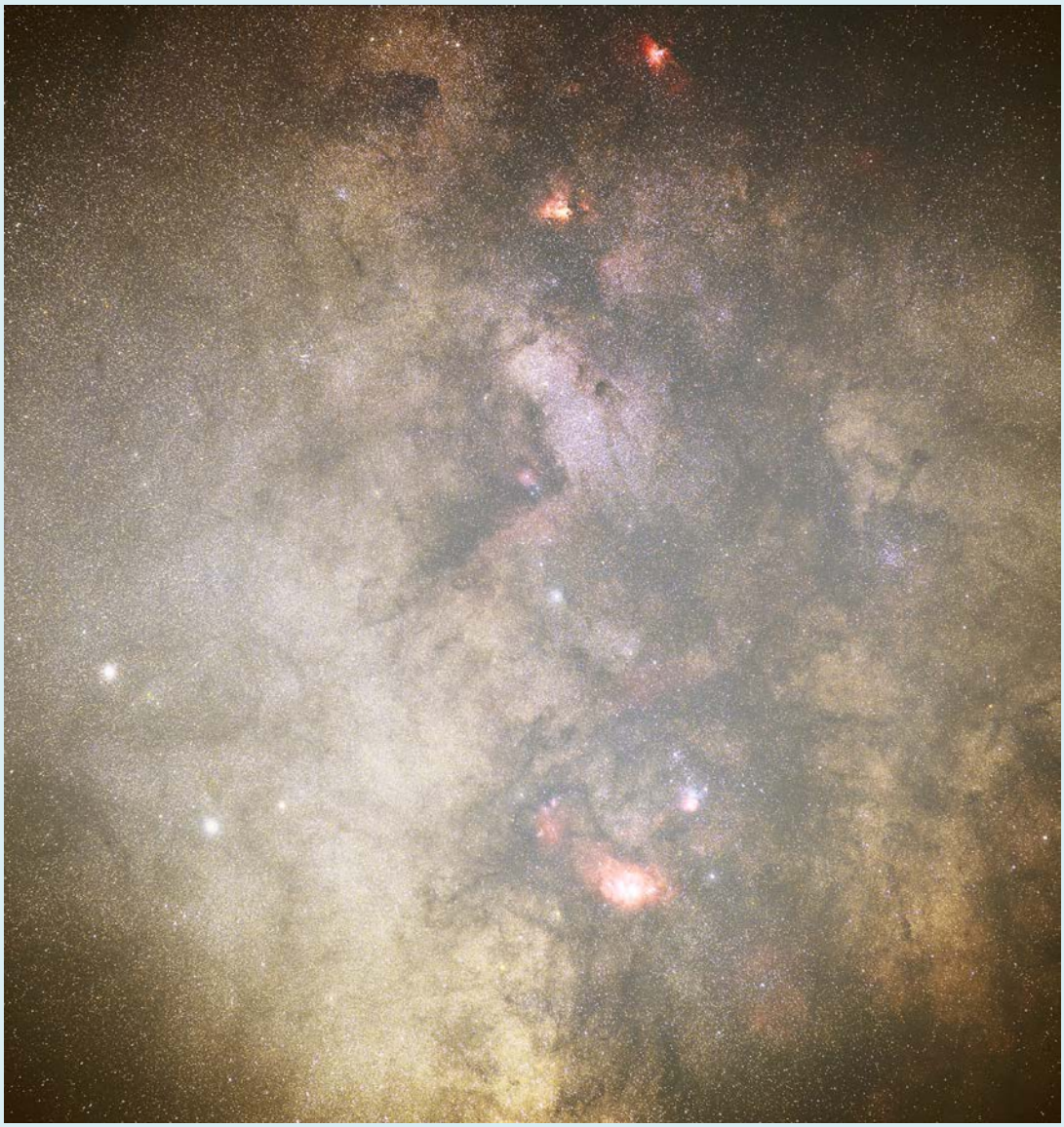
ISSN 2189-3063

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol.37　No.1 (通巻 64)



2023 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. 37 No. 1（通巻 64）

・巻頭言
「AI と放射線治療」 九州大学病院 廣 瀬 貴 章 4
・第 86 回放射線治療部会開催案内 5
・第 86 回放射線治療部会 発表予稿
シンポジウム「VMAT 線量検証のアップデート」
1. 座長集約 藤田医科大学 林 直 樹
九州大学病院 廣 瀬 貴 章.....6
2. IMRT における患者 QA 実態調査アンケート
関西医科大学附属病院 姉 帯 優 介.....7
3. フィルム解析ソフトウェアの機種による差異
斗南病院 奈 良 一 志.....12
4. ガンマ解析のパス率の意味とは？~多次元検出器の線量検証~
帝京大学医学部附属病院 上 原 隆 三 13
5. 透過型積算線量計 (In vivo Dosimetry) はどこまでわかるのか
徳島大学大学院 佐々木 幹治.....15
6. IMRT/VMAT における独立線量計算検証 (AAPM TG219)
がん研究会有明病院 上 間 達 也.....16

・専門部会講座入門編 「小照射野の線量計測 (IAEA TRS-483) 」
熊本大学病院 下 東 吉 信.....17

・専門部会講座専門編 「脳定位放射線治療 ～基礎から Multiple Brain Metastases まで～」
太田綜合病院 太田西ノ内病院 庭 山 洋.....18

・第 85 回放射線治療部会 発表後抄録
教育講演 「脳転移に対する定位照射:より優れた腫瘍奏功とその長期維持を得るために必要な要素」
JA 愛知厚生連 海南病院 大 宝 和 博 19

・シンポジウム「高精度放射線治療アップデート」
1. 座長集約 札幌東徳洲会病院 小 島 秀 樹
山形大学医学部附属病院 鈴 木 幸 司.....28
2. HyperArc による転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療 －概要と治療計画－
大阪国際がんセンター 大 平 新 吾.....29
3. HyperArc による転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療 －実務と諸検討－
北海道大学病院 山 田 亮 太.....32
4. 追尾機能搭載 新型トモセラピー
宝塚市立病院 岡 田 亘.....39
5. CBCT ベースの適応放射線治療システム
九州大学病院 廣 瀬 貴 章.....45

6. MR リニアック ー物理と臨床ー
大阪公立大学医学部附属病院　家 永 晃 功.....50

・寄稿 治療技術事始め
放射線治療の医療安全・精度保証に関する四方山話
森ノ宮医療大学　奥 村 雅 彦.....58
・Multi-scale technology
株式会社 川口電機製作所　竹 内 清.....66

第 50 回秋季学術大会（東京都） 座長集約 74

・地域・職域研究会紹介
放射線治療かたろう会分科会　わかば会の紹介
近畿大学奈良病院　武 井 良 樹.....83

・世界の論文紹介
Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy. VMAT による単一アイソセンタ頭部手術的放射線治療の計画品質と治療計画技術
Clark, Grant M., et al. Practical radiation oncology 2.4 (2012): 306-313.
市立札幌病院　沖 野 太 一.....85

Clinical commissioning of a new patient positioning system, SyncTraX FX4, for intracranial stereotactic radiotherapy. 新しい位置照合システムである「SyncTraX FX4」を用いた頭蓋内定位放射線治療に向けたコミッショニング
Satoshi Tanabe, et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics19.6(2018):149-158.
帯広厚生病院　菊 地 隆 浩.....87

The Use of Low-Dose Radiation Therapy in Osteoarthritis: A Review. 変形性関節症における低線量放射線治療(LDRT)の使用について：総説
Austin P.H. Dove, Anthony Cmelak, Kaleb Darrow, et al. Int J Radiation Oncol Biol Phys. 2022;114(2):203-220.
北海道がんセンター　村 山 祐 輝.....92

TomoEQA: Dose verification for patient-specific quality assurance in helical tomotherapy using an exit detector.
Min Cheol Han, Kyung Hwan Chang, Jihun Kim, et al. Physica Medica,2021; 82:1-6.
手稲渓仁会病院　中 野 聡.....101

Treatment Planning System for Electron FLASH Radiotherapy: Open-source for Clinical Implementation.
電子線 FLASH 放射線治療の治療計画システム：臨床応用のためのオープンソースシステム
Mahbubur Rahman, M. Ramish Ashraf, David J. Gladstone, et al. Physica Medica,2021; 82:1-6. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2022; Mar 15; 112(4): 1023-1032.
群馬県立県民健康科学大学　津 野 隼 人.....104

放射線治療部会　巻頭言

「AI と放射線治療」

九州大学病院　廣瀬貴章

この 10 年間，深層学習（Deep Learning）の登場により人工知能（Artificial Intelligence: AI）は三度目のブームを迎え，急速な発展を遂げています．Deep Learning の多くは多層のニューラルネットワークを用いて大量のデータを学習させることで，画像認識や音声認識といった従来の技術では難しかったタスクを，時には人間よりも高いレベルで達成することができるようになりました．いずれこのブームが終わったとしても，すでに多くの分野で広く普及しており，AI 技術を利用した開発は今後も続くでしょう．画像認識により人物を特定したり，ニュースの原稿を読み上げたり，囲碁や将棋などのゲームをしたりと多岐に渡って我々の日常にも溶け込んでおり，我が家の小学生の娘もスマホで自撮りした画像を加工して当たり前のように利用しています．当然，医療の世界でも AI 技術は早くから取り入れられ，現在では，検査や診断，手術のサポートを行う AI が登場しています．放射線医学においては大量の画像を取り扱うため，画像認識や画像処理を得意とする AI 技術との親和性が高く，複数のソフトウェアが登場し，実用化されています. このような現状に伴い, 学会等でも AI 関連の講演やシンポジウムが多数企画され，今後の展望について議論が交わされています．私も先日，学会のシンポジウムにおいて放射線治療で活用される AI について発表する機会が与えられ，すでに臨床導入されている技術や関連する研究について紹介いたしました．あまり放射線治療に馴染みのない先生からも，負担の大きい放射線治療計画の AI 支援に関して特に興味を示していただき，放射線治療分野におけるさらなる発展への期待が感じられました．やはり IMRT の治療計画といえば非常に時間のかかる作業として認識されており，医師の働き方改革の一環で診療放射線技師や医学物理士へとタスクシフトが検討されている業務の一つでもあります．これは同時に我々の業務が増加することを意味するため，十分な人材の確保が望まれますが，それが難しい場合でも AI によるサポートを積極的に利用することで業務の負担を軽減できると考えられます．タスクシフトに関しては，IGRT における位置照合画像の一次照合も含まれており，業務適正化は大きな課題です．さらに，これから 10 年先の放射線治療はどうなっているでしょうか．我々の業務は，ますます多様化しているのではないでしょうか．近年，国内でも導入されつつある適応放射線治療も医師の負担が非常に大きく, 毎回のオンライン治療計画が IGRT の位置照合のようにタスクシフトされているかもしれません. 海外ではすでに医師以外の特定の医学物理士に Adapter としてその役割を移管している例があることからも十分に考えられます．適応放射線治療のように多くのタスクを迅速に行う場合，さらに AI は本領を発揮するでしょう．しかし，その思考回路は人間とは異なるため，時には予想外の結果を招く可能性もあり，我々はその誤りを見抜く力を養わなければなりません．そのためには，その仕組みを正しく理解し，注意すべきポイントなどを把握することで，AI とうまく付き合っていかなければならないのではないでしょうか.

