できた．計算精度が落ちるであろう状況を回避し，寝台通過後の深部線量を実測・計算で確認できたことは興味が深い．寝台に近い表層部から深部線量を考慮したモデリングの結果は学会誌への投稿を促したい．

304　本演題は，頭頸部 IMRT における頭頂部固定の有無が治療精度にどう関わったかをレトロスペクティブに解析した成果を報告していただいた．両固定具の治療精度解析に使った患者データは年齢や治療中の体重減少量に大きな差はなかった．また，治療計画変更時のシェル再作成は行わない条件で，体重減少に伴う下顎の pitching が頭頂部固定で抑制できたと考察された．治療期間の長期化や体重減少が伴うことが十分予測できる治療では，頭部の側方固定だけでは不十分であることが示唆された．

高精度放射線治療では標的線量を増加することに伴って増える正常器官の線量を，意を介せずに増やしてしまう危険性は可能な限り排除しておきたい．固定具の改良とその評価は非常に大切な研究であることを再認識した．本研究では解析対象がそれぞれ 10 名に満たなかった．今後，治療した過去のデータ数を少し増やしてその信憑性を公開していただきたい．

305　本演題は，炭素線の水平方向での前立腺がん治療において固定精度の評価をお示しいただいた．標的までの粒子の飛程をいかに制御するかはその固定精度，再現性に大きく影響を受け最新の注意を払われていることがうかがえた．大腿骨照合で骨盤部の 2 度の rolling は標的，直腸，膀胱の DVH で影響がごくわずかであることが報告された．この目標を達成するための足の固定具がその再現性に威力を発揮するが，両足の内外旋の角度や間隔と安定性や再現性に関する議論があまり多くなく，高齢の患者対策としての応用が利く汎用性の高いものが開発されれば，光子線による治療においても注目度は高い．更なる改良もしくは解析に注目したい．

南部 秀和（近畿大学医学部奈良病院）

品質管理・その他（演題 306 - 310 および 311 班報告）

「放射線治療　品質管理・その他」のセッションはアイソセンタの品質管理についての演題が 3 題，ヘリカル式放射線治療装置の QA に関する演題が 1 題，QA 支援用ロボットの開発に関する演題が 1 題，班報告，温熱療法による加温技術の開発に関する演題が 1 題であった．

306 「isocenter calibration によるガントリ角度ごとの位置照合装置と放射線治療照射装置のアイソセンタ精度の検証」では，位置照合装置と放射線照射装置のアイソセンタ精度がガントリ角度によって影響を受け，X 軸のベクトル量の変位は 90 度，270 度で大きく，重力の影響であると言う演題であったが，Isocal を使用しており，Isocal off 時の検討も必要ではないかと思われた．

307 「イメージングプレートを用いた簡易アイソセンタ QA 法の開発」では，専用の治具を必要とせず短時間で直接的にアイソセンタの精度検証を行うための方法の開発を行うとのことで，イメージングプレートを用い，照射後，レーザーにより，フェーディングを起こさせ，照射野中心とレーザー中心の位置誤差を Winston Lutz 法と比較し，新たな方法が WL 法と強い相関を示したという演題であった．しかし，この方法はガントリー0 度のみの検討であったため，今後は多方向からの IP の固定法も含めた検討を加えて研究を続けてほしい．

308 「多目的用途を備えた Winston-Lutz テスト用治具の作成」では，より精度良くセッティングするために 5 軸のマイクロメータを使用した独自の Winston-Lutz テスト用治具を作成したとの報告であった．専用の治具を持たない施設においては購入したい物品だと思われ，更には他の機能を追加でき，他の精度管理にも使用できるとのことあるため，大変有用であると思われた．是非，安価で一般発売を希望する．

309 「ヘリカル式強度変調放射線治療装置 QA における tolerance 値の検討」では，5 年間の Tomotherapy の QA 項目の評価と tolerance 値の妥当性を検討された演題であった．全体の項目では非常に安定していたが，フィルムを用いた項目において許容値を超えたものが多かったとのことであった．QA 結果の振り返りは非常に大切と思われ，許容値の再検討等を行われており，QA 業務上において大変参考となる演題であった．

310 「放射線治療における QA 支援用ロボットの開発」では，市販の 2 足歩行型ロボットに，無線通信機器，画像転送用カメラおよび，ジャイロセンサーを搭載させ，動作プログラムを作成し，様々な動作を可能にして，放射線場において正常に動作するかを確認した演題であった．福島の原発でも作業者の被ばく防護からロボット等が利用されている．臨

床の現場での災害，事故時においての小線源回収や汚染防御に支援出来るように今後も開発を進めてほしい.

311 班報告　「温熱療法における効率的な加温技術の構築」では，温熱療法における温度分布をファントムを用いてシミュレーションして正確な温度分布を把握したいという研究であり，実測値と比較し，シミュレーションにおいて実測値を再現出来るように行ったという演題であった．パラメータの最適化より，経時的な温度変化を 3 次元的に把握できたとのことであり大変有用な研究と思われる．今後は人体モデルに適応させるとのことであり，さらには動物などを用いた実験を行い，臨床において用いられるように研究を継続してもらいたい.

久家 教幸（宮崎大学医学部附属病院）

MLC 精度管理（演題 312 - 314）

312　高線量率照射装置（True beam）における Dynamic MLC の動作速度に与える影響についての報告である．Dynamic MLC の IMRT において高線量率の出力を有する装置と MLC の動作速度における線量率制御方法で beam hold off(BHO)の発生の有無と位置精度，そして BHO が最終的に線量に与えるか検討していた．使用装置 True beam(VARIAN)は，従来からの 50 msec.に変わり 10 msec.ごとに MLC log file data を取得する．演者らは今回の検討に MLC 位置誤差のトレランスに 2.0 mm を採用して研究を行った．結果的に BHO の発生は見られなかったようであるが，今回の条件下（10 msec.ごとの MLC log file data を取得，MLC 位置誤差のトレランスに 2.0 mm）では，BHO や MLC の検出ができないので注意が必要であるとの意見が会場から出された．MLC log file はあくまでも MLC 駆動モーターのエンコーダーから得られるデータであり，実際の MLC 位置を表すものではないことに注意しなければならない.

313　313，314，315 は同施設からの報告である．MLC log file を使用して MLC の位置誤差精度検証ソフトおよびアプリケーションの開発の報告である．研究手順と報告内容の伝えやすさ分かりやすさから，順番を 313→315→314 に変えて報告された．そのため，座長集約の表記順番も 313→315→314 とする．313 の演題名は「MLC 位置精度検証ソフトの開発」ということであったが，演者の報告内容はソフトウェアの概要およびインターフェイス構築内容の説明報告のみで具体的な研究報告がなかった．このシステムが，汎用性を持ち様々なユーザーが安全に使用できるよう，検討を続けて頂きたい．また，ソフトウェアに関する具体的内容の質問に対しては，次演題の同一施設からの報告後に行い完結とした.

315　「MLC 精度管理アプリケーションの開発」における報告である．一回の照射で発生

する膨大なMLC log fileはSQLサーバーに蓄積されると同時に，log fileに含まれるデータを短時間で解析できるようにしている．このようなデータの解析は簡便かつ短時間で行うことができなければ，日常の業務に大きな負担になる．今後簡便に解析できるように，このアプリケーションの問題点を解決し，多くのユーザーに運用していただくよう検討されることを課題とされていた．

314　演題313,314を具体的に使用し，MLC dynalog fileからIMRT治療計画のspecific QAとしてIMRTの不変性試験に関する報告であった．他の検証システムのgamma indexとMLC位置誤差との比較により考察されていた．より簡便にIMRTのQAを行うために当施設で開発されたアプリケーションとdynalog fileの使用は有効であると思われる．しかし，あくまでもMLCモーターのエンコーダーの値であり，実際のMLC位置ではない事ことに留意し，検証システムおよびMLC dynalog fileの検証方法を確立されることを期待したい．また，結果的に生じたMLCの位置誤差がsystematicなのかrandomなのかによって線量への影響やそれに対する対応が異なることも，今後の検討材料としていただければ各施設に大変有効利用されると考える．引き続き研究報告を期待して座長報告と致します．

川守田　龍（多根総合病院）

線量測定検出器（演題316 - 320）

316　EBT3を用いたIMRT線量検証において，30分後にスキャンするSingle scan法を24時間後にスキャンする従来法と比較して同等の精度であることを実証し，時間的に効率よく測定できるSingle scan法の有用性を明らかにした報告である．Single scan法は検証用フィルムに校正用フィルムを追加することで，ガフクロミックフィルムの特性である照射直後から徐々に温度が上昇するPost-exposure density growthを補正することが可能になる．Single scan法の線量プロファイルは従来法と良い一致を示し，両者の線量分布は治療計画装置の計算値および電離箱による測定値と 3%以内で一致した．またガンマ解析3mm/3%による平均パス率もほぼ一致した．Single scan法は従来法と同等の測定精度を有し，かつ効率的なIMRT検証を行う事ができるため有効な方法であることが示された．

317　MRIを利用したポリマーゲル（改良型PAGATゲル）線量測定において，segmental MLC照射を用いたdose modulation transfer function(以下DMTF)による分解能評価を行う際の実用的なMRIの撮像パラメータを検討した報告である．SNRと撮像時間を考慮した実用的なマトリックスサイズは256×256(1mm/pixel)であり，このときのDMTFは2mmまでがフィルム測定値と同等，SNRと撮像時間は各々1.9%，43.0分であった．ポリマーゲル線量計は3次元線量測定が可能な線量計であり，IMRTの線量検証や高精度放射線治療装置のQC・QAへの応用が期待されている．しかしながら，ポリマーゲルの作成過程や照射中および照射後の24時間保管に至るまでの温度管理や紫外線の遮断（蛍光灯を含む）な

ど，温度，時間，光の管理を徹底して行う必要がある（後日，演者からのコメントによる）．また，MRI 撮像時の温度変化にも影響を受けやすいとの過去の報告があり，取扱いには最新の注意が必要である．本研究をさらに進めていただき今後も継続した発表をお願いしたい．

318　人工ダイヤモンド検出器の基本特性を評価し，出力係数や線量プロファイル，PDD についてピンポイント形電離箱と比較して，その有用性を示した報告である．ダイヤモンド検出器は，方向依存性，再現性，線量率依存性，エネルギー依存性ともに非常に優れており，また線量依存性はピンポイント形電離箱と比較して 0.5%以下で一致した．ダイヤモンド検出器は極小照射野の出力係数の測定や線量プロファイルの測定においてピンポイント形電離箱よりも精度が良く，一方，大きい照射野における出力係数や PDD の深い位置においてもミニ形電離箱とほぼ一致した．一方，ダイヤモンド検出器特有の特性により，プレ照射は頻繁に行う必要がある．人工ダイヤモンド検出器は，印加電圧を 0V に設定して測定するが，先に販売されている天然ダイヤモンド検出器は 100V に設定して測定する．標準計測法 12 のダイヤモンド検出器の節に，印加電圧を 0V では照射しないこととあるが，執筆当時は人工ダイヤモンド検出器は存在せず，この記述は天然ダイヤモンド検出器に対する事であるので注意が必要である．

319　FFF ビームの線量プロファイルを 2 次元半導体検出器で測定し，線量プロファイルの結果に高線量率に対する線量率依存性は認められなかった事を示した報告である．本報告で用いられているダイオードは重金属を添加した n 型ダイオードであり，純粋な n 型ダイオードほどではないが線量率依存性がある．Letoumeau らの論文によると，重金属を添加した n 型ダイオードの線量率依存性は線量率が低いほど大きくなり，600MU/min と比較して 50MU/min で 2%，150MU/min で 1%以上，電荷量が小さくなる．そして，線量率が高くなるほど線量率依存性は小さくなる．ここに示した低い線量率で線量プロファイルを測定する事は少ないと思われるが，もし低線量率で測定する場合は注意が必要である．いずれにせよ，600MU/min を超えて最大で 2400MU/min の高線量率の出力が可能な FFF ビームにおいても，線量率依存性は認められなかった事が本報告において明らかになった．

320　始業点検で用いている 2 次元検出器の測定結果と定期的な QA の結果との相関関係を調べ，QA 頻度の効率化を行った報告である．特にモニタ線量計の出力結果と 2 次元検出器の測定結果からモニタ線量計の出力変動を予想することが可能であり，演者の施設ではモニタ線量計の校正頻度を隔週から月 1 回に減らすことが可能になった．発表の中で示されたグラフから，通常我々が行っている方法であるモニタ線量計の校正時に 2 次元検出器のキャリブレーションを行わず，測定値がトレランスの限界に達した時点で単独でキャリブレーションを行っているようであった．2 次元検出器のキャリブレーションは，モニタ線量

計の校正時の電離箱線量計の測定値と関連づけることで，経時的な変化を正しく評価できると考える．今一度，2 次元検出器のキャリブレーションについて再考していただきたい．