第86回放射線治療部会開催案内

教育講演［放射線治療部会］　4月 16日(日)　9:00～9:50　(国立大ホール)

司会　近畿大学病院　松本　賢治

「IMRT線量検証の方法論と許容値の基礎　～AAPM TG218の徹底解説！～」

関西労災病院　樽谷　和雄

第86回放射線治療部会　4月 16日(日) 10:00～12:00　(国立大ホール)

「VMAT線量検証のアップデート」

司会　藤田医科大学　林　直樹

九州大学病院　廣瀬　貴章

1. IMRTにおける患者QA実態調査アンケート

関西医科大学附属病院　姉帯　優介

2. フィルム解析ソフトウェアの機種による差異

斗南病院　奈良　一志

3. ガンマ解析のパス率の意味とは？~多次元検出器の線量検証~

帝京大学医学部附属病院　上原　隆三

4. 透過型積算線量計 (In vivo Dosimetry) はどこまでわかるのか

徳島大学大学院　佐々木幹治

5. IMRT/VMATにおける独立線量計算検証 (AAPM TG219)

がん研究会有明病院　上間　達也

専門部会講座 入門編　4 月 14 日(金) 8:00～8:45　(501 室)

司会　がん研究会有明病院　中島　大

「小照射野の線量計測 (IAEA TRS-483) 」

熊本大学病院　下東　吉信

専門部会講座 専門編　4 月 16 日(日) 8:00～ 8:45　(国立大ホール)

司会　山形大学医学部附属病院　鈴木　幸司

「脳定位放射線治療　～基礎から Multiple Brain Metastases まで～」

太田綜合病院 太田西ノ内病院　庭山　洋

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

座長集約

藤田医科大学　　林　直樹

九州大学病院　　廣瀬　貴章

近年，高精度放射線治療技術の発展により，IMRT や VMAT による放射線治療件数は年々増加している．独立線量検証においても，件数増加に伴い効率化が求められており，その手法は多岐にわたる．主流も従来の電離箱線量計やフィルムによる検証から，多次元検出器や EPID を用いた線量分布測定や独立線量計算ソフトウェアを用いた線量計算ベースの独立検証へと変遷しつつある．さらには，照射情報を Log や検出器による測定データに基づき毎回の治療時の体内線量分布を評価する In vivo dosimetry へと発展している．これらのニーズに合わせて，AAPM TG218 では Patient-specific QA（患者 QA）のための推奨される測定手法やその許容値に関する明確な指針が提示された．本邦においても新たな技術に対応するべく，JASTRO IMRT 物理技術ガイドラインの改定が進められている．安全で効率的な患者 QA を実施するため，これらのガイドラインや新たな知見に基づき，知識をアップデートし，多様化する測定手法や検出デバイスの有用性や問題点などを把握しておく必要がある．今回のシンポジウムは，IMRT/VMAT の線量検証について経験豊富な講師の先生に各種測定および評価手法のポイントについて解説いただく．

まず，関西医科大学附属病院の姉帯優介先生には，2021 年に実施された国内における IMRT 患者 QA の実態調査アンケートの結果を中心に国内の IMRT の実施状況から患者 QA の現状についてご紹介いただく．その後，斗南病院の奈良一志先生からはフィルム解析ソフトウェアによる特性，帝京大学医学部附属病院の上原隆三先生からは多次元検出器による線量検証，徳島大学大学院の佐々木幹治先生からは透過型積算線量計による In vivo dosimetry, がん研究会有明病院の上間達也先生からは IMRT/VMAT の独立線量計算検証と AAPM TG219 の内容について解説いただく．

本シンポジウムが参加者の皆様に，国内における IMRT 患者 QA の動向の把握からそれぞれのデバイスおよびソフトウェアの特徴やポイントを理解し，知識をアップデートする機会となることを期待する．

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

IMRT における患者 QA 実態調査アンケート

関西医科大学　姉帯 優介

１．背景・目的

現在多くの施設で IMRT における患者個々の品質管理として Patient-specific QA (以下，患者 QA) が行われている．ファントムや測定検出機を用いた QA が求められる背景として，IMRT では不均一で複雑な線量分布を達成するために, ガントリーの角度ごとにおける multi-leaf collimator（以下，MLC）の複雑な動きや線量率の変化などにより，機械負荷の高い動作を強いることによる不確かさが無視できないからである．これに関して American Association of Physicists in Medicine (AAPM)が定めたガイドライン Task Group 218 (以下，TG-218[1])では，施設間である程度のばらつきを許容した上で，放射線治療の品質を担保する必要があることを述べている．不確かさが患者の安全にとって許容可能かどうか調べるプロセスが患者 QA である．

さて測定ベースで評価される患者 QA プロセス中で特に重視されることが，end-to-end 検証により，機械駆動によって生じる患者にとって有害な予期せぬエラーを検出することにある．多くは測定によって得られた線量分布と治療計画によって得られた線量分布について比較検討する．線量差 dose difference （以下，DD），線量距離 DTA（以下，distance-to-agreement）に対して，それぞれの施設における誤差基準, 許容線量誤差（ΔD）, 許容距離誤差（Δd）を加味した γ-index analysis (以下，ガンマ解析)が簡便で便利なため広範に用いられている．評価点 $\vec{r_e}$ および参照点 $\vec{r_r}$ に対して DTA を与える関数$r(\cdot)$，および DD を与える関数$\delta(\cdot)$を定義すると，γ 値は以下の式によって説明される．

$$\gamma = \min(\Gamma(\vec{r_r},\vec{r_e}),\forall\,\vec{r_e}) = \min\left(\sqrt{\frac{r^2(\vec{r_r},\vec{r_e})}{(\Delta d)^2}+\frac{\delta^2(\vec{r_r},\vec{r_e})}{(\Delta D)^2}}\right),\forall\,\vec{r_e}. \qquad (式１)$$

ここで，式中の$\forall\,\vec{r_e}$ は「全ての評価点において」という意味であり，関数 min(·) は最小を与える関数である．この γ 値が 1.0 以下となる点を合格とし，合格点数の評価点総数に対する割合をパス率と定義する．また評価線量に対する閾値を決める割合（threshold，以下，TH）を定義し，TG-218 では，この γ 解析の具体的な指標に対して，「ΔD = 3%，Δd = 2 mm，TH = 10% のときのパス率が 95%以上」(以下，条件１)であることを一つの許容基準として推奨している．これが満たせない場合「ΔD = 3%，Δd = 2 mm，TH = 10% のときのパス率が 90%以上」（以下，条件２）とする介入基準を推奨している. これはTG-218ガイドラインで治療機, メーカー, 照射技術（IMRT

or VMAT)，検出測定機器によらず統一的（universal）に用いて良いとされており，患者 QA 評価を行う上で数的根拠をもった欠かせない要素の一つと言って良い.

しかし，上記ガンマ解析について，実は明瞭化されていない細かい施設依存性がある．例えば，比較のため用いる治療計画装置で得られた線量分布の計算精度（計算格子間隔）などである．当然，計算精度が上がれば線量分布はより詳細な形状を再現できるようになり，一致/不一致の程度の幅が広がる．多くはパス率が良くなるように評価されるが，線量形状の複雑さを許容しているため，細部の一致がかえって難しくなる場合もある．他にも，どのようなファントムに対して測定や計算が行われるか，線量計算アルゴリズム，評価点における測定機器の解像度依存性（補間精度や検出限界），どのようなソフトウェアを用いて解析するか（解析アルゴリズム依存性），閾値を決める参照線量の設定などが挙げられる．これらの不可避な多様性を内包しながら，TG-218 ガイドラインに対して，施設依存の考え方が反映された上で，本邦の患者 QA がどのような実体を伴うのか評価する目的でアンケート調査を行なった.

２．方法

患者 QA に関わる事項に関して質疑 46 項目を作成し [2)]，Google フォームを用いたアンケートを 2021 年 2 月～2021 年 3 月までの期間にて実施した．2021 年度における IMRT 施行可能施設 346 施設 [3)]に対し，148 施設からの回答を得た（95%信頼区間で誤差 6.0%）．得られた回答から，ガンマ解析とその評価に対する各施設の許容/介入の考え方が明らかになった．また，患者 QA のパス率が基準に満たなかった場合の対応策についても得た．さらに，主な施設状況を反映した項目として，治療機/症例数/施設属性/専門職種（回答を代表した者） について DD/DTA の指標値（3%/2mm, 3%/3mm, 2%/2mm）/パス率(95%, 90%)/評価線量閾値（10%/30%/50%）を分類した．前項で得られた施設状況について，主成分分析（principal component analysis, 以下，PCA 法）と多次元尺度構成法（multi-dimensional scaling，以下，MDS 法）による解析を行なった.

３．結果

アンケート回答があった 148 施設のうち，およそ 86%が許容/介入指標を設けていた（Fig.1.）．許容指標をガンマ解析で評価する施設が最も多かった．一方，介入指標を設けている施設はガンマ解析以外にも DD を評価する施設がわずかに多くなった．ガンマ解析を介入指標とする施設数は 81.8%であり，その DD/DTA 基準を 3%/3mm または 3%/2mm としている施設数がほぼ同等で，介入指標を設ける施設数全体の 2/3 を占めた. また, 患者 QA の結果がこの介入指標を超えた場合，原因を追求する施設が 88.5%，同条件での再測定が 74.3%，異なる条件での再測定が 77.7%，臨床的な知見を反映する場合が 63.5%となった．コミッショニング時のパラメータまで立ち返って調べる場合は２割程度に留まった．Table.1.にアンケート回答施設における施設状況（治療機/症例数/施設属性/専門職種）を示す．Table.1.における分布状況を PCA 法，MDS 法を用いて解析した結果を Fig.2.および Fig.3.に示す．PCA 法では第一主成分の寄与率が治療機/症例数/施設属性/専門職種にて優位（95%以上）であり，さらに第一主成分中の条件 3%/2 mm(DD/DTA), 95%(pass 率), 10%(TH)それぞれについて 0.5 以上かつそれぞれの影響度合いが同等程度であった．このことから，（条件１）はそれぞれの成分中で主成分かつ相関していると判断できた．次に MDS 法の結果では，縦軸，横軸ともに Table 1 を特徴量として評価される抽象的距離尺度により各因子を平面上に配置することができた．このとき，3%/2 mm(DD/DTA), 95%(pass 率), 10%(TH)のぞれぞれの因子は互いに距離が近くなり，それら以外の因子とは距離が遠くなることから，明瞭に２群にクラスタリングされた．治療機器/症例数/施設属性/専門職種が異なる状況にも関わらず（条件

１）が本邦にて幅広く参照されていることがわかった．ただし，（条件１）について３つの因子全てに準拠している割合は 26.4%であった．

４．考察・結論

本邦にて患者 QA の実態把握を目的として行われたアンケート調査の結果，施設固有の状況を熟慮して，（条件１）の３つの因子（DD/DTA: 3%/2mm, パス率:95%, TH:10%）を主軸とした患者 QA が実施されていると判断された．本邦において TG-218 ガイドラインが広く浸透しており，患者 QA が実施されていた．さらに詳細なアンケート状況はこのアンケートを取りまとめた文献を参照されたい [2)].

Table1 治療機/症例数/施設属性/専門職種別のガンマ解析評価パラメータ内訳

メーカー	治療機		DD/DTA			パス率		評価線量閾値(threshold)		
		n	3%/2mm	3%/3mm	2%/2mm	95%	90%	10%	30%	50%
Varian	TrueBeam STx/Edge	23	15	3	4	14	7	16	2	0
(87施設)	TrueBeam	47	30	9	4	28	14	35	1	2
	Halcyon	3	2	1	0	0	2	2	0	0
	VitalBeam	1	0	1	0	0	1	1	0	0
	Clinac iX series	51	29	12	9	33	18	36	6	4
	Clinal EX series	7	3	4	0	4	3	4	0	2
Elekta	Unity	0	0	0	0	0	0	0	0	0
(35施設)	VersaHD	15	9	2	3	10	3	13	1	0
	Infinity	5	3	2	0	3	2	2	2	0
	Synergy	23	12	4	6	14	8	11	2	1
Siemens	ARTISTE	0	0	0	0	0	0	0	0	0
(5施設)	ONCOR	5	1	2	2	3	1	3	2	0
	PRIMUS	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Accuray	Radixact	12	6	3	3	8	4	5	2	0
(31施設)	Tomo HD A	3	1	2	0	1	2	1	0	1
	Tomo HD	9	5	3	0	5	4	4	0	1
	Tomo H	3	0	3	0	1	2	1	1	0
	CK S7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	CK M6	7	5	2	0	4	3	3	1	2
	CK VSI	2	1	1	0	1	1	1	0	1
	CK G4	1	0	1	0	1	0	0	0	0
	CK G3	1	0	1	0	1	0	1	0	0
Other	Novalis	10	5	2	2	4	4	7	1	0
(15施設)	Vero4DRT	4	2	2	0	2	2	2	0	0
	MRIdian	2	1	1	0	1	1	2	0	0

有効回答数: 148

	症例数		DD/DTA			パス率		評価線量閾値(threshold)		
		n	3%/2mm	3%/3mm	2%/2mm	95%	90%	10%	30%	50%
IMRTにて	1 – 49	21	11	6	4	15	5	13	3	3
治療施行された	50 – 99	33	21	3	6	19	13	23	4	2
年間症例数 (2015–	100 – 199	49	28	10	9	36	11	32	4	4
2020)	200 – 299	25	13	7	3	14	9	15	1	1
	300 – 399	11	5	3	1	4	6	6	1	0
	400 – 499	2	0	2	0	0	1	1	0	1
	500 – 749	3	2	1	0	0	3	2	1	0
	750 – 999	1	0	1	0	1	0	0	0	0
	1000 – 1499	2	2	0	0	2	0	2	0	0

有効回答数: 147, 回答無効 (1施設)

	Factor		DD/DTA			パス率		評価線量閾値(threshold)		
		n	3%/2mm	3%/3mm	2%/2mm	95%	90%	10%	30%	50%
	大学病院	43	25	9	5	26	16	29	4	2
	がんセンター	10	7	0	2	6	3	6	0	0
施設属性	国立病院/公立病院	38	20	10	8	24	13	20	5	4
	その他の病院機構	57	30	15	8	35	17	39	6	5
	診療放射線技師	69	39	18	9	44	22	45	8	4
専門職種	医学物理士	72	42	12	13	43	25	47	6	5
	放射線治療品質管理士	7	1	4	1	4	2	2	1	2

有効回答数: 147, 回答無効 (1施設)

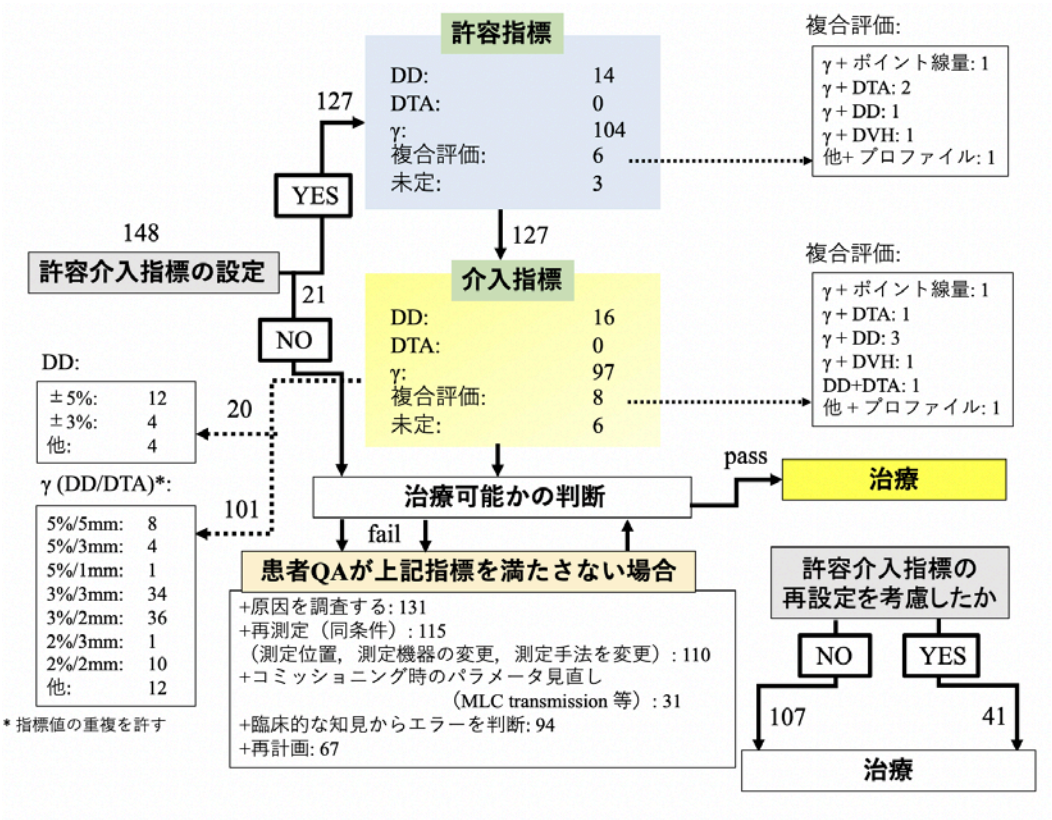


Fig.1 患者 QA に対する許容/介入に関するフローチャート.

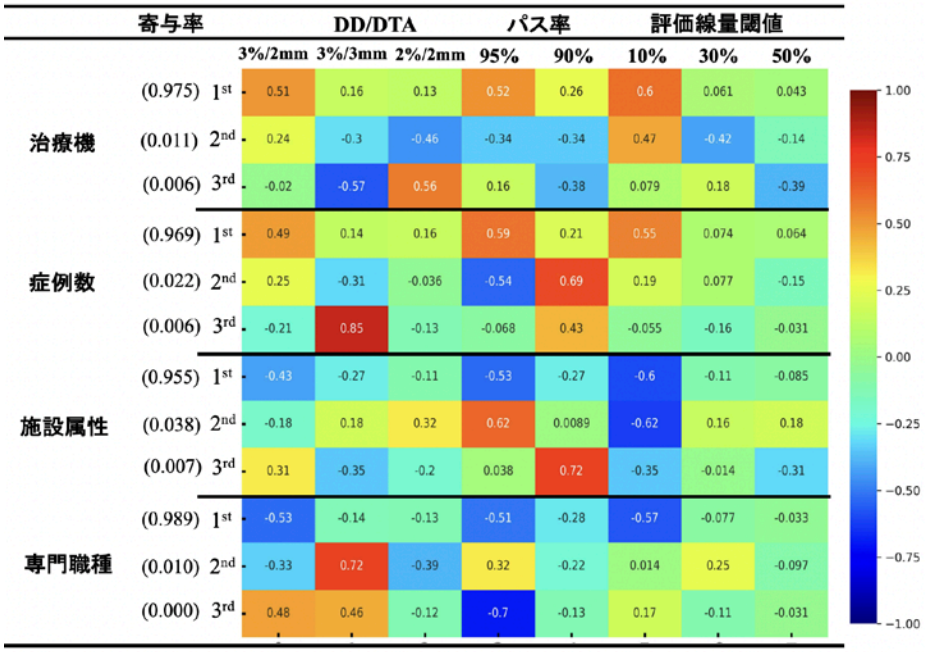


Fig.2 PCA（主成分分析）の結果.（数値）にて寄与率，表中の数値にて因子負荷量を示す.