佐藤　智春（がん研究会有明病院）

治療計画（演題 321 - 324）

321　放射線治療における一回線量と分割回数の最適化を検討した報告である．放射線の効果に universal survival curve を適用して腫瘍の再増殖を考慮した項目を付け加え，放射線照射による腫瘍と OAR への影響の関係図(TO plot)を用いて OAR の損傷が最小となる一回線量と分割回数を求めた結果，σ(腫瘍に対する OAR の吸収線量比)=0.8 では一回線量と分割回数の最適値は 2Gy，39.6 回であり，σ=0.1 では 8.2Gy，5.5 回であったと報告された．現状，放射線治療の照射線量・分割回数は，臨床的な経験に基づき決定されることが多く，施設や医師ごとに異なる場合もある．今回の研究により，OAR の生存率をもとに，最適な分割回数が設定されれば，放射線治療による有害事象が低減された計画が作成でき，治癒率の向上が期待される．算出に必要な，腫瘍の倍加時間・生存率，腫瘍と OAR の α/β・δ の値が正確に決定され，より臨床に近い状況での研究を今後期待する．

322　放射線照射時の細胞生存率の指標となる Microdosimetric-Kinetic(MK)モデルを用いた細胞生存率モデルと細胞生存率実測データを比較検討した報告である．H1299 細胞に 2.5Gy/min 6MV X 線を 0～18Gy で照射し，コロニー形成法により照射細胞群の生存率を求め，LQ モデルと MK モデルの不確定精度を評価し，さらに，両モデルの生存率曲線と実測値の適合度を $\chi 2$ 値で評価した結果, MK モデルの $\chi 2$ 値は LQ モデルの $\chi 2$ 値より小さく，適合度がわずかに良く，また，低線量域では MK モデルが LQ モデルよりも細胞生存率を高く推定する結果となったと報告された．通常，放射線治療の線量評価として LQ モデルが利用されているが，低線量域で実測値より低く見積もる傾向がある．今回，低線量域での MK モデルは LQ モデルよりも細胞生存率を高く推定し，線量率や，照射時間が生存率の推定に影響を及ぼす可能性があることが示唆された．近年，ライナックの SRS モードや FFF モードなど，臨床においても高線量率の照射が可能となっている．細胞生存率に影響があれば，治療効果にも影響を及ぼす可能性があり，今後の臨床での治療結果を注意深く観察する必要があると考える．臨床に近い条件での検証を期待する．

323　PET 画像を利用した勾配法による GTV の自動輪郭プログラムの開発とそれによる輪郭抽出精度を評価した報告である．直径が異なる 6 種類の模擬腫瘤に，放射能濃度比を変化させた FDG を注入して PET-CT を撮影し，従来より行われている閾値法と，spiral-scanning technique と勾配法を利用した GTV 自動輪郭抽出プログラムで体積測定を行った結果，勾配法では濃度比に依存せず安定した体積測定結果を示し，特に濃度比が低い場合や直径が小さい場合に閾値法と比較し，抽出精度は高かったと報告された．放射線

治療計画の標的体積の輪郭入力作業において PET-CT 画像を利用することで，輪郭入力の個人差は小さくできると考える．しかし，SUV の閾値を用いた方法は集積境界の決定に多くの誤差要因を含んでいる．今回開発された GTV 自動輪郭抽出プログラムは，SUV の値が小さいものや直径が小さい場合に，閾値法に比べ，より正確な輪郭抽出がされており，標的体積の輪郭入力のばらつきの低減が期待される．今後，臨床例での検証を進めていただき，臨床使用可能となるまで開発をお願いしたい．

324　放射線治療計画装置と DICOM-RT PACS で DoseVolumeHistogram 解析を行った際の再現性について検討された報告である．2 種類の放射線治療計画装置で，10MV と 6MV の X 線を用い，2 種類のファントムに，オープン照射野，物理ウェッジ照射野，エンハンスドダイナミックウェッジ照射野の治療計画を作成し，DICOM RT-PACS に送信して，放射線治療計画装置と RICOM RT-Viewer とで DVH 解析を行い比較した結果，オープン照射野では，エネルギーや門数に依存せず誤差 1%以内で一致したが，ウェッジ照射野ではウエッジ角度が大きくなると誤差が増大し，最大で 1%を超えたと報告された．近年，DICOM-RT PACS システムが各社より販売され，放射線治療計画装置のデータを PACS に保存し，専用 Viewer で確認することが可能となってきた．今回の報告では，治療計画装置と DICOM-RT PACS でのストラクチャーの Volume のとりかたの差が DVH 解析の差に現れたと考えるが，システムによりこのような誤差が存在することを認識しておかなければならない．今後，臨床データでの確認と報告を期待する．

川内野　友彦（長崎大学病院）

IMRT 計画検証（演題 325-328）

325　VMAT 検証に利用される 3 次元検出器の 1 つ，ArcCHECK のデータを用い，患者線量検証ソフトウェア 3DVH を利用し算出された 3 次元予測線量分布の精度検証を行った報告．頭頸部，前立腺それぞれにおいて 3DVH と EBT3 による γ 解析による結果は良好であったとされている．中心部のズレが他に比べて大きかったようだが，ArcCHECK の形状から中心部は予測分布になるので納得の結果かと思われる．エネルギーによる結果の差異はどの程度なのか気になるところである．

326　VMAT 検証用測定器として Delta4 と Arc-CHECK は代表的な測定器として知られている．この 2 台の測定器を使用し QA Plan の線量測定，同じ Plan で意図的なエラーを設定した Plan の線量測定を行い測定器ごとの判定基準を設定し自施設の許容レベルの作成を行ったことについての報告である．両測定器は検出器の配列が異なるため，データの扱い方に違いがあり解析に注意が必要である．今後，2 台の測定器をもつ施設としてデータの蓄積を行ない測定器間の相関を含めた特色の違いも検討していただきたい．

327　前立腺 IMRT において Elekta Synergy BM に搭載されている EPID にて取得した線量分布と計画装置から得られた線量分布を市販の画像解析ソフトにてガンマ解析評価を行った．本研究の条件下では 90%越え，もしくは 90%に近い高い pass rate が得られたとの報告である．前立腺以外のリーフの動きが複雑な症例ではどうか，FIX 門ではなく VMAT ではどうかなど更なる研究を期待したい．

328　前立腺照射における Inter-fraction error についての検討．コールドプランをもとに治療計画時 CT 画像と日々の治療時に撮影された CBCT 画像より前立腺とその近傍臓器の DVH と位置変動による影響の評価を行った．直腸の体積変動は膀胱に比べターゲットに与える影響が大きく，前立腺の正確な治療をするためには直腸体積を一定に保つことが必要だと結んでいる．今後，実臨床に携わる際には直腸体積を一定に保つために有効な患者指導についても検討していただきたい．

山田　薫（聖隷浜松病院）

位置照合・精度管理ほか（演題 P39 - P45）

本ポスターセッションは MLC に関する演題が 2 題，位置照合に関する演題が 2 題，アルゴリズムと線量精度に関する演題，OBI の画質に関する演題，CBCT の被曝に関する演題の全 7 演題で構成され，いずれの演題も臨床に密着した報告であった．

P39　前立腺 VMAT の実測線量評価で 3%以上の誤差が生じた場合，ISC と MLC の位置関係が誤差の一つの要因と考えて，独自パラメータとして実測計画比（＝実測値/計画値×100%）を用いて検討しており，MLC が ISC に近い位置にあるほど実測計画比の低下が顕著であったとの報告である．MLC が実測値に影響を与える要因は本報告の通り電離箱と MLC 端の位置関係が直接的な要因ではあるが，誤差要因は多岐に渡っている．どんな電離箱を選択するのか，ISC が MLC リーフの直下にあるのか境目にあるのか，トランスミッションや MLC-Offset 等々枚挙にいとまがない．今後この実測計画比を利用しての MLC の誤差要因を様々な側面から検討するなど発展性を期待する．

P40　MLC 位置精度評価に R 言語を用い FWHM 解析を行い，その結果に 3D カラースケールを付加し直観的評価を可能したシステムの報告であった．フェンステストに EPID を用い，全周４５°間隔にて画像取得し角度依存性評価を行っている．システムの精度はスリット 6.0 mm に対して Gantry 0°での解析結果は 6.1 mm であった．これは TG-142 のリーフ位置精度 1 mm 以内に十分納まっている．掲示されたカラースケール自体の視認性は良好であったが，エラーを検出した場合にどのように表示されるか興味あるところでした．リーフ 1 枚（1 cm，5 mm）ごとの検出感度や日常の QA での使用など含めて，このシステムの今後の発展に期待します．

P41　水等価個体ファントムを用いた実測値と治療計画装置で計算したPLANとの検証で，アルゴリズムAAA（Eclipse）を使用した計算値と実測値の誤差が4MVにおいて２％を超えていた．そこで電離箱（Farmar）の空洞内を水等価物質に置き換えることにより誤差が少なくなった旨の報告であった．照射野10×10 cmのopen照射野で実測値と計算値の差異が若干大きいと感じる．この場合電離箱空洞内の囲み方の影響が大きいのでは．また実測値の方でもスケーリングなどの補正要因も軽視できないと考える．線量検証においてファントム内の電離箱内空洞を水等価物質で埋めることについては，JSMP 強度放射線治療の線量検証法（平成22年Vol. 30 sup. 6 45p）を参照.

P42　本演題はDRR画像とポータル画像を用いた自作位置照合プログラムの正確さを検証した報告である．DRRもポータル画像も2D画像なのでx-y方向と回転についての誤差を検討している．これらの誤差について x-y 方向は 1mm 以内，回転は１°以内であった．TG-142の中でkV・MVともに位置決め精度はSRSで1 mm以内，non-SRSで2 mm以内と示唆されており，本演題の精度は十分にガイドラインを満たしている．自作プログラムは自分のアイディアをいち早く反映できるため正確性が担保できれば強力なツールになるので，今後も期待したい.

P43　本演題はリニアック同室ＣＴによる位置照合精度の報告である．更新したElekta社製リニアックに付属しているkV-CBCTと同室CTの位置精度を，ファントムで作成した治療計画を利用してそれぞれ位置精度を求めており，精度はともに1 mm以内と報告されている．近年リニアックを更新する際にOBI・CBCTが付属しているリニアックを購入する施設が増えている中で, 同室CTを併設している施設は多くないため本演題は貴重な報告と言える．位置精度を求める方法は治療計画側で発生させた既知移動量と比較しているが，これは，いわゆるEnd to end試験に近いものなので，撮影条件・画像歪み・寝台（たわみ等）などの誤差になりうる様々な因子を比較し同室CTの利点など今後機会があれば知りたいところです.

P44　OBI撮影時の胸部正面画像における画質向上に関する演題である. 0.1 mmCuフィルターを付加することで，メーカー推奨条件（75 kV，200 mA，25 ms）から管電圧25 kV上げても同等の被曝線量を維持しつつMTF・CNRなどを向上できたとの報告であった．臨床においては上部胸椎などの骨照合時，特に頚胸椎移行部・上部胸椎などの側面像で画質改善したい場面が多々存在するので，その辺りの研究報告も今後期待する.

P45　前立腺IMRT照合において，CBCT撮影時に取り付けるBow tie filterの種類により被曝量が異なるため，低被曝で画質を維持することが可能な撮影条件と２種類の Bow tie

filter について評価した報告である．VARIAN 社製の CBCT 撮影条件にプリセットされている Pelvis，Pelvis－Spot Light の２種類の条件と Full－Fan 用 Bow tie filter と Half－Fan 用 Bow tie filter の各組み合わせについて，照合精度・画質評価・被曝線量について評価を行っている．Pelvis と比較して Pelvis－Spot Light の照合位置精度と画質は同等であった．被曝については Pelvis－Spot Light では管球側の被曝が増加しディテクター側の被曝線量は減少していた．しかも Pelvis－Spot Light において Half－Fan 用 Bow tie filter 使用する場合より Full－Fan 用 Bow tie filter を使用した方が，被曝線量は低下したことを含めて，結果として Pelvis－Spot Light（上回り） と Full－Fan 用 Bow tie filter の組み合わせの使用が前立腺の被曝線量を低下できるとの報告であった．この報告を裏付ける資料は 2012 年に VARIAN 社から提供されている．被曝に関しては撮影条件を工夫することが肝要と思われます．今後プリセット条件にこだわらず照合精度・画質を担保しながらどこまで被曝線量を下げられるのか追加報告を期待したい．

相澤　一宏（市立札幌病院）

第 40 回放射線治療セミナー（実機セミナー）報告

東京女子医科大学病院　羽生　裕二（セミナー世話人）

平成 26 年 11 月 1 日（土），2 日（日）の 2 日間，首都大学東京 荒川キャンパスにおいて第 40 回放射線治療セミナーを開催しました．実機を使ったセミナーは今回で 3 度目（3 年目）になりました．