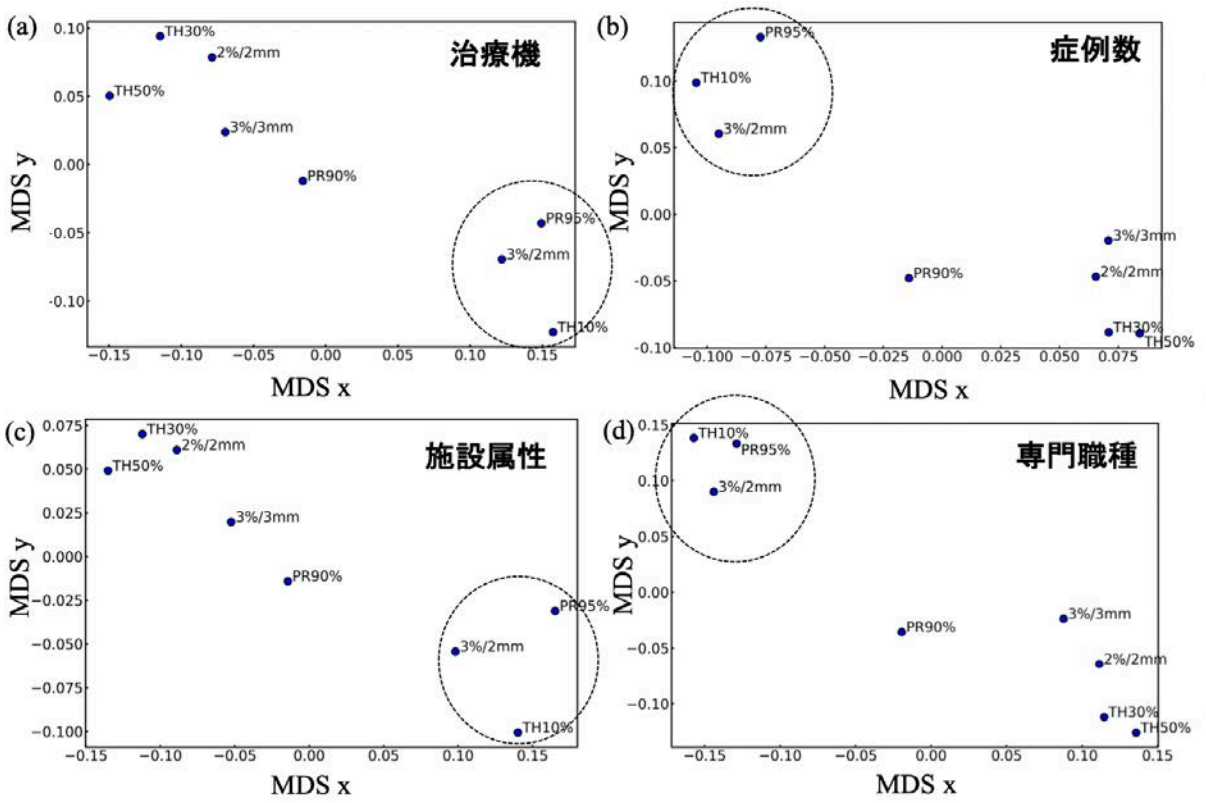


Fig.3 MDS（多次元尺度構成法）の結果．横軸，縦軸ともに特徴量から計算される抽象的距離尺度を示す．(a)治療機，(b)症例数，(c)施設属性，(d)専門職種について明瞭な２群にクラスタリングされた．

【参考文献】

1) Miften M, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys.45(4): e53- e83. 2018.
2) Anetai,Y, et al. Assessment of using a gamma index analysis for patient-specific quality assurance in Japan. Journal of applied clinical medical physics, 23(10), e13745, 2022.
3) 厚生労働省：主な施設基準の届出状況等,2021

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

フィルム解析ソフトウェアの機種による差異

斗南病院　奈良 一志

強度変調放射線治療（Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT）などの高精度放射線治療では，品質保証の一環として Gafchromic フィルムを用いた線量分布検証がしばしば行われる．正確な解析には微小回転補正に伴う画素補間等の複雑な画像処理が求められるため，専用の商用ソフトウェアが用いられる．現在，解析ソフトウェアは様々なベンダーより販売されており，基本的な解析の流れ（フィルム濃度と線量の関連付け，画像の位置合わせ，比較解析 : Gamma 解析法）は概ね統一されているが, その一方で, 詳細なアルゴリズムが異なるため, 結果である Gamma pass rate（GPR）がソフトウェアによって異なる可能性がある．

特に Gamma 解析法においては，GPR がフィルムに含まれる統計誤差に影響されるとの指摘があり，商用ソフトウェア間のアルゴリズムの違いと相まって解析差が拡大されると考える．本講演では，8 種類の商用ソフトウェア間による解析差を示し，その要因となるアルゴリズムについて考察することで，フィルムを用いた線量分布検証における Gamma 解析において留意すべき点を再考することを目的とする．

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

ガンマ解析のパス率の意味とは？
~多次元検出器の線量検証~

帝京大学医学部附属病院　上原　隆三

IMRT における物理・技術的ガイドラインが発刊されて 10 年以上が過ぎた．発刊当時はフィルムを利用した線量分布検証が主流だったが，現在では多次元検出器を利用した線量分布検証に置き換わりつつあることから [1]，線量分布検証について改めて考え直す時期が来ていると考える．

多次元検出器の主流である ArcCHECK（Sun nuclear 製）および Delta4（ScandiDos 製）は，効率的な臨床ワークフローを維持しながら，ある評価面の線量分布が許容範囲内で一致することを多次元的な評価する．しかし，多次元検出器を利用した線量分布検証は，図 1 に示すように，人体の形状や組成とは異なる円筒形の均質ファントムに対して照射が実施され，螺旋状また直交 2 平面に配列された検出素子で吸収線量を取得する．そのため，取得される線量分布は，患者の線量分布と大きく異なり，さらに線量分布全体の一部分しか取得できない．つまり，評価線量偏差精度と線量分布位置精度を標的体積とリスク臓器ごとの評価を行うことができない．また，検出器の間隔が離散的であることから，空間分解能や角度依存性，エラー検出能などに問題がある [2, 3]．したがって，多次元検出器における線量分布検証は，臨床的な妥当性を評価する検証法ではなく，十分な線量検証の精度を有していると言い切ることは難しい．

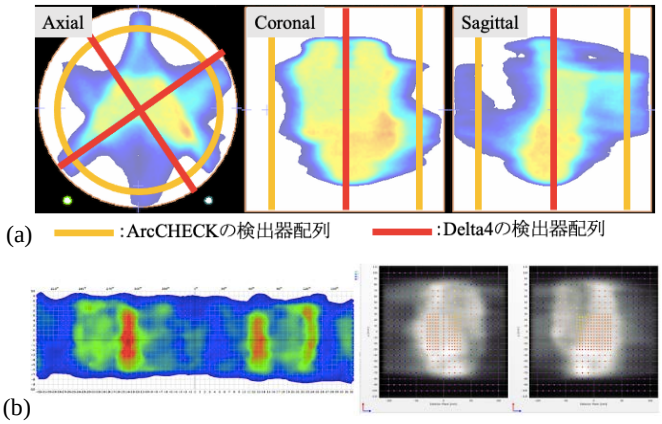


図 1．(a)円筒形ファントムにおける線量分布および検出器配列と(b)取得される線量分布（左：ArcCHECK，　右：Delta4）

ガンマ解析は，線量偏差（Dose Difference）と一致までの距離（Distance To Agreement）を組み合わせて線量分布の定量評価ができる方法であり [4]，ガンマ解析のパス率は許容レベルに用いる指標として広く利用されている．しかし，ガンマ解析は，そのパス率が線量誤差と弱い相関関係であり [5]，線量測定の不確かさの影響を受けない可能性がある [6] など物理的評価を行う上で問題があると報告されている．また，ガンマ解析のパス率は線量検証に利用する測定機器に影響される．図 2 は，ArcCHECK および Delta4 における同一の患者プラン(頭頸部 VMAT 40 名)の線量検

証を実施した際に，異なるガンマ解析のパス率を示している．測定機器に影響される原因として，螺旋状また直交2平面に配列された検出素子や治療計画装置でのファントムの密度スケーリングによる影響，ガンマ解析の次元の違いなどが考えられる．さらに，図3に示すように標的体積とリスク臓器が隣接するような症例において，　ガンマ解析のパス率だけでは臨床的に許容し得ないエラーを見落とす可能性がある．そのため，ガンマ値の最大値や中央値などの解析値やヒストグラム，ガンマ分布を利用して評価するべきである．したがって，ガンマ解析は，患者プランの妥当性を評価する絶対的な指標ではないことを理解しなければならない．

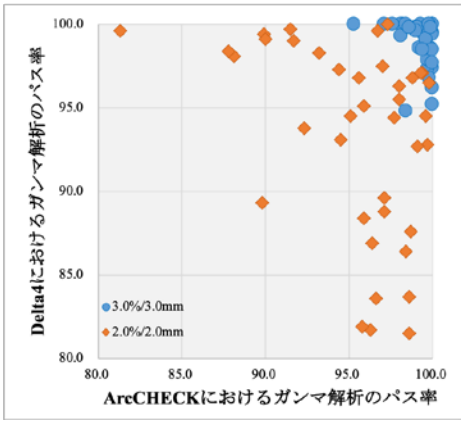


図 2.　ArcCHECK および Delta4 における同一の患者プランの線量検証を実施した際のガンマ解析のパス率

これらのことから，多次元検出器を利用したガンマ解析のパス率が持つ意味を理解するのは困難である．ガンマ解析のパス率の許容レベルは，AAPMから発刊された「実測ベースの IMRT 線量検証の許容限界と方法論（TG-218）[7]」において 95%（criteria:3%/2mm，10% threshold）と設定されたが．それとは別に，　施設所有の測定機器や解析ソフトウェアに応じて，それまでの測定結果を考慮した許容レベルの算出式が定義されている．そのため，一概に 95%を超えれば物理的評価を行う上で問題がないと言うわけではない．したがって，ガンマ解析はあくまで線量分布検証における評価指標の一つであることを示唆している．

多次元検出器を利用してガンマ解析による評価を実施することが主流となった現在の線量分布検証において，我々はそれぞれの利点と欠点を理解しながら，その患者プランが臨床上に許容し得るか否かを総合的に判断しなければならない．本講演では ArcCHECK および Delta4 におけるガンマ解析の結果を利用して，様々な問題点を言及しつつ，多次元検出器を利用したガンマ解析について議論を進めていく．

ガンマ解析の判定基準

	許容レベル[7]
線量偏差精度	±3.0 %
線量分布位置精度	2.0 mm

標的体積とリスク臓器の位置関係によって、1.0 mm の位置誤差が許容できない場合がある.
（椎体SBRTなど）

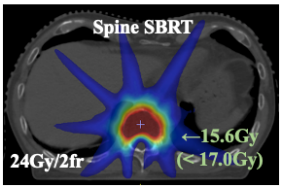


図 3.　ガンマ解析における注意点

[参考文献]

1) 姉帯 優介，et al.　IMRT における患者 QA 実態調査アンケート，日本医学物理学会 QA/QC 委員会(R2-R3 年度) IMRT/VMAT QA アンケート調査班
2) Feygelman V，et al.　Evaluation of a new VMAT QA device，or the “X” and “O” array geometries.　J Appl Clin Med Phys.　2011;12:3346.
3) Bin Liang ，et al.　Comparisons of volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA) systems: sensitivity analysis to machine errors.　Rad Onc.　2016;11:146
4) Low DA，et al.　A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.　Med Phys.　1998;25:656–61.
5) Zhen H，et al.　Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA.　Med Phys.　2011;38(10):5477–89.
6) Carrasco P，et al.　3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification.　Med Phys.　2012;39(8):5040–49.
7) Miften M，et al.　Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA:

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

透過型積算線量計（In vivo Dosimetry）は どこまでわかるのか

徳島大学大学院　佐々木 幹治

従来の放射線治療における品質保証には，定期的な機器管理と患者個別の治療前 QA 検証が含まれる．両者はあくまで事前検証であり，患者に対して実際に投与された線量情報を担保しているわけではない．そのため，定期的な機器管理では，治療計画の過程に起因する線量デリバリーエラーを防ぐことはできない．また，治療前 QA 検証では，治療中の患者デリバリーエラーの全てを検出することはできない．これらの問題点を改善する手法としてリアルタイムモニタリングが注目されている．リアルタイムモニタリングのソリューションには，直線加速器の機器情報を活用したモニタリング（Logfile など），EPID，透過型積算線量計が挙げられる．透過型積算線量計を導入する際の懸念事項として，クリアランス問題，線量減衰とビームモデリング効果，皮膚線量の増加などが議論されている．本講演では，先行研究の報告内容を基に，透過型積算線量計（In vivo Dosimetry）の有用性と今後の展望について講演予定である．

予稿

VMAT 線量検証のアップデート

IMRT/VMAT における独立線量計算検証（AAPM TG219）

がん研究会有明病院　上間 達也

この 10 年の間に，高精度放射線治療を取り巻く環境は大きく変化した．強度変調放射線治療（IMRT/VMAT）が多くの施設で用いられる照射法となり，その適応は緩和照射などのように準備期間の短縮を要するものにまで広まっている．さらに，近年徐々に普及してきた即時適応放射線治療は，患者が治療寝台上に臥床した状態で，計画から線量検証までを完結させることが求められる．これらの変化に応じて，実測による線量検証がこれまでの IMRT/VMAT においては主体であったが，より簡便で効率的な手法である独立線量計算検証の必要性が高まっている．そのような中で，2021 年に米国医学物理学会タスクグループ 219 レポート(TG219)が，IMRT/VMAT における独立線量計算検証のガイドラインとして発刊された．

本講演では，当院で実施している IMRT/VMAT の独立線量計算検証の紹介と，実施するにあたり注意が必要な点や課題などについて，TG219 の内容と併せて報告する．

予稿

「小照射野の線量計測(IAEA TRS-483)」

熊本大学病院　下東　吉信

近年，多くの放射線治療施設で普及している定位放射線治療（Stereotactic Radiation Therapy：SRT）や強度変調放射線治療（Intensity Modulated Radiation Therapy：IMRT）では，小さな照射野を形成して照射が行われている．従って，患者に安全かつ正確な投与線量を提供するためには，小照射野の線量計測の理解は重要である．小照射野の線量計測は，側方電子平衡（Lateral charged particle equilibrium：LCPE）の欠如，一次線源の遮蔽および適切な検出器の選択と課題があり，それらは線量測定精度に大きく影響する．本講演は，2017 年に国際原子力機関（International Atomic Energy Agency：IAEA）と米国医学物理学会（American Association of Physicists in Medicine:AAPM)の合同で発刊された Technical Report Series No.483(TRS-483)「外部放射線治療における静的小照射野の線量計測」について概要を解説する．IAEA TRS-483 では，小照射野の線量計測の物理，従来の基準照射野（10 cm × 10 cm）を設定できない治療装置固有の基準照射野（machine specific reference (msr) fields）における標準線量計測，小照射野の相対線量計測（出力係数）および推奨される適切な検出器について説明している．また小照射野の線量計測の理解と実践において，2021 年に報告された AAPM Task Group 155 レポート（TG-155）「小照射野と非電子平衡状態における光子ビームの線量計測」について内容の一部を紹介する．本講演が，これから放射線治療を専門として学ぶ診療放射線技師や臨床現場における小照射野の線量測定の一助になれば幸いである．

予稿

脳定位放射線治療
～基礎から Multiple Brain Metastases まで～

太田綜合病院附属太田西ノ内病院　庭山　洋

放射線治療の進歩は目覚ましく，数々の高精度放射線治療が行えるようになってきた．20 年前は精度を追求した定位照射が高精度治療の代表的な照射であったが，強度変調放射線治療や画像誘導放射線治療が登場し，それらを兼ね備えた新たな治療へと進化を遂げてきた．がん治療の進歩もあり，患者の生存期間が延長している今だからこそ，放射線治療は患者個々に対応した治療を提供しなければならない．特に転移性脳腫瘍は QOL に大きく影響するため，局所制御率が高く，副作用の少ない定位照射が求められる．

本講座では転移性脳腫瘍に対する定位照射 HyperArc(Varian Medical Systems)をメインにコミッショニングから装置精度や QA/QC，治療計画，患者 QA，照射のワークフローについて，当院で行っている方法を踏まえ報告する．今後，新しい技術を導入する施設や Off-Isocenter の治療を始めようと考える皆様のお役になれば幸いです．

当院の頭部定位放射線治療概要

・装置精度管理は IsoLock 結果をもとに MPC, End to End 試験(WL 試験を含む)を実施(図 1～2)
・HyperArc により 1～多発まで 1 Isocenter で照射
・単純 CT と造影 MRI を用いて計画(SRS: 10FFF, SRT: 6FFF) (図 6)
・部位や大きさにより線量分割，線量処方法を変更(図 3)
・患者 QA は実測と EPID を使用したフルエンス/線量分布検証及び In vivo Dosimetry(図 4～5)
・CBCT にて IGRT を行い, SGRT にて照射中の移動を監視した素早い治療

Iso-Lock	Before	After	3rd	4th	5th	6th	7th	7th weight	8th	9th	10th	11th	12th
Gantry_Colli Error	0.268	0.274	0.272	0.281	0.270	0.273	0.271	0.273	0.272	0.273	0.273	0.274	0.280
Couch Error	0.453	0.202	0.469	0.389	0.290	0.358	0.622	0.642	0.268	0.364	0.242	0.257	0.176
Total Error	0.721	0.476	0.741	0.670	0.560	0.631	0.893	0.915	0.540	0.636	0.515	0.530	0.456
		H29.10 芯だし					H31.3 芯だし	寝台に荷重をかけた場合の精度を確認		R1.9			R3.4