今回も昨年同様に座学と実習の 2 グループに分かれて 3 次元水ファントムによるビームデータ計測とフィールド線量計の相互校正について学びました．

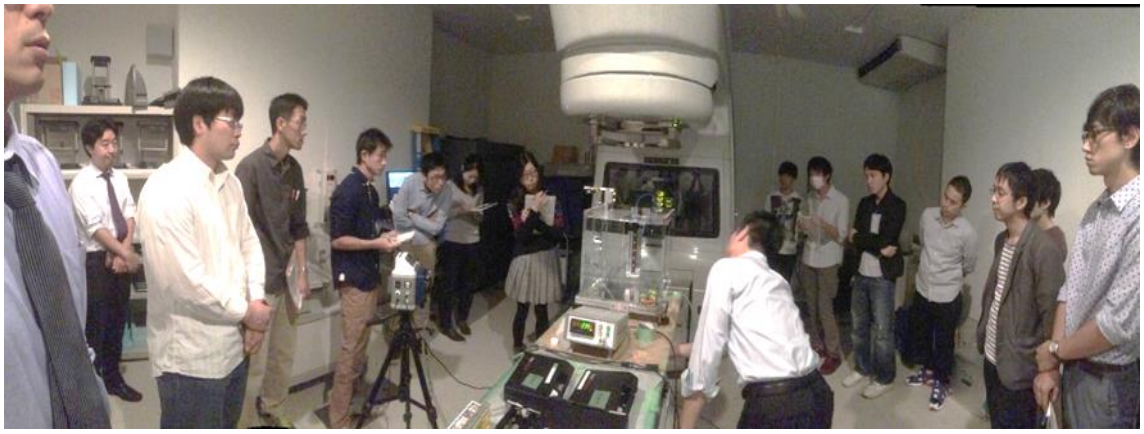
【第 40 回放射線治療セミナー（実機セミナー）プログラム】

11/1 - 1 日目

・3 次元水ファントムの設置方法およびビームデータ測定（実習）
・AAPM TG106 に準じた 3 次元水ファントムおよびビームデータの取扱い（座学）
・ビームデータ取集条件の違いによる PDD，OCR の変化（演習）
・フィールド線量計の相互校正の方法と注意点（座学）

11/2 - 2 日目

・電子線の相互校正（実習）
・標準計測法 12 概論（座学）
・平坦度，対称性の評価とビームアライメント評価（座学）
・PDD から TMR への変換の解説（座学）
・X 線，電子線の相互校正の手計算（演習）



第40回放射線治療セミナー（実機セミナー）参加レポート

東京女子医科大学病院　江面　崇智（受講生）

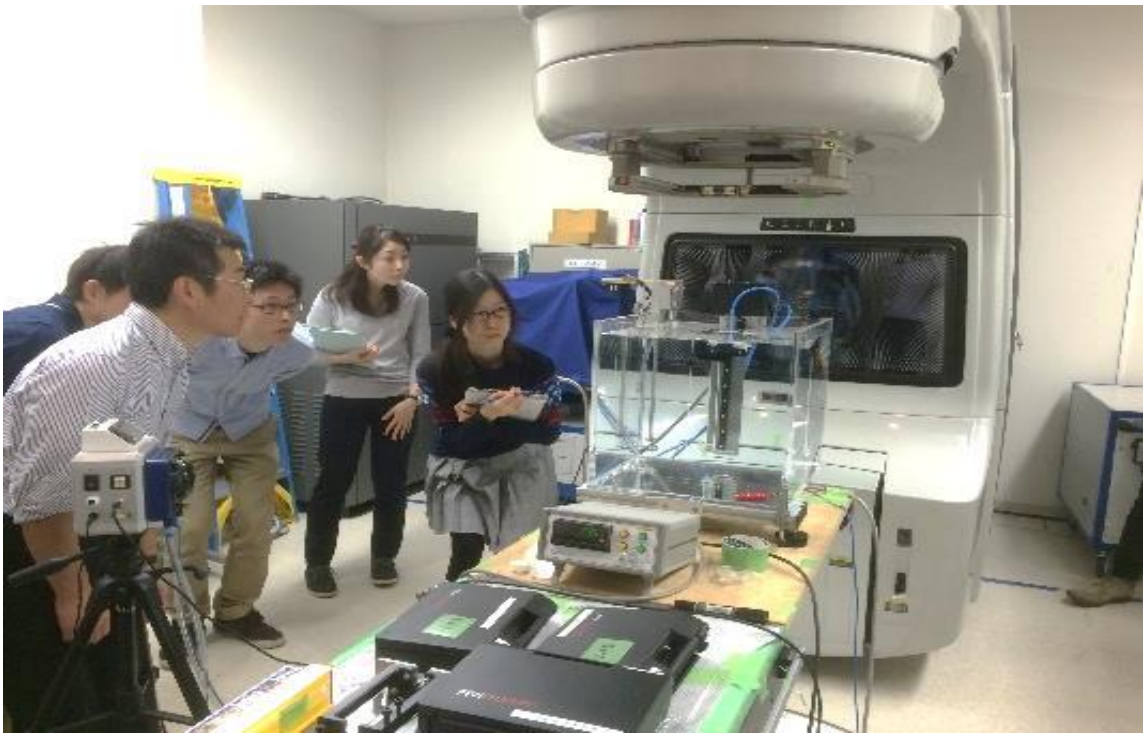
遠くの山々も澄みきった青空に映える季節となった11月，首都大学東京荒川キャンパスにおいて行われた第40回放射線治セミナーに参加させていただきました．11月1日，2日の2日間で，3次元水ファントムの設置から始まり，PDD・OCRなどのビームデータの測定と取り扱い方法，ならびにX線，電子線におけるフィールド線量計の相互校正の演習と充実した内容のカリキュラムが組まれており，全て理解できるか期待と不安で一杯でした．特に，標準計測法12の相互校正は，理解することが難しい部分があり，今回の講習会で楽しみにしていた内容のひとつでした．

1日目の3次元水ファントムの設置では，高い精度での設置方法や初めて見る位置精度の確認方法を間近で体験し，とても良い刺激を受けました．さらに，様々な測定条件の違いによるビームデータへの影響を丁寧に説明していただき，ビームデータ計測に関しての理解が深まりました．

2日目は，相互校正の座学からのスタートとなりました．非常にわかりやすい内容で，今まで不思議に思っていた部分や理解できなかった部分が一気に解消され，期待していた通りの内容に感動いたしました．実習においても，ファントム，線量計の設置方法からはじまり，外部線量計の有無による相互校正の差異などについてスプレッドシートを用いて解説していただき，今まで分からなかった部分を理解することが出来ました．

この2日間を通した座学ならびに実習は，不足していた知識や技術を学ぶ非常に有意義な時間となりました．講師の先生とのディスカッションは実習ならではの緊張感がありました．しかし，それは同時に普段は壇上で話されている先生との距離感とは異なり，気になっていたことをすぐ近くで伺うことが出来る良い機会となりました．今回学んだ，新しい発見や，再確認できた内容を今後の業務に活かしていくとともに，日々，精進しなければならないと改めて考えさせられました．

末筆となりましたが，丁寧かつ非常にわかりやすい講義をしていただきました講師の皆様，セミナーを支えていただいた関係者の皆様へ心から感謝の気持ちと御礼を申し上げます．



－地域・職域研究会紹介－

兵庫県放射線治療研究会の紹介

関西労災病院　薮田和利

兵庫県には兵庫県放射線治療研究会という勉強会があります．関西にはかたろう会という毎回 300 人超の動員数を誇る全国でも名の知れた研究会があり，初心者向けのわかば会から次の流れをさぐるシステム研究会まで，幅広い層に対応できるように部局が設けられ運営されています．地域に限定された兵庫県の研究会の存在意義は何でしょうか.

この研究会が始まったころ，兵庫県は西日本では大阪に次ぐ加速器の数があるにも関わらず，かたろう会の世話人も一人しかおらず，かたろう会の中で発言する人もあまり見かけないというような状況でした．これは，タイミング的に IMRT，IGRT の流れにのれていない施設が多かったことも要因なのかもしれません．かたろう会で議論される多くの用語が経験のない施設にはよくわからず，みんな当然のような雰囲気で議論されている状況に萎縮してしまっているのではないかと思われる部分もありました.

そこでまずは地域限定で，かたろう会で当然のように語られる用語を分かったふりをせずその意味を知ろうというコンセプトで横の繋がりを作る集まりから始めました．人数が限られているため自然と顔見知りになっていきました．参加意識を持ってもらうため，当初は毎回，施設の近況報告や問題点疑問点を順に発言してもらう時間をもうけ，何かをしゃべって帰ってもらえるようにしました．良く分かっていない用語については，次回までに勉強して報告してほしいと若手にその解説を依頼しました．話をしてくれた若手も自分の得意分野を持ちどんどん力をつけ，今はかたろう会でも活躍してくれるようになっていきました.

神戸市内の病院設備を借りて行うため，治療室が近くにある特徴を生かし，始業点検 QAQC の実習，シェルの作成，バックロックの作成，3D 水ファントムの設置から測定など実習形式も多く取り入れてきました，講義形式ではできるだけ多くの施設が困っているであろうテーマ，みんなで共有したいテーマを選択し，時には技術のテーマではありませんが，外来加算でカルテ記載が求められたときには看護師さんにカルテ記載のための視点の置き方を講義してもらったりもしました．研究会ではありますが，一部の施設にしか関心がないような先端技術はあえて追わず，ベーシックで業務に役立つという視点で運営されていま

す.
あまりテーマ設定が偏るといけませんので，現在は，企画から運営手配までを持ち回りにしています.「持ってかえって業務に生きるもん」をめざし，それぞれの担当者が考えるみんなに役立つテーマでプログラムが展開されます．これまで年 2 回の開催でしたが，提案もあり今年から年 3 回の開催になりました．案内は兵庫県下でメールアドレスを登録してもらった人へのメール配信のみという若干クローズドな運営ですが，毎回 30 名から 50 名程度の参加者があります．金曜日の業務終わりに開催され，会の名称が正式決定されてから次会で 12 回目の開催となります．今回の紹介の依頼をいただいて，世話人みんなでこれらの研究会の姿勢を再確認いたしました.
兵庫の研究会はかたろう会との連携関係はありませんが，相互補完関係にあるのではと思っています．かたろう会のように大きく力のある組織だからこそ出来にくいことを実現できるのがこの研究会の存在意義ではないかと思っております.

世界の論文シリーズ

Reference radiochromic film dosimetry in kilovoltage photon beams during CBCT image acquisition

（kV X 線の CBCT 画像取得におけるラジオクロミックフィルム標準測定）

Tomic N, Devic S, DeBlois F, Seuntjens J.

Med Phys. 2010 Mar;37(3): 1083-1092

【目的】

Image guided radiation therapy（IGRT）で使用される kV X 線による cone beam computed tomography（CBCT）の利点は，二次元の kV X 線画像に対して治療期間中の三次元の解剖学的情報の利用と，標的体積を含む軟部組織の比較的良好な視認性が挙げられる．CBCT の情報から十分な利益を得るためには，患者は毎回の治療前に CBCT 撮影を受けるべきである．しかし，毎回の CBCT 撮影は患者の正常組織に重大な線量の追加をもたらすかもしれない．そのため，放射線腫瘍医が治療期間中の撮影頻度を最終決定する前に，CBCT 撮影によって照射される線量の正確な情報が必要である．

本研究は，CBCT の線量測定のために XR-QA モデルのガフクロミックフィルム（ISP 社製）を用いた標準測定プロトコルを確立した．この標準測定プロトコルを利用し，現在 Clinac-iX（Varian 社製）に搭載された on-board imager（OBI）にて利用可能な CBCT 撮影プロトコルによって患者の皮膚と全身に照射される線量を報告する．また，モンテカルロ計算を使用して，XR-QA フィルムで測定された表面線量をファントム表面の水カーマに変換した調査結果を報告する．

【方法】

Radiochromic film reference dosimetry protocol

われわれのラジオクロミックフィルム測定システムは，XR-QA フィルムと Epson Expression 10000 フラットベッドスキャナ（EPSON 社製）からなり，XR-QA フィルムによる標準測定システムのレスポンスは，空気中における空気カーマによって校正した．CBCT 撮影プロトコルにて使用されている 4 つの線質に対する空気カーマは，校正済の FLUKE TNT-12000 検出器（Fluke Biomedical 社製）によって測定された照射線量を用いて算出した．

XR-QA calibration and Monte Carlo dose conversion procedure

CBCT 撮影プロトコルにて使用されている 4 つの線質に対して，それぞれ校正曲線（dose response curve）を作成した．また，測定されたフィルムの濃度変化から空気カーマへの変換に対する不確かさを評価した．

測定されたフィルムの濃度変化は，校正曲線を使用して空気中における空気カーマに変換される．その空気中における空気カーマから，空気中における水カーマを介して表面の水吸収線量に変換する必要がある．本研究では，水吸収線量への変換の際に照射条件に強く依存する後方散乱係数の使用を回避することと，フィルムを用いてファントムの表面線量を測定することを可能にするために，ファントム表面での測定とフィルムの空気カーマ校正を直接リンクさせた．水カーマを算出するための 3 つの手法（kerma-based conversion, dose-based conversion，$(\mu_{en}/\rho)_{air}^{w}$（spectrum averaged））の違いについては，モンテカルロ法を用いて調査した．空中での校正とファントム測定をシミュレーションしたモンテカルロ計算は，EGSnrc システムと XR-QA フィルムの構成を詳細にモデル化したユーザーコードの DOSRZnrc を使用して実施された．モンテカルロ計算は，CBCT で使用される HVL の範囲をカバーするために，5 つの線質（80kVp（HVL 2.4mm），100kVp（HVL 4.4mm），120kVp（HVL 3.5mm），120kVp（HVL 5mm），120kVp（HVL 8.1mm））に対して行った．