図 1.IsoLock の結果

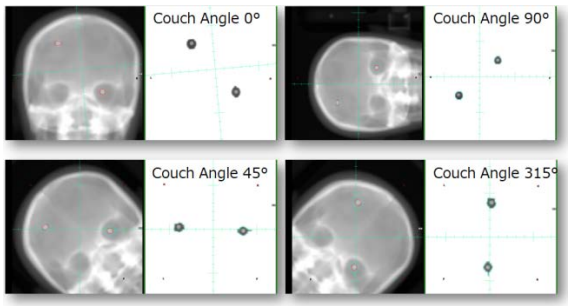


図 2.Multiple WL 試験

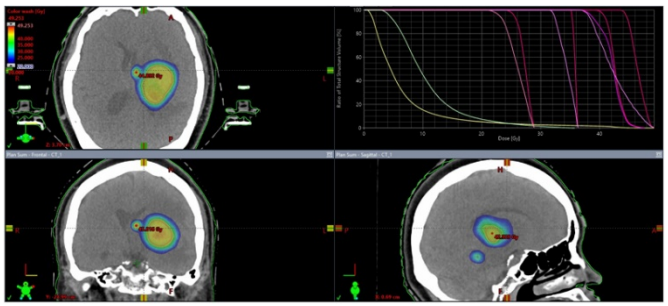


図 3.多発転移性脳腫瘍症例

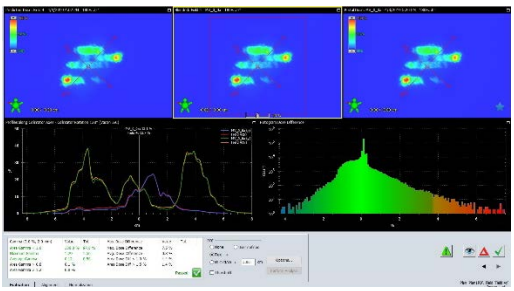


図 4. EPID を使用したフルエンス検証

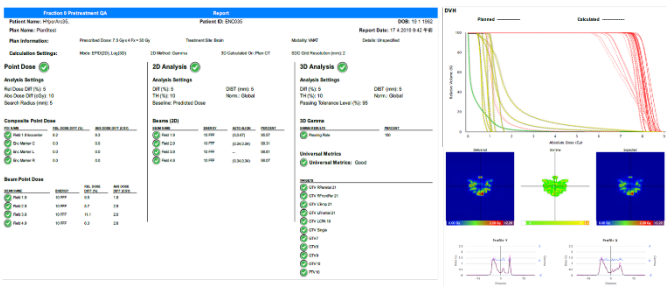


図 5. EPID を使用した In vivo Dosimetry

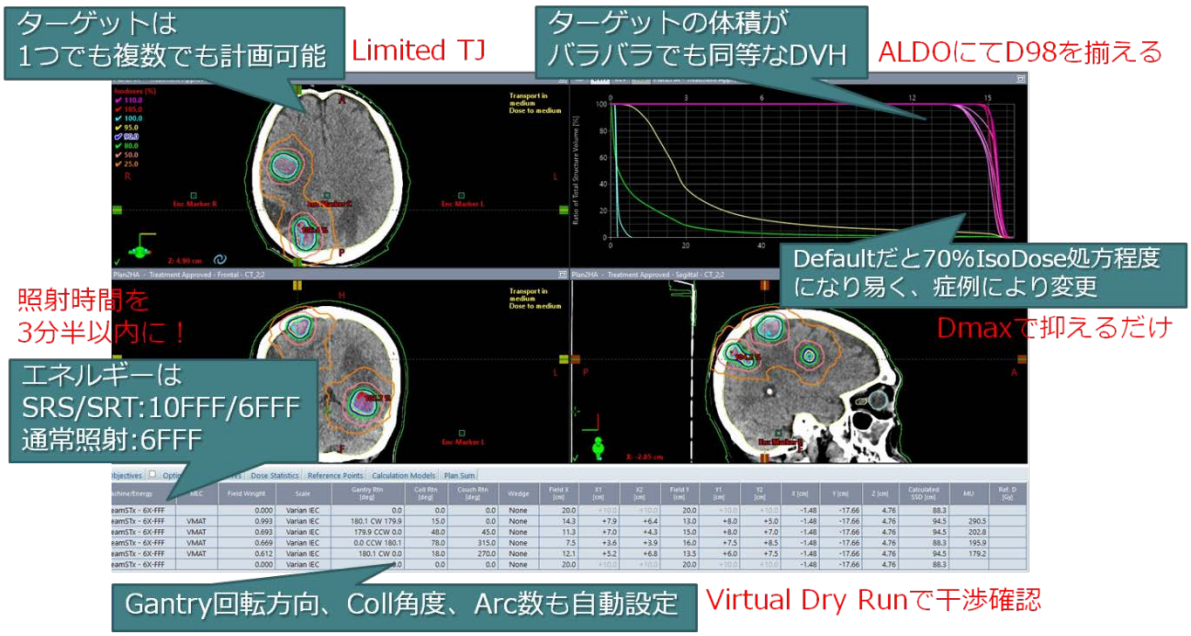


図 6.当院の HyperArc による計画ポリシー

教育講演

脳転移に対する定位照射:
より優れた腫瘍奏功とその長期維持を得るために必要な要素

JA 愛知厚生連 海南病院 放射線治療科 大宝 和博

1. はじめに

脳転移に対する定位照射は，定位・高精度照射の基本・入門編と言える治療技術であり，適切な理解・実施が望まれる．しかし，実際にはその治療内容は，対象・処方線量が同等でも，線量分布の施設間差異は顕著である. その結果, 局所の治療成績は, 数か月程度では大差ないものの, 半年～1 年以降で，辺縁遺残した腫瘍の再増殖や脳壊死が顕在化してくる時期に，治療内容(線量分布)の違いが徐々に顕在化し，施設間の優劣が大きい.

本稿では，特に脳のみの少数個転移(isolated CNS failure)で，薬物療法が施行されないなど，定位照射単独で可及的長期の制御と安全性が求められる症例に対し，どのような線量処方・線量分布をデザイン・計画し実施すべきかについて，ガイドライン推奨やエビデンスレベルの高さに基づく私見を排した総括ではなく，それらを踏まえた上で，演者の 20 年弱の治療経験・試行錯誤に基づく 2022 年時点での見解を中心に述べる(理由は後述).

2. 定位照射の意義・位置づけ

脳転移治療の最終目的は，神経認知機能の改善維持にあり，定位照射を含む局所治療の役割・意義は高まっている．薬物療法の進歩による予後向上に伴い，従来以上の長期に及ぶ腫瘍制御と安全性が求められる例が増えている．肺・肝臓で全臓器照射がめったに施行されないように，多発例でも 10 個程度までなら定位単独を選択し，急性・晩期双方の治療関連毒性が相応にある全脳照射を切り札として温存し，薬物療法による微小・潜在的脳転移の制御を期待する機会が増えている．3 cm 超でも，侵襲や髄液播種誘発リスクを考慮して開頭術を回避し，分割定位による摘出術(+術後照射)と同等以上の局所制御が期待されている．症状を呈する例では，全身状態(PS)に関わらず，早期の十分な縮小達成による症状改善～寛解が望まれる.

3. 黎明期から現在に至るまで

脳転移に対する定位照射の臨床応用は，半世紀近く前の 1975 年に Gamma Knife(GK)で開始され，国内では 1990 年代以降に開始されて以来，高精度外部照射の先駆けとして，現在では多くの施設で様々な装置・照射技術によって施行されている．脳定位照射の線量処方・分布，その治療計画は, 正常組織を多く含む計画標的体積(PTV)の線量均一性を重視する[せざるを得ない]一般的な外部照射に比べ，本来大きく異なる.

黎明期以来，定位手術枠(フレーム)固定による 1 回照射が主体で，摘出術に代わる低侵襲な治療手段として，剥離面に相当する病変(≒GTV)境界内外での急峻な線量勾配を特徴とし，その境界を線量処方の基準としてきた(辺縁線量). 標的境界内外 1-2 mm でも線量が大きく変化する定位の線量分布は，一言～二言では簡単に表現できない．辺縁線量の等線量(isodose surface)と標的境界の一致性(dose conformity)と，標的外の急峻な線量減衰(steep dose gradient)の双方を達成するため，標的内部(中心)の高線量を，辺縁線量の 2 倍程度まで積極的に許容してきた．GK では 50%等線量，Linac では 80%等線量での GTV 辺縁カバー・処方が主体であった．後者の 80%は，十分に検討された結果ではなく慣習的な面があり，60-70%等線量の方がより急峻となる．一方 Linac 系では脳・体幹部いずれでも，標的線量均一性を重視する三次元原体照射と同様な線量分布で定位を施行する施設も多い．

装置・照射技術・画像誘導・治療計画システムの進歩に伴い，着脱可能なマスクによる分割定位，inverse plan による MLC を用いた多軌道回転原体・VMAT，単一 isocenter による複数病変同時照射が導入されてきた．ハード・ソフト双方の多様化に伴い，標的定義・線量分布(境界内外の線量勾配の特性) ，線量分割数，線量処方法の装置・施設間のばらつきは一層顕著となっている．PTV margin(0～3 mm ないしそれ以上)，PTV あるいは GTV の線量不均一性，処方法($D_{50\sim100\%}$)の多様化である．治療成績の優劣の必然性を考慮すると，この多様性は決して許容できない．

線量不均一性に関して，Linac 系では，2 mm 以上の margin を付加した PTV 辺縁を 80%以上の等線量でカバーする GTV 線量不均一性の低い方向性と，1 mm 以下の tight な margin の PTV を 70%等線量以下でカバーする GTV 不均一性の高い異なる方向性がある．いずれでも，異なる margin 付加 PTV 辺縁処方の影響で，黎明期以来の処方基準であった GTV 辺縁線量は変容し不明化している．さらに，1 mm margin PTV の 70%等線量カバー・同等処方でも，その内外の線量勾配の急峻さは計画法で異なるため，GTV や GTV+2 mm 境界($D_{98\%}$)の線量は異なってくる．このような多様性・不明確さは，至適線量確立に向けてのコンセンサス形成を一層困難にしている．

4. 現状と課題

JASTRO ガイドラインでは，一般的な局所制御率は 60～90%である．これは 1 回(1 fr)照射では 1.5 cm 超で，4 分割では 3 cc 超で 1 年局所制御 60%程度という国内の主要な臨床試験等の治療成績・現実に基づいた実直な記載である．一方，1 回照射でもガンマナイフ国内多施設の治療成績(JLGK 0901)は，局所制御の判断基準が厳しいにも関わらず 1 年制御(無増悪)率 80～90%で，Linac に比べ良い傾向である．いずれも最大径で 1.5～2 cm，体積で 1～4 cc を境に，大きいほど局所制御率は悪化する．

臨床画像上の局所の増悪，つまり造影病変の有意な増大，周囲脳浮腫の悪化は，辺縁遺残腫瘍の再増殖(再発)と脳壊死のいずれも原因となる．大きな病変での増悪率の高さは，腫瘍への線量・カバー不足と周囲脳への線量過剰の双方が原因であることが多い．GTV が大きいほど体積効果・脳壊死リスクに配慮し，辺縁線量を下げるのがガイドライン推奨を含め一般的であるが，腫瘍制御の観点から腫瘍制御率の低下は必至である．

一方，1.5～2 cm 以上では，GTV 辺縁線量を 18～20 Gy に下げても症候性脳壊死発生は少なくなく，脳耐容性は従来の認識(RTOG 90-05)よりも，はるかに低いことが明らかとなってきた．1.5～2 cm 以上に対する“一般的”定位後の増悪例は，腫瘍の辺縁遺残再増殖と脳壊死の混在が大半で，純粋な再発あるいは脳壊死のみは，むしろ稀である．様々な画像解析を駆使しても鑑別困難なのは必然である．現状のガイドラインに沿った治療指針では，再発と脳壊死の混在した増悪例を生じやすく，その後の対応に苦慮することになる．

分割定位は, 3-5 分割の少数分割が, 2-3 cm 以上に対し選択肢として挙げられているが, 1 fr SRS に比べ推奨線量は未確立で，採用の多い線量分割の呈示にとどまる．後述のように，少数分割でも体積効果・脳耐容線量の点から適用限界があるが，言及には至っていない．

ガイドラインでは，1 回～少数回いずれも“辺縁線量”の推奨があるのみで，PTV margin(0～3 mm)，処方法($D_{95\sim100\%}$)，PTV 線量不均一性(%等線量カバー)など，具体的指針は確立・明記されておらず，これだけでは治療計画はできない．かなり高い自由度があり，施設ごとの裁量・方針に依存する．その結果，同じ処方線量でも多様な線量分布で治療が行われており，抗腫瘍薬の同等処方に比べ，効果・安全性において，可視化されていない大きな施設間差異が存在する．

5. 同一病態でも治療の多様性が許容されている理由・背景

同等の GTV，組織型，局在，処方線量でも，線量分布の施設間差異が顕著な現状が許容されている理由として以下の点が挙げられる．

局所増悪の定義として 2015 年に最大奏功(nadir response)から 20%あるいは 5 mm 以上の増大が提唱された(RANO)が，以前は治療前に比べ 20～25%を超えなければ局所制御と判断された報告もあった．これは最大奏功が 50%以下の縮小で，その後 2 倍程度に増大した明らかな再発でも局所制御扱いとなってしまう甘い基準である．生存期間が半年前後のため，画像評価が治療後数か月にとどまる場合，部分奏功・腫瘍細胞辺縁遺残でいずれ再増殖(局所再発)する例や，いずれ症候性脳壊死となる例など，本来不適切な治療が，観察期間が短いため経過良好例扱いされてしまう．これらは，短期の奏功度や安全性の解析には包含できるが，半年～1 年以上の治療成績解析に本来加えるべきではない．治療後数か月程度の比較的良好な縮小は，不十分な線量・カバーでも得られることが多く，治療の多様性が許容されやすい．晩期脳毒性が顕在化してくるのはそれ以降である．治療内容の違いは，半年～1 年以降に明らかになりやすい．

分子標的薬などの薬物療法が，不完全な腫瘍壊死や脳壊死を補完する場合もある．特に肺腺癌では，不十分な線量・カバーでも，分子標的薬が奏功し比較的長期に制御される感受性の良い一群があり，至適線量の認識に混乱を生じやすい．

6. 優れた治療を見出す視点・評価基準

施設間差異，悪い意味での多様性の中から，優れた治療を見極める視点は何かを考えると，特に占拠効果を伴い症状を呈する例では，早期かつ十分な縮小(優れた最大奏功)が得られ，それが 1～2 年以上維持される．そして，周囲に照射後変化(造影効果・浮腫の悪化)を生じても，軽微で予定外治療の必要がなく症候性脳壊死を回避できる，いわば長期縮小維持が高率に達成できる治療が挙げられる．最大奏功が部分奏功，辺縁腫瘍遺残にとどまれば，薬剤による制御維持が得られない限り，いずれ再増殖(再発)は免れない．浸潤部を含む完全腫瘍壊死を目指す局所の根治照射として臨む必要がある．

腫瘍塊周囲の隣接脳に付与される局所高線量を考慮すると，脳壊死の発生は組織・顕微鏡レベルではほぼ必発と考えられる．臨床では，如何にそれを長期的に軽微にとどめるか，無症候でも見苦しい照射後変化を回避し，如何に綺麗に治すか，あるいは経過を安心してみていられるような，放射線障害の最小限化が求められる．

演者は，既存のガイドラインや主要な臨床試験 protocol では，前述の長期縮小維持を高率に達成することは困難であると考えている．そのため，演者自身の経験をふまえ，既存の報告を独自に改変し行うことにより，長期縮小維持の高率達成を目指している(後述)[1,2].

柔軟な線量分割な選択可能な現在，3 cm(10 cc)以下なら 1 年縮小維持 90%以上，治療を要する

脳壊死 5%以下，4-5 cm 程度でも 1 年縮小維持 80%程度は達成可能である．前述の“標準的な治療成績”(3 cm 以下で 1 年無増悪 60～80%)にとどまる施設は，“諸家と同等”で満足してはならず，治療内容を見直すのが望ましい．

7. 病理・画像所見からみた標的定義・至適線量分布

病理における最大の関心事は，腫瘍と脳の境界(brain-tumor interface)で，実際には画像所見に基づく推測にとどまる．顕微鏡的な周囲脳浸潤は 63～75%程度に認め，最大深は平均 1 mm 程度とされるが，小細胞肺癌や悪性黒色腫では 1 mm 超も少なくない．摘出対象となる大型病変では 2～3 mm 前後も少なくない．脳転移の浸潤は，神経膠腫に比べると圧倒的に限定的で，基本的に定位照射(あるいは摘出)に適している．しかし病理学的には決して境界明瞭でないことが多く，画像で視認できない脳浸潤を想定しておく必要がある．GTV が大きいほど腫瘍細胞数が多く，脳浸潤も深く顕著な傾向を考慮すると，同等の抗腫瘍効果を担保するためには，GTV が大きいほど，より十分な線量・カバーが本来必要である．ガイドライン記載を含む従来の定位は，これに逆行しており，GTV が大きいほど局所制御低下がするのは必然的な結果である．

標的定義では GTV = 造影病変が大半であるが，必ずしも適切ではない．造影域を T2 強調像と fusion し対比すると，T2 で視認できる腫瘤(T2 腫瘤)と同等か，染み出しでわずかに大きいことが多いが，周囲浮腫が強く染み出しが顕著な場合(造影域≫T2 腫瘤)や，逆に造影効果が弱く部分的な場合(造影域≪T2 腫瘤)など，両者の乖離が大きい場合もある(造影 T1/T2 matching)．深部方向への染み出し顕著な領域(comet-tail)は，反応性変化で腫瘍浸潤がほとんどないとされる．造影域と T2 腫瘤の乖離は，治療後もしばしば認める．造影域は，腫瘍(浸潤域)の直接的描出というより間接的描出の面が強く，T2 系の取得・同時参照が望ましい．

病理学的な GTV・腫瘍塊(ここでは pathological GTV [pGTV]と称する)は，造影域よりも T2 腫瘤に近いと考えられる．標的定義の観点では，T2 腫瘤の周囲数 mm の顕微鏡的脳浸潤領域の構成要素は，大半が脳組織であり，腫瘍制御と脳組織温存の双方両立が望まれる．適切な線量・線量勾配，つまり急峻すぎず緩やかすぎない適度な GTV 外線量減衰と線量そのものが望まれる．T2 腫瘤より造影域が 1 mm 大きく，その造影域に 2 mm を加え PTV とした場合は，約 3 mm 厚の脳組織が PTV のかなりを占める点を十分認識し，PTV 辺縁線量が過剰とならぬよう配慮する必要がある．浸潤域は，抗腫瘍薬の浸透性や免疫応答が高く，pGTV 境界より低い線量で十分な可能性がある．

一方で，GTV 境界から内側の急峻な線量勾配・増加は，造影域(GTV)が T2 腫瘤より少し大きい典型例では，内側の腫瘍細胞密度の高い pGTV 境界，さらに内部の放射線抵抗性が高い乏血性・低酸素領域の有意な線量増加をもたらし，抗腫瘍効果・奏功度の点で有利・合理的に作用する可能性がある．内側の線量勾配の特性の違いは，治療反応性に影響しうる．

8. 物理的側面からみた至適な線量分布

GK と“一般的”Linac の治療成績の差異は前述したが，両者では，同様な GTV に対する同等な線量処方(1 fr)でも，線量分布は通常大きく異なり，必然的に腫瘍・周囲脳の治療反応性が異なる．GK の基本は，限られたサイズの円形コリメータによる超固定多門照射で，様々なサイズ・形状に合った線量分布作成のため，複数の isocenter(shot)を組み合わせた multi-shot 治療が多く採用される．Multi-shot では，各 shot の重なりで GTV 内部に 2 倍近い高線量域を生じやすく，50%以下の等線量カバーの方が conformal な線量分布を作成しやすい．逆に 60%以上では各 shot を GTV から大きくはみ出すよう配置する必要があり，conformity と標的外線量減衰は悪化しやすい(近年，

inverse plan Lightning の登場で，60%等線量以上でも conformal な線量分布が作成可能となった).

超不均一 GTV 線量は GK の特性のひとつで，小線源治療のような要素がある．T2 腫瘤より造影(GTV)が僅かに大きい典型例では，50%等線量 22 Gy(1 fr)カバーでも，T2 腫瘤(pGTV)境界は 24～26 Gy 以上となり，30 Gy 以上もかなりの体積を占め，高度な内部腫瘍壊死をもたらす．近年，GTV $D_{80\%}$が高い，あるいは 30 Gy 以上が占める割合が大きいほど，局所制御・縮小率が優れるとする報告がある(internal dose escalation)．中心付近の高線量の意義は，効果・毒性いずれの点でも乏しく，むしろ GTV 境界内側数 mm の線量勾配の特性，特に同心性層状の急峻な線量勾配・増加の有無が，奏功度に大きく影響すると考えられる．この内部の線量勾配は計画法(shot の組み合わせ・置き方)で大きく異なる．

一方，GTV 境界外側の線量勾配・減衰への言及はこれまで皆無に近いが，GK でも処方等線量のすぐ外側に，いわば“線量減衰 margin”があり，1 fr なら 18 Gy 以上の等線量が，様々な不確かさをある程度カバーする．摘出術では，剥離面の外側(温存側)に腫瘍を残せば，いずれ再発は必至であるが，光子線定位では，処方等線量外側の線量減衰により，抗腫瘍効果がある程度周囲に及び，その急峻さは計画法に依存する．GK では，GTV 内部の線量超不均一性を積極的に許容することで，高い抗腫瘍効果を実現し，同時に conformal かつ急峻な標的外線量減衰を物理的に達成しやすくなり，正常組織毒性軽減につながる．また，適度な線量減衰 margin が微小脳浸潤をカバーすれば，局所の完全寛解を達成できる．急峻な線量勾配・標的内の線量超不均一性が，病態に fit すれば，生物学的にも原体性が高い(biologically conformal)照射ともいえる [2].