Cone beam CT acquisition protocols and CBCT dose measurements

CBCT の線量測定は，humanoid Rando phantom を使用して異なる 3 つの部位（head and neck，pelvis，thorax）について実施した．

CBCT による表面線量を測定するために，1×2 in.^{2} サイズの XR-QA フィルムを Rando phantom の表面に貼付した．また，異なる 3 つの部位に対して，6 種類の CBCT 撮影プロトコルによる CBCT 撮影時の線量分布を測定するために，Rando phantom のスライスの間に横方向と縦方向に 1 in.^{2} の XR-QA フィルムを挟んだ．測定は，全ての CBCT 撮影プロトコルに対して 3 回ずつ行われ，平均の線量が計算された．

【結果と考察】

測定に使用された 4 つの線質（100-125kVp）の出力は 14.37~22.96mR/mA，HVL は 5.3~6.4mm Al であった．

本研究のラジオクロミックフィルムによる測定プロトコルは，測定に使用された全ての線質において，1cGy 以上の線量に対する線量測定の不確かさ（1σ）は，3%以下で実施できたことが示唆された．

水と XR-QA フィルムの質量エネルギー吸収係数比は，非常にエネルギー依存性があるにもかかわらず，dose-based conversion と kerma-based conversion の違いは 2%以内であった．また，dose-based conversion と，TG-61 から引用された空気に対する水の質量エネル

ギー吸収係数を使用した単純な近似との違いは 1%以下であり，診断領域において XR-QA フィルムは無視することができる．その結果，以下の単純な以下の方程式を使用することができる．

$$D_w = K_w = \left(K_{air}^{film}\right)^w \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^w$$

ここで$\left(K_{air}^{film}\right)^w$は，空気中での校正曲線を使用して得られたファントム内部，もしくは表面で測定された空気カーマを表す．

１回の CBCT 撮影での表面線量は，どの部位に対しても 0.1-4.7cGy の範囲であった．最も低い表面線量は，head low dose CBCT プロトコルを使用して head and neck 領域を撮影したときであった．一方，最も高い表面線量は pelvis 領域に対して pelvis spot light CBCT プロトコルを使用したときであった．

われわれの知る限り，この文献において示された線量プロファイルは，初めて CBCT 撮影時に測定された線量プロファイルである．測定で得られたプロファイルは，以前に報告されたモンテカルロシミュレーションの結果と定性的に優れた一致を示した．

【結論】

われわれは，測定されたフィルムの濃度変化から線量へと変換する XR-QA フィルムのためのラジオクロミックフィルム測定プロトコルについて述べた．この測定プロトコルを用いた CBCT の線量測定の不確かさ（1σ）は，1cGy 以上の線量に対して 3%以下であった．

ファントム表面に貼付した XR-QA フィルムにて測定した線量を，ファントム表面における水カーマへ変換することに関して，モンテカルロ法を用いて調査した．われわれは，TG-61 のように単純な空気と水の質量エネルギー吸収係数比の利用を発見した．この方法は，XR-QA フィルムが非水等価性にもかかわらず 1%以内の正確さがあり，フィルム有感層の構成を無視できる．

われわれが提案したラジオクロミックフィルム測定システムは，測定された表面線量と様々な検出器で測定されたその他の文献データとを比較して，診断領域のエネルギー範囲での線量評価のために有益なツールであることが示された．

【コメント】

本論文は，kV CBCT 撮影によって照射される線量の測定をガフクロミックフィルムにて行う方法を紹介している．本邦においても IGRT を行う施設・使用頻度ともに年々増加しており，各施設で IGRT によって患者に追加される線量を把握しておく必要がある．その上で，ガフクロミックフィルムを用いた IGRT の線量評価は，簡便かつ広く応用できるため，多くの施設で実施可能な方法であると考える．

多根総合病院　久保 和輝

Comparison of 2D and 3D Imaging and Treatment Planning for Postoperative Vaginal Apex High-Dose Rate Brachytherapy for Endometrial Cancer

（子宮体癌の術後膣尖部に対する高線量率小線源治療における 2 次元および 3 次元治療計画比較）

James K. Russo, M.D., Kent E. Armeson, M.S., and Susan Richardson, Ph.D.
Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012; 83(1): pp75-80.

【目的】

2 次元(2D)治療計画から算出された膀胱・直腸線量が 3 次元(3D)治療計画ではどのような値に相当するか不明である．本研究の目的は，子宮体癌で術後に膣尖部へ高線量率小線源治療を施行した患者の 2D および 3D 治療計画から算出された膀胱・直腸線量を評価することである．

【対象と方法】

2000 年から 2007 年に治療を行った 91 人（2D 治療計画 71 人，3D 治療計画 20 人）を対象とした．線量は膣の先端から 3cm，深さ 0.5cm の範囲に 1 回あたり 200-350cGy 処方し，週一回合計 6 回の治療を行った．2D 治療計画では ICRU38 に基づいた膀胱・直腸線量（以下，ICRU 線量），3D 治療計画では各臓器に対する最大線量，2cc 線量を用いて評価した．得られた結果は処方線量で正規化した線量比で表した．また，ICRU 線量，最大線量，2cc 線量を使用して各治療回数の時点で，最終的な合計線量をどの程度予測できるかを評価した．

【結果】

膀胱に関して，処方線量で正規化した線量比（平均[%]±標準偏差[%]）は ICRU 線量 : 65.9±19.4，最大線量 : 118.0±32.7，2cc 線量 : 71.4±18.5 となった．最大線量は ICRU 線量の 178%で，有意差を認めた($p<0.0001$)．2cc 線量 は ICRU 線量の 108%で，有意差を認めなかった($p=0.22$)．2cc 線量は最大線量の 59%で，有意差を認めた($p<0.0001$)．
膀胱の合計線量を 10%の精度で予測できた割合（初回のみ/ 2 回目まで/ 3 回目まで/ 4 回目まで/ 5 回目まで）は，それぞれ 44%/ 59%/ 83%/ 82%/ 89% (ICRU 線量)，45%/ 55%/ 80%/ 85%/ 85% (最大線量)，37%/ 68%/ 79%/ 79%/ 84% (2cc 線量)となった．pair-wise 比較の結果，全ての組で有意差を認めなかった．

直腸に関して，処方線量で正規化した線量比は ICRU 線量 : 109.6±1.5，最大線量 : 152.7±29.2，2cc 線量 : 97±15.1 となった．最大線量は ICRU 線量の 137%で，有意差を認めた($p<0.0001$)．2cc 線量は ICRU 線量の 87%で，有意差を認めた($p<0.0001$)．2cc 線量は最大

線量の 64%で，有意差を認めた(p<0.0001).
直腸の合計線量を 10%の精度で予測できた割合は, 100%/ 100%/ 100%/ 100%/ 100% (ICRU 線量)，60%/ 65%/ 70%/ 75%/ 75%(最大線量)，68%/ 95%/ 84%/ 84%/ 84% (2cc 線量)となった．pair-wise 比較の結果，全ての組で有意差を認めなかった.

【考察】

最大線量が 2cc 線量より高くなったのは，定義より明らかである.
膀胱に関して，最大線量が ICRU 線量より高くなったのは，Foley bulb が膀胱後壁より線源側に位置しないことから説明できる．膀胱線量は評価方法により著しく変化した．これは Barney らのデータと一致する．Barney らは 24 人を対象に処方線量に対する ICRU38 の膀胱線量比を 0.77±0.23 と示しており，我々の結果（0.66±0.19）と類似した.

直腸に関して，最大線量が ICRU 線量より高くなった．ICRU 線量はシリンダーから決まった距離で定義されるので, 直腸前壁がこの距離より近い場合は, 最大線量が高くなる.

膀胱・直腸の最大線量が ICRU 線量より高くなったが，この結果は 2D 治療計画に対し，3D 治療計画の最大線量は膀胱で 1.4-2.2 倍，直腸で 1.4-4.2 倍と示した Stuecklschweiger らのデータと一致する.

膀胱に関して，5%の精度では合計線量の予測は不可能であるが，10%の精度では評価方法に関係なく，3 回のデータで少なくとも 79%の割合で合計線量の予測が可能である．また，3 種類の評価方法の結果は類似した.

直腸に関して，ICRU 線量は，設定レベル(5%,10%)に関係なく高い割合で合計線量の予測が可能であった．この理由は直腸線量点が線源から一定の距離で定義されるためと考えられる．最大線量と 2cc 線量は ICRU 線量に比べ，予測精度が低くなり，3 回以上のデータを用いて解析しても合計の直腸線量の予測精度はあまり高くならない.

合計の臓器線量の予測精度は，線量結果の変動と予測に使用する照射回数に依存している．本質的に変動が大きいものは，予測が困難である.

【結論】

膀胱の最大線量は ICRU 線量や 2cc 線量より高くなり, 2cc 線量は ICRU 線量と大きく変化しない．直腸の最大線量は ICRU 線量より高く，2cc 線量は ICRU 線量より低い．合計線量の予測精度は線量の評価方法と臓器に依存する. 3 回治療後に合計線量の予測精度がプラトーに達するケースがあった．これは膀胱と直腸線量の線量計算を全ての治療回で行う必要がない事を示唆している．また，線量予測精度の設定レベル(5%,10%)は臨床に関連した値を用いるべきであり，この問題を対処するために更なる研究が必要である.

【コメント】

本論文は，術後子宮体癌患者に対してシリンダーを用いた高線量率小線源治療において，

3 種類の評価方法（ICRU 線量，最大線量，2cc 線量）で算出された線量について検討している．本邦では米国とは治療方針が異なり，子宮体癌に対して小線源治療はあまり行われない．また，処方点の設定，線量分割回数が異なるので，単純な比較は難しい．全患者に全治療回で同じ治療計画を用いる手法には少し粗雑な印象を受けるが，3 次元治療計画への移行の際には，線量評価方法の違いによるリスク臓器の線量変化について把握しておくことが重要と考える．

兵庫県立がんセンター　小坂 賢吾

The influence of MRI scan position on patients with oropharyngeal cancer undergoing radical radiotherapy

（放射線治療を施行した中咽頭がん患者の MRI 撮像体位が与える影響に関する報告）

Scott Hanvey , Mark McJury , Lye Mun Tho , et al.

Radiation Oncol 2013 26; 8 (1):129

Introduction

本研究の目的は放射線治療を施行した中咽頭がん患者の MRI 撮像体位が，治療計画用 CT(CT)との位置照合精度に与える影響を調査し，その結果として GTV の輪郭描出精度および治療計画における線量評価に及ぼす影響について評価する.

Methods and Materials

Patient group

対象は放射線治療を施行した中咽頭がん患者 22 症例である. 全症例に対して CT を施行し，その後 2 つの撮像体位にて MRI 撮像を施行した．1 つめの MRI 撮像体位は診断用に撮像される固定具を装着しない状態(MRI_D)にて施行した．もう 1 つは固定具を装着した状態(MRI_{RT})にて施行した.

Image registration

治療計画装置(Eclipse，Varian Medical Systems，Inc. CA，USA，version 10.0.39)を用いて CT に対し，各 MRI を位置照合した．照合手法として中咽頭領域を中心に関心領域を設定し，剛体照合を基本とした mutual-information を用いて自動で行った.

Image registration analysis

CT に対する MRI_D と MRI_{RT} の位置照合精度の定量的な評価方法として左右の眼窩と歯突起を CT，MRI_D，MRI_{RT} において輪郭描出し，それらの重心位置を算出した．CT で輪郭抽出した各臓器の重心位置を基準とし，位置照合を行った各 MRI で輪郭抽出した臓器の重心位置との距離を測定した．次に輪郭描出した臓器を用いて，CT と各 MRI の空間的重なり度合いを評価する spatial overlap を，ダイス係数を用いて評価した.

Gross tumour Volume and organ at risk delineation

GTV および OAR の輪郭描出は次に示す 3 つの手法で行った.

① MRI_D を別の画面で見ながら CT 上で輪郭描出し，この手法を PP_C と定義した．このときの GTV を GTV_C とし，それをもとに作成した PTV を PTV_C とした.

② MRI_D を CT と位置照合した状態で MRI を基に輪郭描出し，この手法を PP_D と定義し

た．このときの GTV を GTV_D とし，それをもとに作成した PTV を PTV_D とした．

③ MRI_{RT} を CT と位置照合した状態で MRI を基に輪郭描出し，この手法を PP_{RT} と定義した．このときの GTV を GTV_{RT} とし，それをもとに作成した PTV を PTV_{RT} とした．

Dose analysis

VMAT を用いた治療計画による線量評価は 22 症例のうち 10 症例を対象とし，作成した PTV_C，PTV_D，PTV_{RT} に対し下記に示す線量制約を満たすように計算を行った．

→各 PTV に対する線量制約は D_{99}>90%，D_{95}>95%，D_5<105%，D_2<107%と定義した．

本研究の目的の 1 つとして PP_{RT} で得た PTV_{RT} が最適な計画体積を定義できていると仮定した．そしてこの仮定を達成するために PTV_C に対して線量制約が満たせる VMAT プランを作成し，その状態において PTV_{RT} の線量評価を行い線量制約が満たされているかを評価した．これを PTV_C; PTV_{RT} と定義した．同様に PTV_D に対して線量制約が満たせる VMAT プランを作成し，その状態において PTV_{RT} の線量評価を行い線量制約が満たされているかを評価した．これを PTV_D; PTV_{RT} と定義した．合わせて上記の評価を行った際の各条件における線量均一性の評価手法として，ばらつきの度合いを示すシグマ係数を用いた．最後にこの状態における OAR に対する平均および最大線量を評価した．

Result

Image registration analysis

CT に対する MRI_D と MRI_{RT} の位置照合精度を評価した結果，MRI_{RT} のほうが MRI_D よりも有意に改善した結果を得た. GTV の輪郭描出については GTV_C に対して, GTV_D と GTV_{RT} はどちらも輪郭描出体積は有意に小さいという結果が得られた．一方で，CT と位置照合を行った MRI で輪郭描出した GTV_D と GTV_{RT} の体積に関しては有意な差は見られなかった．

Dose analysis

線量評価を施行した 10 症例の PTV_C; PTV_{RT}，PTV_D; PTV_{RT} に対する線量評価を行った結果，どちらの場合でも D_{99}>90%，D_{95}>95%の線量制約を満たすことができなかった．PTV_C; PTV_{RT} よりも PTV_D; PTV_{RT} のほうが D_{99}，D_{95} ともに低い値を示す結果となった．またこの状態での PTV 内の線量均一性を評価するシグマ係数は，各 PTV に対して線量制約を満たすプランを立案した場合と比べて，PTV_C; PTV_{RT}，PTV_D; PTV_{RT} の場合において有意に高い値を示し PTV 内の線量均一性が低下する結果となった．OAR の線量制約に関しても PTV の結果と同様であった. また各 PTV で評価した場合, OAR に対する平均線量が PTV_C ＞PTV_D＞PTV_{RT} の順に低くなっていることがわかる．この理由として GTV の輪郭描出の体積が縮小していることが挙げられる．

Discussion

Image registration analysis

CT に対して固定具を装着した状態で MRI を撮像したほうが，固定具を装着していない診断用の MRI よりも位置照合誤差が有意に改善されるという結果が得られた．これらの結果は MRI の撮像体位が CT との位置照合において重要な役割を果たし，急峻な線量勾配を可能とする治療計画を立案するうえで重要となる．また GTV の輪郭描出についても GTV_C に対して，GTV_D と GTV_{RT} はどちらも輪郭描出体積は有意に小さいという結果が得られた．この理由として中咽頭がん患者に対して CT を用いて輪郭描出することは非常に困難であり，その結果として GTV_C では輪郭描出精度が低下したと考えられる．

Dose analysis

Image registration analysis の結果より，PP_C や PP_D を用いるよりも PP_{RT} を用いることでより正確な輪郭描出を行うことが可能となり，より正確な線量評価を行うことが可能となる．また CT と位置照合を行った MRI で輪郭描出した GTV_D と GTV_{RT} の体積に関しては有意な差は見られなかったにもかかわらず，PTV_C; PTV_{RT} よりも PTV_D; PTV_{RT} のほうが D_{99}，D_{95} ともに低い値を示す結果となった．この理由として，たとえ GTV の体積が同等であってもその位置や形状が異なることが線量低下，特に D_{99} において大きく影響したと考えられる．これらのことを踏まえると，PP_{RT} によって作成した PTV_{RT} が最適であるといえる．中咽頭がん患者の治療計画を行う場合，PP_{RT} を用いることが最適であると考えられる．

コメント

VMAT をはじめとする急峻な線量分布を実現する技術の発達によって，画像の位置照合精度は非常に重要な役割となる．また，腫瘍制御と正常組織の晩期障害を低減するためにより厳しい PTV マージンを設定するうえで，GTV の輪郭描出に関するエラーを最小限にすることも重要である．今回の結果より，固定具を装着した状態で MRI を撮像し，治療計画 CT との位置照合精度を向上させる技術を用いることで VMAT の精度改善に貢献していることを証明した．

都島放射線科クリニック　上本賢司

COMMISSIONING OF PHOTON BEAMS OF A FLATTENING FILTER-FREE LINEAR ACCELERATOR AND THE ACCURACY OF BEAM MODELING USING AN ANISOTROPIC ANALYTICAL ALGORITHM

（フラットニングフィルタフリー直線加速器の光子ビームのコミッショニングと異方性解析アルゴリズムを用いたビームモデリングの精度）

JAN HRBACEK, M.Sc., STEPHANIE LANG, M.Sc., AND STEPHAN KLöCK, DR.

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 80, No. 4, pp. 1228–1237, 2011

Ⅰ．はじめに

Varian 社 TrueBeam STx は，平坦化ビーム（以下 FF ビーム）同様にフラットニングフィルタフリービーム（以下 FFF ビーム）を供給するために設計された新しい直線加速器である．それは，先行する CLINAC シリーズとは異なる導波管システム，カルーセル，ビーム生成，モニタチェンバ制御システムを含む多くの主要な要素を有する Varian 社 LINAC の新しい基本骨格を製作した．TrueBeam リニアックを最初に臨床で用いた我々のコミッショニングの経験に基づいて，新しい加速器の線量特性の概要を示し，我々の結果と FFF テクノロジーにおいて現在入手可能なエビデンスを比較した．平坦化フィルタ（以下 FF）を取り外すことは，線量率を増加させヘッド散乱やヘッドからの漏洩線量を減少させるので，照射時間の短縮および照射野外線量の減少を可能にするであろうという期待に FFF テクノロジーの関心は起因する．定位放射線治療や 1 回あたりに大線量を照射する小分割大線量照射に FFF が最初に利用されることが予測される．また，高線量率は呼吸同期照射やビーム供給時間が制限される息止め照射に有利となる可能性がある．

モンテカルロシミュレーションや線量計測に基づいたさまざまなリニアックの FFF ビームの特性を要約したいくつかの研究がある．しかしながら，これらすべての報告において，研究に用いられたリニアックは FFF の試作機のみであり，標準的な医療用リニアックから物理的に FF を取り外すことで作られた．Varian 社 CLINAC2100C モデル 6MVFFF と 18MVFFF ビームのモンテカルロシミュレーションによる評価は，M.D.アンダーソンがんセンターのグループによって報告された．その後，著者と同じグループが Varian 社 CLINAC21EX FFF 試作機における 6MVFFF と 18MVFFF ビームについて計測を行った．同様に 2 台の Elekta 社 Precise FFF 試作機による 6MVFFF と 10MVFFF におけるビーム特性の報告が Kragel らや Cashmore によって行われた．また，Elekta 社 SL25 における 6MVFFF と 10MVFFF ビームのモンテカルロシミュレーションが Parsai らによって報告された．

FFF ビームは，主として 2.5cm 幅にコリメートされた 6MVFFF ビームのヘリカルトモセラピーにおいて既に臨床で用いられている．TrueBeam は，あらゆる照射野サイズの FFF

ビームの生成を可能にし，単に加速器コリメータの物理的な制限によって抑制される C アームリニアックにおいて，FFF ビームの臨床使用が開始された．

我々は，さらに異方性解析アルゴリズム（AAA）を用いた Eclipse 治療計画装置における TrueBeam 光子ビームのモデリングの精度について報告した．均一な媒体同様に不均一な媒体に関するアルゴリズムの実行に関する既存のエビデンスがある．我々は，AAA モデリングと FFF ビーム計測の一致性を評価することによってこれらの報告に関する壮観を述べた．なお，この研究は物理的な状態（すなわち水ファントムを用いた）の下でのアルゴリズム性能の検証に制限される．

Ⅱ．方法および機材

1.直線加速器

TrueBeam における 2 種類の公称エネルギーの光子ビームがコミッショニングされた．TrueBeam は，カルーセルに設置されている FF による公称エネルギーと，FF の代わりにカルーセルのオープンポートと呼ばれる位置に設置されている薄い金属箔による FFF の両方を供給することができる．我々は，６X，６XFFF，10X，10XFFF という 4 種類の光子ビームに言及した．これらは以下の線量率が利用可能である．6X と 10X は 100,200,300,400,500,600MU/min; 6XFFF は 400,600,800,1000,1200,1400MU/min; 10XFFF は 400,800,1200,1600,2000,2400MU/min の線量率が利用可能である．

TrueBeam は, 各エネルギーのビーム生成とビームステアリングを操作するのと同様に各々のエネルギーを別々に線量校正する. この手法は, まず FF ビームの吸収線量の校正を行い, その後 FF を取り外して吸収線量の校正を行い, そして装置の出力はそれ以上調整しなかったという試作機で報告された方法とは異なっている．ビームは AAPM TG51 の手順を用いて校正された. つまり, SSD100cm, 照射野サイズ 10cm×10cm, 最大線量深 d_{max} で 100MU が 1Gy に一致するよう校正した.

2.Multileaf collimator

TrueBeam STx は high definition マルチリーフコリメータ HDMLC を装備している．このタングステン合金 60 対 120 枚のリーフは, アイソセンターにおいて投影幅 2.5mm が 32 対，その外側は投影幅 5.0mm が 28 枚で構成されている．HDMLC のリーフをを横切る全長は中心面で 22cm である.

3.深部線量曲線とプロファイル

すべての計測データを PTW 社の３D 水ファントムを用い SSD90cm で収集した. 深部量百分率 PDD は以下の 12 種類の異なる照射野サイズで収集した．1cm×1cm, 2cm×2cm, 3cm×3cm, 4cm×4cm, 6cm×6cm, 8cm×8cm, 10cm×10cm, 12cm×12cm, 15cm×15cm, 20cm×20cm, 30cm×30cm, 40cm×40cm.

3cm×3cm よりも大きい照射野サイズにおける PDD 曲線は PTW 社 31010 円筒形電離箱を用いて計測した．それよりも小さい照射野では，大きな電離容積の電離箱で明らかな

部分容積照射効果（partial volume irradiation effect）（体積平均効果 volume averaging effect の方が一般的）を避けるために，PTW 社 31016 ピンポイント形電離箱が用いられた．両方の電離箱の電荷収集の非効率性により導き出された誤差は，1.3%以下である（少なくとも有益な証拠による計測に基づく 10XFFF，40cm×40cm，SSD90cm，d_{max}）．

対称照射野における縦と横方向のプロファイルが，PDD の測定と同様の照射野サイズに対する d_{max}，5,10,20,30cm 深の組み合わせで計測された．

非対称照射野における横方向のプロフィルが，以下の式を用いた矩形照射野について 10cm 深で計測された．

X×（10＋Y2）　X×（Y1＋10）　ここで，X＝10,20　Y1=Y2＝-5,0,5,10

照射野サイズ 15cm×15cm 以下のプロファイルは，シールドされた半導体検出器（PTW 社 60008）で計測された．それよりも大きい照射野は液体電離箱（PTW 社 31018）を用いて計測した．シールド形半導体検出器は高空間分解能を有するが，非組織等価である半導体検出器は散乱線に対して過剰反応を示すので，大きい照射野のプロファイル計測には用いることができない．液体電離箱と 0.125cm^3 円筒形電離箱間のプロファイルの相違は 1%以内であった．液体電離箱は 0.125cm^3 円筒形電離箱と比較して，鋭い半影とケーブル効果の除去という利点がある．

4.表面線量

ソリッドウォータの中に挿入したマーカス電離箱（PTW 社 34045）が，表面線量を推定するために用いられた．我々は，ビルドアップがない（水等価物質で 0.025mm の入射窓）電離箱の応答を計測し，ビルドアップ領域においてソリッドウォータ 1mm 間隔でのこれらの読み値と最大線量深との読み値の比を求めた．

5.半影の評価

プロファイルの 80%と 20%の相対線量点の位置間の距離である半影幅の定義は，中心軸で正規化された FFF ビームに対しては適用できない．なぜなら，照射野内の線量はビームエネルギーと照射野サイズに依存して 30%線量から可能になるからである．この限界を打開するために，Pönish らは FFF ビームをプロファイルの半影の変曲点で正規化することを提案した．この同様の正規化は我々の研究においても用いた．

6.照射野外線量

照射野外線量を評価するために，中心軸から 30cm 離れた位置までの線量プロファイル（片側のみ）が 6X, 6XFFF, 10X, 10XFFF における照射野サイズ 4cm×4cm と 10cm×10cm，各々深さ 2，10，20cm について計測された．

あらゆる深さで照射野全体が水ファントム内部にあることを確保するために，ビーム中心軸をファントム壁に近づけて位置を設定するよう，３D 水ファントムは照射野に対して非対称に置かれた．そして，充分な散乱状態を確保するために水ファントムの壁にソリッドウォータファントムを設置した．計測は 0.125cm^3 円筒形電離箱で行われた．以前 Pönish らにより提案された変曲点での正規化手法が用いられた．

7.出力の変化

FF を取り外すことで得られる供給能力を評価するために，標準条件の下でターゲット上における同じ電荷量で生成される基準点での線量を計測した.

全散乱係数(S_{cp})は，大きい水ファントムにおいて SSD90cm，10cm 深，jaw 位置が 1cm,2cm,3cm,4cm,6cm,8cm,10cm,12cm,15cm,20cm,30cm,40cm の正方形照射野について計測した.

3cm×3cm 以上の照射野サイズについては 0.125cm^3 円筒形電離箱で計測した．それ以下（2cm×2cm 以下）の照射野サイズについては SChwedas らの提案に従いシールド形や非シールド形の半導体検出器で計測した（ただし小照射野の測定においては，シールド形半導体検出器の高原子番号のシールド材質（タングステン）からの後方散乱の寄与が過剰応答を示すので非シールド形半導体検出器またはダイヤモンド検出器を用いた方が良い）.

8.HDMLC の透過率と DLG（dosimetric leaf gap）

HDMLC の透過率は Roos 形電離箱（PTW 社 34001）を用い，大きい水ファントムで SSD90cm，3 種類の異なる深さ（5cm,10cm,20cm）で計測し決定した．jaw で形成された 8cm×22cm の照射野を HDMLC の片側の（キャリッジ）リーフによって完全にブロックし，液体電離箱（PTW 社 31018）を用いて HDMLC を横切る透過プロファイルを収集した.

DLG の決定には sweeping gap 法を用いた. Sweeping gap 1mm,10mm,20mm,30mm にてファーマ形電離箱によって計測された線量は，HDMLC 透過率で補正された．ゼロ照射野サイズに対するこのデータセットの補間が DLG の推定値に用いられた.

9.ビームモデリングとモデリングの評価

計測された深部量曲線，側方向プロファイル，対角線プロファイル，出力係数が，異方性解析アルゴリズム（AAA Ver8.9.08）のビームデータを計算するために Eclipse の中に組み込まれた．プロファイルと深部線量曲線は，1.5mm の計算グリッドに設定された AAA によってモデリングリングされ，エクスポートされた.

モデリングリングされたプロファイルと計測されたデータセットの一致が，インハウスで構築されたソフトウェアによる一次元ガンマ解析を用いて評価された. 1%線量相違（DD, dose difference）と 1mm DTA(distance to agreement)の基準が選択された．各々のプロファイルモデリングと計測プロファイルの対が個々に精査された．そしてさらに，各々データ群とその部分的な領域（線量プロファイルの照射野内，半影，照射野外，深部線量曲線におけるビルドアップ領域や線量下降部）の全体的な一致を定量化するために，得られたガンマプロファイルからヒストグラムが作成された.

Ⅲ.結果

1.深部線量曲線

FFF ビームの平均エネルギーレベルは同じ公称エネルギーの FF ビームよりも低い(例え

ば TG51 の線質指標である%dd(10)は，6X 66.0%, 6XFFF 63.2%, 10X 73.5%, 10XFFF 69.1%)．照射野サイズ 1cm×1cm から 30cm×30cm において，FFF ビームは FF ビームよりも表面により近い d_{max} を有する（d_{max} at 10cm×10cm　6X 14.3mm, 6XFFF 12.1mm, 10X 22.3mm, 10XFFF 21.0mm）．FF ビームは照射野サイズが大きくなるとともに，d_{max} はより表面側にシフトする．この効果は FFF ビームにおいては，あまりはっきりしない．それゆえに，PDD における FF ビームと FFF ビームの dmax の相違は徐々に減少し，最終的には 40cm×40cm における FFF ビームは 6MV，10MV ともに FF ビームよりもより深い側への dmax をもたらす．10cm×10cm における表面線量は約 10%増加した（1mm 深の PDD 6X 47.3%, 6XFFF 56.1%, 10X 32.3%, 10XFFF 43.6%)．

2.プロファイル

FFF ビームのプロファイルは中心軸で最大線量を有し，照射野端にむかって徐々に減少する．この非平坦化形状は照射野サイズが大きくなるほど，そしてエネルギーが高くなるほどより明白になる．照射野サイズ 3cm×3cm における照射野内のプロファイルは，6X と 6XFFF においてほぼ一致しているのと同様に 10X と 10XFFF においても一致している．深さに対するプロファイルの形状の変化は FF ビームよりも FFF ビームの方が小さかった．

3.半影

dmax における 6XFFF の半影は 6X よりも 0.3mm 小さかった．深さの増加とともにその相違は徐々に減少した. そして 12cm 深において, 6X と 6XFFF の半影は等しくなった．この深さを超えると，FF ビームはより鋭い半影を作り出す．10XFFF については，10X よりも鋭い半影が計測したすべての深さで得られた. 半影間の相違は　dmax において 0.6mm に達し，深さとともにその相違は徐々に減少した．照射野サイズの増加に伴う半影のわずかな拡大が，すべてのビームで観測された．この拡大は FFF ビームにおいてわずかに高い率で生じる．

4.照射外線量

照射野サイズと深さの相違による FFF ビームと FF ビームの線量プロファイルの比において, ほとんどの条件下で FFF ビームによる照射野外線量は FF ビームよりも小さかった．照射野端と照射野端からさらに離れた場所で，顕著な線量減少効果があった．中間の領域で FFF ビームと FF ビームの線量比はある状況下で最大に達した．ビーム中心軸から約 20cm の離れた場所で，FFF ビームと FF ビームの線量比曲線の減少は明らかである．照射野サイズと深さの増加とともに，FFF ビームの線量減少効果は徐々に減少した．

5.出力の変化

標準条件の下で，ターゲット上での同じ電荷量で生成される中心軸における基準点での線量は，6XFFF は 6X より 2.26 倍大きかった．そして 10XFFF は 10X より 4.03 倍大きかった．

対称照射野における全散乱係数 S_{cp} において, FFF ビームは照射野サイズによるより小さい出力の変化を示した．コリメータ反転効果も減少した．すなわち，矩形照射野 2cm×40cm

と 40cm×2cm における全散乱係数 S_{cp} の変化は，6XFFF で 1.2%，6X で 1.8%，10XFFF で 1.5%，10X で 2.4%であった．

6. HDMLC の透過率と DLG（dosimetric leaf gap）

6X，10X 両方の FFF ビームともに同じ公称エネルギーの FF ビームよりもリーフ透過率は小さかった（10cm 深にて 6X 1.21%, 6XFFF 1.02%, 10X 1.39%, 10XFFF 1.20%）．すべてのビームでリーフ透過率は深さとともに増加した．この効果は 6XFFF においてもっとも明らかであった．FFF ビームの透過率における放射状変化（照射野内での変化）は FF ビームよりも小さかった（中心軸と中心から 10cm 離れた位置での透過率の相違は，6XFFF で 0.16%，6X で 0.23%，10XFFF で 0.18%，10X で 0.25%）．DLG は計測したすべての場合において約 1mm となった（6X 0.93mm，6XFFF 0.91mm，10X 1.03mm，10XFFF1.04mm）．

7.Eclipe のモデリング

概して，モデリングデータと計測データ間の良い一致が，調べたすべてのビームで観測された．プロファイルの高線量領域はすべてのデータ群で良くモデリングされた一方で，半影のモデリング精度には限界があることが明らかとなった．モデリングによる半影は計測による半影よりも平均で 0.7±0.4mm 大きかった．不正確な半影モデリングの影響は小さい照射野で目立った（約 4cm×4cm より小さい照射野サイズ）．

もっとも大きな相違は，プロファイルの半影と照射野外の境界で観測された．この領域での相違は深さとともに増加し，10X と 10XFFF のデータ群でより明らかであった．計測されたプロファイルの線量は，すべてのビームにおいてこの領域でモデリングされたプロファイル線量よりも低かった．深部線量曲線は 4 種類すべてのエネルギーレベルで良くモデリングされていた．ビルドアップ領域と d_{max} よりも深い領域のいずれにおいても，1cm×1cm を含むすべての照射野サイズで良い一致が観測された．

計測とモデリングによる深部線量曲線間の一致性を定量化したガンマヒストグラムのパラメータにおいて，評価点の大部分は選択した一致性の基準に適合した（1%DD(difference dose)，1mmDTA(distance to agreement)）．ガンマ値はいずれにおいても 2 より小さかった．一致性が乏しかった 10X と 10XFFF の照射野外領域においては，評価点の約 10%が基準外であった．

非対称照射野のモデリングに役立つアナログ的な評価は同様のレベルを示した．6MV と 10MV の両方の FFF ビームは，FF ビームよりもわずかに良いガンマスコアを得た．

Ⅳ.考察

1.深部線量曲線とプロファイル

グラフの定性的な観点から，FF を取り外したことによってもたらされる深部線量曲線とプロファイルは，このテーマと関係する他の研究と一致した．FFF ビームはビームハードニングが起こらないので，平均エネルギーは低エネルギー光子の存在のためにより低くな

る．そして，FFF ビームの深部線量曲線は深さとともに FF ビームよりも急激に減少する．低エネルギー光子は FFF ビームの表面線量の増加と，わずかに d_{max} を表面近くにシフトさせることに寄与する．Vassiliev らや最近の Kragl らの報告では，FF によるビームハードニングの影響（d_{max} は下流（深い側）へシフト），FF からの混入電子の影響（d_{max} は上流（浅い側）へシフト）による 2 つの競合効果の結果として dmax のシフトが生ずることを解説した．また，FF ビームにおいては照射野サイズが大きくなるとともにヘッド散乱の寄与が増加（d_{max} は上流（浅い側）へシフト）することも関係する．この解釈は，FF ビームと FFF ビーム間の d_{max} の相違は照射野サイズの増加とともに小さくなり，最終的には最大照射野サイズ 40cm×40cm において，6MV と 10MV 両方の FFF ビーム d_{max} は FF ビームよりもより深くなるという，我々のデータにより立証された．

FFF ビームにおける線量プロファイルの非平坦度は，エネルギーとともに大きくなる．これは入射光子のエネルギーの増加とともに減少する側方の光子散乱確率の減少が要因である．6X ビームや 6XFFF ビームの非平坦化特性（照射野内での最大線量と最小線量の比）は，Clinac21EX の FFF 試作機（SSD100cm で計測）について Vassiliev らが報告した事と同等である．一方で我々のデータと Vassiliev らのデータ間の最も大きな相違は，最も小さい照射野で観測され，TrueBeam の 6X ビームや 6XFFF ビームの非平坦化パラメータは Clinac21EX よりも約 2%低くなった．

深さに対する FFF ビームにおける線量プロファイルのより小さい変化は，中心軸から周辺に離れる方向（放射状）においてより均一な平均エネルギーに起因することが考えられる．FF ビームの平均エネルギーは，FF の不均一な厚さ（中心軸で厚く照射野端で薄い）によるビームハードニング効果の変化のせいで，より大きい変化を被る．（FF ビームは通常 10cm 深のプロファイルが平坦になるように調整される．FF ビームの線量プロファイルは深さに対する形状の変化が明らかで，10cm よりも浅いところでは中心軸線量よりも照射野端の線量が高くなりツノができるオーバーシュートを示し，10cm よりも深いところでは中心軸線量より照射野端の線量が低くなり肩の下がりができるアンダーシュートを示す．一方，FFF ビームではこのような現象が起こらないため深さに対する形状の変化は見られず，プロファイルの形状はほぼ一致している．）

2.半影

浅い深さにおける FFF ビームのより鋭い半影(dmax で 6X 2.8mm, 6XFFF 2.6mm, 10X 3.2mm,10XFFF 2.8mm)は，2 次電子のより短い到達深度のためにより低い平均エネルギーが起因すると考える．しかしながら，FFF ビームはエネルギーが低くなるほどより散乱する傾向がある．それゆえに，十分な深さにおいて，FFF ビームの半影は FF ビームよりも，より広い半影を最終的には形成するであろう(dmax で 6X 2.8mm, 6XFFF 2.6mm, 20cm 深で 6X 6.3mm, 6XFFF 8.9mm)．照射野サイズに伴う FFF ビームの半影の広がりは，プロファイルの正規化手法のせいかもしれない．Kragl らは Elekta 社リニアックの試作機において，FF ビームと FFF ビームの半影の相違は，あまりはっきりしなかったと報告してい

る．Pönish らは Clinac2100 試作機の 6XFFF ビームにおいて 10cm×10cm，10cm 深で，0.5mm 半影の減少があったことを報告した．

3.照射野外線量

最近, モンテカルロシミュレーションに基づいた Clinac2100 FFF 試作機における照射野外線量の評価が Kry らによって公表された．TrueBeam における我々の計測は，そのシミュレーションと定性的に一致した．照射野外での線量プロファイル比は，2 つの競合効果の結果である．それはコリメータ散乱と照射ヘッドからの漏洩線量の減少と，FFF ビームのより低い平均エネルギーから生じたファントム散乱の増加である．ファントム散乱の増加は FFF ビームの線量減少を潜在的に抑制する．

FFF ビームと FF ビームのプロファイルの比較は，それらを正規化する手法に一部依存する．特により大きい照射野やより高い公称エネルギーにおいて, FFF ビームと FF ビーム間の形状の相違はより強調される．我々の見解において，半影に対する正規化は FFF ビームと FF ビームにおけるファントム中で蓄積する 1 次線量の相違を最大にする極端な選択肢を示す．1 次線量の付加的な奇与が，付加的な散乱を比例して作り出す．それゆえに，半影について正規化された線量プロファイルの比較は，FFF ビームにおける線量減少という最悪の状態の場面として理解できる．

臨床の場面において標的（target volume）の外側の線量は，標的のサイズ，位置，ターゲットの形状のような多くのパラメータや，IMRT や VMAT に用いられる変調角度やビームデリバリ技術，エネルギーやプロファイルの形状といったビーム特性の相互作用に影響を与えるであろう．明らかに計測データから，照射野外線量の減少は，小さい照射野およびより高いエネルギーの FFF ビームにおいて得られるであろう．

4.出力の変化

FF を取り外したことから生じる線量供給の増加は, Vassiliev らによる研究で公表されているデータと一致した．FFF ビームにおいてヘッド散乱の減少に関わる照射野サイズに対する出力依存が少ないことやコリメータ反転効果の減少は，他の多くの報告と同等であった．

5.HDMLC の透過率と DLG（dosimetric leaf gap）

FF ビームに対する FFF ビームの低い透過率と小さい軸外変化は，FF ビームに対する FFF ビームの低く均一な平均エネルギーに関係がある．低エネルギー光子ビームにおける深さに伴う透過率のより大きい変化は, より顕著な MLC ビームハードニング効果の結果であると考えられる．

6.Eclipse のモデリング

4 種類のビームの Eclipse のモデリングは概ね正確であった．選択した 1%DD と 1mmDTA という基準は，対称照射野だけでなく非対称照射野において調べた大部分のポイントで達成された妥当な要求であると考える．もっとも悪いガンマスコア（87%）の結果は，10X のデータ群の非対称照射野のグループで観測された．ガンマ値はすべて 2 以下であり，

2%DD，2mmDTA の基準が選択されれば，これらの値はすべて達成されるであろう．

ガンマヒストグラムにおいて異常値を除外することは，6MV と 10MV 両方の FFF ビームのデータ群においてより高いガンマ値の存在を少なくする．それゆえに，そのことは FFF ビームデータ群のモデリングが容易であると予測できる．AAA は FFF ビームにおいて単線源モデリングのみを用いる．焦点外光子ビームの大部分が FF から生じるので，FF ビームにおいて焦点外放射線からの線量奇与をモデリングする第 2（仮想）線源は，FF がない FFF ビームからは除外される．この手法もまた，FFF ビームにおいてモデリングの一致性がわずかに良くなる非対称照射野における良い性能を保証しているように思われる．

計測の一致性はビームモデリングの質によってだけでなく計測されたデータセットの不完全性によっても影響を受ける．これらの不完全性を減少させるため，すべてのプロファイルが評価するために事前に正規化され調整された．計測プロファイルにおける個別の特徴や雑音の影響は，1 次元ガンマ解析を用いたアルゴリズムによって部分的に抑制される．ビーム対称性は計測しなかった．このことは，10XFFF のデータ群における一致性の評価に影響を与えた．ビームのわずかな非対称性（臨床的に許容できる）は，プロファイルの高線量領域でより高いガンマ値となったいくつかの点が存在した要因である．10XFFF は，この領域においてより高いガンマ値を示したデータ群である．

Ⅴ.結論

TrueBeam STx リニアックの最初の臨床使用における 4 種類の光子ビームの基本的な線量特性についてまとめた．すべてのデータ群が計測データと許容範囲で一致し，異方性解析アルゴリズム（AAA）によってうまくモデリングされた

コメント

前半はフラットニングフィルタフリー（FFF）ビームについて平坦化ビームと比較することでそのビーム特性を示し，後半は FFF ビームによる AAA のモデリング精度を評価した論文である．ビーム特性に関する豊富なデータ量は，FFF ビームの特性を知る上で非常に参考になる．また，随所に見られる計測法の基本や物理現象に対する解釈は，治療業務に携わる我々の基礎知識の確認にもなり得る．

がん研究会有明病院　佐藤智春

Detector comparison for small field output factor measurements in flattening filter free photon beams

（フラットニングフィルタフリーにおける小照射野出力係数計測のための線量計の比較）

Wolfgang Lechner, Hugo Palmans, Lukas Sölkner, Paulina Grochowska, Dietmar Georg
Radiotherapy and Oncology 109 (2013) 356–360

はじめに

去年１年間，非平坦化ビームまたはフラットニングフィルタフリービーム（以下 FFF ビーム）が放射線治療における医学物理学に関する研究を活性化した．FFF ビームの主な臨床適用が，頭蓋領域やそれ以外の領域での定位放射線治療と同様に，固定型やガントリ回転型の強度変調放射線治療に注目されていることは一般的に承知のことである．これらの照射技術の共通の特徴は，小照射野あるいは小分割大線量による放射線治療に利用されている事である．この背景において，非標準ビームを用いた非標準条件での計測や，特に小照射野の計測が重要なテーマとなってきている．

小照射野は側方電子平衡を欠如させ，擾乱補正係数を予測することを非常に難しくしている物理的な現象の 1 つである．すなわち，電子平衡の欠如に対して限界がある線量計においては，理想的なブラッググレイの空洞理論の振る舞いから逸脱している．それでもなお，最近の論文は体積平均効果を分離することによって小照射野の擾乱補正係数の理論的側面に光を発した．そして，フルエンス擾乱の他の主な原因は線量計（中心電極材質と周囲の構成物質の両方）と水の密度の相違であることを示した．小照射野における線量計測ガイドラインに関する最近の手法において，ユーザーによって決定される具体的な体積平均効果補正や，また他の手法（理論的なモンテカルロシミュレーションや表形式データ）によって材質に対するフルエンス擾乱と関連づける実務的な提案をしている．半導体検出器やダイヤモンド検出器，電離箱の相対的な応答に関する多数の実験的な研究が報告されている一方で，多くの著者がこれらの線量計における全体的な擾乱補正係数を評価するためにモンテカルロシミュレーションを用いてきた．しかしながら，FFF ビームの擾乱に関する研究はほとんどなく，現在のところそれらの研究と最も関連があるのはサイバーナイフである．

それ故にこの研究の目的は小照射野でのこれらの線量計の妥当性を総合的に調べ，平坦化ビーム（以下 FF ビーム）と FFF ビーム間で補正係数の相違があるかどうかを決定することである．

機器および方法

6MV と 10MV の FF ビームと FFF ビームの両方について供給する Elekta 社リニアック Presice に，照射野サイズ 10cm×10cm から 0.6cm×0.6cm を形成するために BlainLAB 社

M3μMLC を装備した．このリニアックの線量特性は，以前に Kragl らや Georg らによって示された．6MVFFF，6MVFF，10MVFFF，10MVFF ビームにおける線質指標 $TPR_{20/10}$ は，各々0.684，0.686，0.714，0.735 であった．このリニアックは，SSD90cm，照射野サイズ 10cm×10cm，水中の深さ 10cm において 1cGy/MU を供給するために調整された．

この研究において，様々な個体検出器や電離箱が mm^3 単位の有感体積の大きさに従って分類され調べられた．TG106 に従って，もし有感体積が $10mm^3$ よりも小さい場合は「micro」として，また，有感体積が $10mm^3$ から $40mm^3$ の間であれば「mini」として，そして，有感体積が $40mm^3$ よりも大きい検出器は「standard」として分類した．用いた線量計は以下のとおりである．

micro 形（microDiamond60019 0.004mm^3, SFD 0.017mm^3, diodeP60008 0.03mm^3, EFD 0.188 mm^3, PFD 0.188mm^3, microLion31018 2mm^3）

mini 形（CC01 10mm^3, PinPoint31014 15mm^3, PinPoint31016 16mm^3, CC04 40mm^3）

standard 形（Semiflex31010 125mm^3, IC10 140mm^3, CC13 150mm^3, NPL2611 325mm^3）

micro 形検出器のカテゴリはほとんど固体検出器のみ含まれるが，例外としてマイクロ液体電離箱が含まれている．PTW マイクロダイヤモンド検出器は人工ダイヤモンド検出器の試作品である．この検出器の以前のヴァージョン（天然ダイヤモンド検出器）の特性は他の論文で見ることができる．micro 形検出器の円型形状の有感体積はビーム軸に対して垂直であるため，micro 形検出器はビーム軸に平行になるようステムが設置される．それとは対照的に，空気で充たされた電離箱は MLC のリーフに対して電離容積の長軸が平行になるため，ステムはビーム軸に垂直に設置される．ほとんどの検出器は販売業者の仕様書に従い公称電圧で用いた．CC01, PinPoint31014 PinPoint31016 を 200V で用いた．検出器は 1000MU 連続した事前照射が行われた．各々の照射野において連続して 100MU の 5 回照射が行われ検出器の読み値の平均値を求めた．マイクロダイヤモンド検出器のみ例外として，販売業者によって推奨されている 150MU で計測を行った．1.2cm×1.2cm のビームプロファイルが検出器の位置を検証するため，そしてもし必要ならビームプロファイルの最大値を動かすために，一連の計測の前に step and shoot（連続モードはすべての検出器で適用可能であるというわけではないので）で収集された．

検出器が水ファントム（IBA 社 Blue Phantom）中に 5cm 深，SSD95cm に設置された．PTW ブラッグピーク電離箱が基準線量計として用いられ，入射窓が水面と平行になるよう設置された．2 台の PTW UNIDOS Webline 電位計が調べる検出器とブラッグピーク電離箱からの電荷量を収集するために用いられた．

直径 5mm と 2.5mm，平均厚 2.3mm，平均密度 1.23g/cm^3，Lα アラニン 90.9%と高融点パラフィンワックス 9.1%の組成のアラニン小球が基準検出器として採用された．国際物理研究所（NPL）は，絶対線量に関してアラニン小球の校正と関連がある不確かさは 0.9%である事を報告している．アラニン小球はフルエンス擾乱のみ引き起こすので，放射線に対する特性や密度はほぼ水等価である．それ故に体積を平均することのみ考慮する必要があ

る．調べた検出器とは対照的に，アラニン小球は同じ幾何学的配置によりソリッドウォータファントム中で照射された．直径 5mm のアラニン小球は照射野 1.2cm×1.2cm で用いられた．また直径 2.5mm のアラニン小球は，1.2cm×1.2cm と最も小さな照射野 0.6cm×0.6cm が用いられた．アラニンは相対的に感度が低いため，調べた他の検出器と比較してより大きい線量が必要とされた．5mm と 2.5mm のアラニン小球に対して少なくとも各々10Gy と 30Gy の線量を受ける最も小さな照射野を用いることを確保するために，充分大きい MU 数が設定された．照射した小球の読み取りは，^{60}Co 水吸収線量に関する英国の標準計測法に準拠して照射された同じ群からの校正用小球と比較することにより，NPL 標準手法を用いて行われた．

体積平均効果補正は Ralston らによって用いられた方法に従って行った．検出器の有感体積から平均線量のために設置された照射野中心での線量比として，それは計算することができる（0.5mm×0.5mm 面積からの平均が用いられた）．有感体積を横切る，異なる厚さを有する検出器において，ビーム軸の方向に対する検出器の厚さの変化もまた重み関数として計算の中で考慮されている．この研究で用いられた各々の照射野サイズや各々のビームによる線量分布は，ソリッドウォータファントム中で照射されたガフクロミックフィルム EBT から得られた．補正方法や読み取り方法は Fuss らの方法に従って行われた．さらに，フィルムに由来するデータが，実際の照射野サイズの不確かさやすべての検出器（調べた検出器やアラニン）の位置の不確かさを評価するために用いられた．後者において，フィルム計測は有感体積で表されたコンボリューションカーネルで畳み込まれた．水ファントムの最小ステップは 0.5mm であり，このことからビーム中心に対する検出器の最大のズレが 0.5mm であると推測される．この限界の範囲内で，2 乗オーダーの多項関数が複雑なビームプロファイルと一致した．この一致に基づいて，位置の不確かさの標準偏差が三角分布を用いて評価された．

相対出力を計算するために，各々の検出器の読み値が 3cm×3cm での読み値で正規化された．照射野サイズ 3cm×3cm はすべてのエネルギーにおいて側方電子平衡が充分供給される最も小さな照射野である．それ故に照射野サイズ 3cm×3cm が正規化のために用いられた．体積平均効果補正の後，アラニンで計測された相対出力比に対する各々の検出器で計測された相対出力比（以下，線量応答比）が決定され比較された．本質的に線量応答比は Alfonso らによって提案された$k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$値の逆数である．照射野 1.2cm×1.2cm における 5mm と 2.5mm アラニン小球の読み値が平均化された．

結果

Lateral observation(遠隔観測)

体積平均効果を補正した後の個体検出器とマイクロ液体電離箱の線量応答比は基準検出器（アラニン小球）よりも大きく(1.000～1.082)，一方空洞電離箱の線量応答比は基準検出器よりも小さかった(1.000～0.572)．この定性的な振る舞いはエネルギーや平坦化フィルタ

の有無に依存しなかった.

micro 形検出器

EFD，SFD，マイクロダイヤモンド検出器のグループの線量応答比は，小照射野について EFD 1.022 とマイクロダイヤモンド検出器 1.042 の範囲間で，照射野サイズに対して全体的に同じ応答によって特徴付けられた（例えば microDiamond 検出器 10MVFF 0.6cm 1.042, 1.2cm 1.018, 1.8cm 1.010, 2.4cm 1.006, 3.0cm 1.000）．非シールド形検出器である EFD と SFD は大きい照射野サイズ, たとえば 10cm×10cm で約 1%の過剰応答を示したが, マイクロダイヤモンド検出器はこれらの大きい照射野においても 0.5%以内で一致した.

マイクロ液体検出器は小さい照射野で過剰応答を示したが(1.011)，一方で 4.2cm×4.2cm(0.996)および 10cm×10cm(0.996)の照射野の相対出力を過小評価した.

最も大きい過剰応答はシールド形検出器である PFD や DiodeP で観測された(1.097)．さらに，これら 2 つの検出器（シールド形検出器である PFD や DiodeP）のみ 10MVFF ビームと 10MVFFF ビーム間(PFD3.2%，DiodeP2.3%)で観測された計測の合成不確かさは，2 倍以上の相対応答比の相違があった(PFD at 0.6cm 10MVFF 1.113, 10MVFFF 1.081)(DiodeP at 0.6cm 10MVFF 1.108, 10MVFFF 1.084)（その他の検出器 10MVFF 1.011～1.042, 10MVFFF 1.006～1.032)．一方 6MVFF ビームと 6MVFFF ビーム間の相違は他の検出器のそれらと同等であった(PFD at 0.6cm 6MVFF 1.087, 6MVFFF 1.082)(DiodeP at 0.6cm 6MVFF 1.097, 6MVFFF 1.082)（その他の検出器 6MVFF 1.032～1.041, 6MVFFF 1.025～1.036).

mini 形検出器

マイクロ形検出器と比較すると電離箱において異なる振る舞いが観測された. CC01 の線量応答比は計測した照射野サイズの範囲にわたり 2%以内でアラニンと一致した（10MVFF at 0.6cm 0.987, at 1.2cm 0.995, at 1.8cm 1.005, at 2.4cm 1.006,at 3.0cm 1.000, at 4.2cm 0.998, at 10.0cm 1.006）．過小評価は，より大きな電離容積の電離箱で明らかとなった(10MVFF at 0.6cm CC01 0.987, PinPoint31014 0.953, PinPoint31016 0.912, CC04 0.906, IC10 0.809,CC13 0.784, Semiflex 0.837, NPL2611 0.612). その相違は, PionPoint31014, PionPoint31016，CC04 について各々4%，8%，9%であった．ミニ形検出器のカテゴリにおいて, FF ビームと FFF ビームにおける線量応答比間の相違は, 最も小さい照射野で 1.3%の相違があった CC04 の 10MV(at 0.6cm 10MFF 0.906, 10MVFFF 0.918)を除いて，計測の不確かさの範囲内であった.

standard 形検出器

電離体積の増加に伴い線量応答比は減少し，Semiflex(125mm^3)，CC13(140mm^3),IC10(150mm^3)，NPL2611(325mm^3)チェンバについて線量応答比は各々 0.837，0.784，0.809，0.612(いずれも 10MVFF at 0.6cm)となった．しかしながら，これらの検出器は照射野 1.8cm×1.8cm において 3%以内で一致し(10MVFF Semiflex 0.993, CC13 0.986, IC10 0.986，NPL2611 0.971)，2.4cm×2.4cm やそれよりも大きい照射野にお

いて 1%以内で一致した(10MVFF Semiflex 1.004，CC13 1.007, IC10 1.006，NPL2611 1.008)．FF ビームと FFF ビームにおける補正係数間の相違は，1.2cm×1.2cm またはさらに大きい照射野で 0.5%未満であった．

不確かさの推定

各々の検出器の体積平均効果補正係数は 4 種類すべての線質で 0.3%以内であった．それ故に 4 種類のエネルギーの平均値が適用され，0.3%の標準偏差が不確かさの見積もりに含まれた．位置の不確かさの評価は，0.6cm×0.6cm よりも大きい照射野において，位置の不正確さが原因の不確かさは無視できることを明らかにした．最も小さい照射野サイズである 0.6cm×0.6cm における位置の不確かさは，micro 形検出器，mini 形検出器，standard 形検出器において各々0.2%，0.3%，0.4%であった．2 つのアラニン計測を用いた水吸収線量の比の不確かさは，小球の群の校正不確かさの相関関係における見積もりの合計で 0.3%に達した. もう一つ他の 0.3%が, アラニン小球の読み取り時の不確かさとして加えられた. A タイプの不確かさが各々の照射野における平均値の標準偏差から推定され, 調べた検出器, 5mm アラニン小球，2.5mm アラニン小球について各々0.1%，0.5%，0.7%であった．ガウシアン誤差伝搬則を用いた線量応答比の合成不確かさは，1.8cm×1.8cm 以上の照射野で 0.6%未満であり，最も小さい 2 つの照射野（0.6cm×0.6cm と 1.2cm×1.2cm）では 1%未満であった．

ブラッグピーク電離箱の読み値（すべての計測中に示された）の評価は±0.2mm の照射野サイズの再現性を示した．PFD，EFD，SFD，CC01，PinPont31014 による計測が 1 つのエネルギーと照射野サイズ 10cm×10cm，3cm×3cm，0.6cm×0.6cm で異なる日に繰り返された．示された計測値と繰り返された計測値間の相違は 0.5%未満であった．

考察

小照射野について本研究で調べた半導体検出器の過剰応答は，モンテカルロシミュレーションまたは出力係数の実験結果に基づいて，幾人かの著者により報告されてきた．この過剰応答は主に水よりも高い密度を有する半導体素子に起因すると考えられる. Ralston らは同様の手順により，異なるタイプの半導体検出器における補正係数を決定した．彼らが報告した値は不確かさの範囲内で本研究の値と一致していたにもかかわらず，シールド形半導体検出器と非シールド形半導体検出器間の相違は明らかではなかった．これらの擾乱係数は臨床的に検出器の直径に依存する．この寸法の許容値は実質的な検出器と検出器間の個々の相違をもたらすかもしれない．一方，Ralston らは 3 本の EFD 半導体検出器間の小さな変化を観測した．もっと重要なことは，シールドされた光子ビーム用半導体検出器における検出器と検出器間の変化であるかもしれない．シールド形半導体検出器 PFD と DiodeP は，どちらも高原子番号の材質から成るカプセルで部分的に包まれている．Cranmer-Sargison らは，シールド形半導体検出器（PFD, DiodeP）と非シールド形半導体検出器(EFD, SFD)を比較して，シールド形半導体検出器の高密度物質からの後方散乱線の

奇与が非シールド形半導体検出器よりも大きいことを示した．このことが，シールド形半導体検出器と非シールド形半導体検出器を比較したときの線量応答比の相違の原因である（例えば 10MVFF at 0.6cm PFD 1.113, DiodeP 1.108, EFD 1.031, SFD 1.030）．さらに，10MVFF ビームと 10MVFFF ビームの線量応答比間の特徴的な相違は（at 0.6cm PFD 10MVFF 1.113, 10MVFFF 1.081）（at 0.6cm SFD 10MVFF 1.030, 10MVFFF 1.027），主に低エネルギー光子の吸収を目的とするシールドの存在によって明確にされるかもしれない．

小照射野におけるマイクロダイヤモンド検出器の線量応答特性は非シールド形半導体検出器と同等であるにもかかわらず（例えば 10MVFF at 0.6cm EFD 1.031, microDiamond 1.042），より大きい照射野においても過剰応答を示さなかった（例えば 10MVFF at 10cm EFD 1.010, microDiamond 1.002）．それ故に基準照射野 10cm×10cm から最も小さい照射野サイズまで出力係数の測定値を利用することができ，小照射野の影響による小さい補正が要求されるのみである．

体積平均効果補正後のすべての空洞電離箱で観測された過小応答は，水と比較して空洞内に充たされている空気の低い密度によってもたらされる．CC01 の線量応答比は 1 に近かった．これは，電離箱の過小応答を補償する鉄の中心電極の存在のために過剰応答することによってもたらされているかもしれない．Underwood らは，この影響を明確にするため，そしてより高い密度の物質を用いることで過小応答はさらに補償することができることを提案するために，鉄の中心電極を用いた PinPiont31014 のモンテカルロシミュレーションを行った（市販の 31014 の中心電極は Al なので注意！）．比較的低い感度であるミニ形電離箱が，半導体検出器やより大きい電離体積を有する空洞電離箱と比較された．小照射野計測においては標準クラスの電位計の利用が推奨されている．マイクロ液体電離箱は，線量率またはパルスあたりの線量を考慮すべきことが示された，ただ 1 つの検出器である．マイクロ液体電離箱の相対的なイオン収集効率は，パルスあたりの線量増加とともにと減少する．このことは，正規化で利用される照射野 10cm×10cm よりも大きな照射野におけるマイクロ液体電離箱の過小評価を明確にしている．この線量率（パルスあたりの線量）依存性は原則的に補正すべきである（イオン再結合補正）．

standard 形電離箱は 2.4cm×2.4cm 以上の照射野サイズでアラニンと良く一致し，それよりも小さい照射野においては残余の相違が原則的に補正できるが，電離箱の設計のばらつき（許容範囲であるが）に関連がある不確かさが与えられるため，小照射野の線量計測に standard 形電離箱を用いることは適さない．

10MV で照射されたシールド形半導体検出器 PFD や DiodeP を除いて，他のすべての検出器の線量応答比は平坦化フィルタの有無で小さい相違を示した．不確かさを考慮すると，観測された相違は平坦化フィルタの有無に寄与すると考えることはできない．そして，より大きな相違が水中に対する深さのより浅い側で見いだされるかもしれない．

結論

FF ビームと FFF ビームの小照射野計測にシールド形半導体検出器を用いるとき，特に高いエネルギーにおいて FF ビームで決定された補正係数は，必ずしも FFF ビームに適用できるとは限らない．それ以外の調べた検出器の大部分において，FF ビームと FFF ビームの線量応答比間の著しい相違がないことは，臨床的な環境下で決定することができると考えられる．この研究によるデータは，非シールド形半導体検出器やマイクロダイヤモンド検出器がより小さい補正ですむ事を示し，このことは，より小さい不確かさと関連づけられる事を推測することができる．

コメント

FF ビームと FFF ビームの小照射野計測における各検出器の妥当性について，非常にたくさんの検出器を調べた報告である．特に半導体検出器のシールドの有無や電離箱の中心電極の材質が計測値に与える影響について結果を示しながら考察しているところは興味深い．著者らは，高いエネルギーでのシールド形半導体検出器を除く大部分の検出器で小照射野における FF ビームと FFF ビームの線量応答比は不確かさの範囲内で一致したと結論づけている．

がん研究会有明病院　佐藤智春

放射線治療部会役員氏名

部会 会 長	奥村　雅彦（近畿大学医学部附属病院）
委　員	大山　正哉（国立病院機構千葉東病院）
	小口　　宏　（名古屋大学大学院）
	辰己　大作（都島放射線科クリニック）
	中島　健雄（広島大学病院）
	羽生　裕二（東京女子医科大学病院）
	林　　直樹　（藤田保健衛生大学）
	三津谷正俊（仙台総合放射線クリニック）
	八重樫祐司（市立釧路総合病院）

編集後記

今回の雑誌より放射線治療分科会誌から放射線治療部会誌に名称が変更になりました．同時に電子ジャーナルの配信のみとなり，紙面での配布は中止となりました．電子化による不便さはあると思いますが，図や写真のカラー登載が可能になったことは最大の利点と思います．2015 年度は専門部会としての新たなスタートの年でもあります．われわれ治療部会委員もこの会がより発展して行くように全力を尽くしていく所存です．今後ともよろしくお願いいたします．

〒085-0822 北海道釧路市春湖台 1 番 12 号
市立釧路総合病院　八重樫　祐司
℡:0154-41-6121　E-mail: y-yaegashi@sapmed.ac.jp

〒461-8673　愛知県名古屋市東区大幸南 1-1-20
名古屋大学大学院　小口　宏
℡:052-719-1581　E-mail: h_oguchi@met.nagoya-u.ac.jp

平成 27 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 奥村 雅彦
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東錺屋町167
tel (075)354-8989 fax (075)352-2556
放射線治療部会 URL:
http://rt.jsrt.or.jp/