一方，Linac 系は，GK と類似した処方線量でも，GTV より 1-2 mm 以上外側(PTV)への処方が多く，70～90%等線量カバーが多い．特に 80%等線量以上では，GTV 線量が均一ぎみとなり，平均線量は低くなる．一方，GTV 境界外側の線量減衰は緩やかで，pGTV 境界や微小脳浸潤の線量担保の点では有利であるが，T2 腫瘤周囲の正常組織線量は概して過剰である．

GK と Linac の等線量照射体積(irradiated isodose volumes)を比較した場合，近似するのはごく一部で，その内外は大きく異なり，総じて GK の方が線量集束性・最大線量が高く，必然的に腫瘍・周囲脳の治療反応性は異なる．これまで GK と Linac の治療成績はほぼ同等とされてきたが，そうではない．前述のように判断基準が甘い・異なることに起因し，線量分布の違いがもたらす治療反応性を見極める視点・素養の不十分さによる．いずれの線量分布が有利かは病態によるが，平均的な傾向は前述の通りで，Linac 定位に従事する者は，GK の特性を含め現状を認識・理解するのが望ましい．

Linac の場合，各種 MLC デザインや照射法(回転原体・VMAT)の違いで，定位の線量勾配の特性が異なる．従って，最適な GTV(～PTV)線量不均一性に関しては，装置・照射法ごとの確認が望ましい．2.5 mm MLC での forward plan の回転原体(dynamic conformal arcs, DCA)では，80%等線量カバーでも 1 cm 程度以下の GTV 外の線量減衰は急峻過ぎる傾向があり，leaf margin 設定に工夫を要する [2]．また，5 mm MLC (Elekta Agility)を用いた VMAT では，GTV 内の線量制約を一切設けず，GTV 外組織線量を可及的に軽減するよう最適化した超不均一 GTV 線量(GTV $D_{98\%}$ 60～70%等線量以下)が，1)GTV 境界内側の同心性層状の急峻な線量増加，2)適度な線量減衰 margin (GTV+2-3 mm $D_{98\%}$)，3)GTV 外正常組織線量軽減，いずれにおいても，GTV 内の線量制約を設けた 80%等線量以上より優れる．標的内の不均一性を積極的に許容することで，本来の定位照射らしい優れた conformity・標的外線量減衰を物理的に達成しやすい点は，GK・Linac いずれの光子線にも概ね共通する．

Linac 定位では，beam/arc 配置も重要で，non-coplanar arc は必須である．Coplanar arc に加え頭側半球を 3 等分するよう 60 度間隔でバランス良く 2 arc 配置するだけで，線量分布は有意に改善

する．一方，coplanar arc のみは照射時間が最短であるが，それ以外は conformity の悪化，GTV 内部線量の不足，GTV 外線量減衰の鈍化，周囲組織線量の過多と，いずれも悪化する．さらに，GTV 内の線量制約を加え不均一性を下げると，線量分布はより悪化する．やむなく coplanar のみで実施する場合，GTV 内線量を可及的に不均一にする方が良い．

ただし，GTV 外線量減衰は急峻なほど有益とは限らない．フレーム固定でも，内在する精度の不確かさは 1990 年代に既に指摘されていたが(AAPM TG 42, 1995)，GK でも CBCT 取得が可能となり，フレーム固定でも許容できない初回 setup 誤差の存在と補正の必要性が認識された [3]．画像の解像度を含む誤差，CT・MRI など治療計画用画像の統合誤差，MRI の歪みだけでも 1 mm 程度の不確かさを想定する必要がある．画像誘導下の着脱式固定具では，照射中の頭部の動き，特に単一 isocenter での複数病変一連照射では，isocenter から離れた病変ほど回転誤差の影響を受けやすい．VMAT 等治療技術の煩雑化に伴い，画像取得から開始までに日数を要する場合や，特に 1 週間以上に及ぶ分割照射の場合，待機中・治療期間内の GTV 体積・形状の変化(縮小～膨化)や，周囲浮腫の変化に伴い，照合基準である頭蓋骨に対する変位の可能性がある．画像取得後，可及的早期の開始が望ましい．大型 GTV に対する線量分割数増加の必要性が高い一方で，治療期間中の変化は，予測・人為制御困難な最大の不確かさのひとつとなっている．Adaptive plan のための中途評価，結果的な精度確認のための終了時評価は，T2 取得だけでも有意義である．演者が行っているような超不均一 GTV 線量で 5 分割以上を行った場合，途中・終了時に縮小する例が多く，膨化は例外的である．治療中の縮小は，PTV margin を縮小しうる要素であるが，その他の治療精度に関連する様々な不確かさを総合的に考慮すると，GTV に対し小病変でも 2 mm，大型(>3 cm)では 3 mm 程度の領域に，腫瘍制御に必要な最低限の線量，全脳照射に非劣勢の線量を担保する，いわば急峻過ぎない“適度な GTV 外線量減衰 margin”の担保を意識する必要がある．

現在，GTV に margin を加えた PTV 辺縁を基準とした処方・治療計画が一般的であるが，定位本来の GTV 境界を主体とした線量勾配にかなりの変容をきたしている．そこで，黎明期以来の処方基準であり，腫瘍と脳の存在確率の大きな境界でもある GTV 辺縁に立ち返り，それを基盤に処方・線量分布をデザインし，併せて適度な線量減衰 margin を意識するという発想の転換もある．演者は，GTV 境界内外の線量勾配の急峻さに明確な意図・目標をもって，それを制御し．物理的に達成可能な範囲で実現するという，3 階層以上の標的体積設定・線量処方という方針を，現在採用している．少なくとも 3 つの異なる等線量を確認しながら治療計画を進める方法で，既治療例・他施設治療例の評価・見直しの基準ともなる．

9. 脳耐容性に関する近年の知見：1～5 分割の適用限界

1 fr SRS の耐容線量は，1990 年代に RTOG 90-05 で GTV 最小線量として確立された(例:< 2 cm で 24 Gy)．これは現在でも NCCN ガイドラインの推奨線量の根拠となっている．しかし 2000 年代以降，脳の耐容性は，はるかに低いことが明らかになった．1 回照射では，2010 年(QUANTEC)に V12 Gy(GTV 周囲の 12 Gy 以上照射体積)が 5～10 cc を超えると，症候性脳壊死のリスク 20%超が示された．ICRU report 91(2014)では，1.1 cc の脳転移に対し長期制御を意図した例として，GTV $D_{98\%}$ 24 Gy(1 fr)とともに V12 Gy < 5 cc が挙げられている．さらに 2021 年の HyTEC では，病変を含む 12 Gy 以上照射体積(12 Gy volume)≦5 cc で症候性脳壊死リスク 10%程度と，さらに厳しい見解となった [4]．これらは GTV $D_{\geqq 98\%}$ 24 Gy の比較的安全な適用は，1.5 cm(1 cc)程度が限界であることを示唆する．それ以上，特に 2 cm(4 cc)以上では，GTV 辺縁線量を 18-20 Gy に抑えても，12 Gy volume は大きくなり，見苦しい照射後変化～脳壊死が顕在化しやすい．また GTV 辺縁で確立された線量を，margin 付加 PTV 辺縁に付与し周囲脳の高線量被曝を確実に増加させ，

必然的に症候性脳壊死の増加をもたらす施設も少なくない. T2 腫瘤の周囲は脳組織主体であることを十分認識する必要がある．V12 Gy が同等でも，GTV 辺縁線量が高い方が脳壊死のリスクは高くなると考えられ，18-20 Gy 以上の高線量照射体積の影響も大きい [1].

これらの知見は，既存の診療ガイドラインや 1 fr を主体とするこれまでの主要な臨床試験 protocol にほとんど反映されておらず，ガイドラインと実臨床での推奨に大きな乖離がある．分割定位を考慮すべき基準として，NCCN ガイドラインも 2021 年になってようやく従来の> 3 cm から> 2 cm に変更されたが，実際には 1.5 cm 程度以上で，< 1.5 cm でも後述の局在等によっては積極的に分割照射を考慮すべきである.

定位の中でも 1 fr SRS は，安全な適用対象が非常に限定され，画像取得から可及的早期の開始とともに治療中の高い固定精度が求められ，最も高難度な位置づけであることを認識すべきである．従って高精度対応機が導入・更新され脳転移定位を開始する場合，1 fr ではなく 4-5 fr 程度から開始し，施設として十分習熟してから着手すべきである．分割照射は 1 fr に内在する様々なリスクを分散・軽減しうる．演者は自身の担当では 2014 年 7 月以降，全例分割照射としているが，急性期の痙攣・出血誘発も非常に稀かつ軽度になった.

3～5 fr の分割定位でも，安全な適用限界があり，1 fr と同様に体積効果を考慮すべきである．HyTEC(2021 年)では，3 fr で 20 Gy volume < 20 cc，5 fr で 24 Gy volume< 20 cc で，無症候含む脳壊死・浮腫悪化< 10%, 手術要する脳壊死< 4%との見解が示された [4]. これは 4-5 fr 以下では, 3 cm 程度でも決して安全ではないことを示唆する. 限られた線量分割数, 特に 5 fr 以下に固執し, GTV 大きいほど辺縁線量(BED)を下げる方針では, 2.5-3 cm 超での高率な長期縮小維持は達成し難い. 6 fr 以上の有効活用が必須だが，脳耐容性に関する知見は乏しく，演者を含め各施設手探りの状態である.

脳壊死に関連する因子として，病変の局在も重要で，概して脳表よりも，深部は周囲脳被曝が多くなりやすい．また，特に側脳室・脳梁周囲の深部白質は組織学的に脆弱で見苦しい照射後変化や脳壊死を生じやすい．また，複数病変が近接する場合，線量干渉により標的外線量減衰の急峻さが悪化しやすい．中～高線量のバランス，局在(罹患脳の脆弱性)，近接度・線量干渉を総合的に考慮して，脳壊死リスクを推定し，線量分割数を柔軟に決定するのが望ましい.

10. 高率な腫瘍制御に必要な線量

1～5 fr の 1 年局所制御率を総括した HyTEC(2021 年)では, 1 fr 24 Gy の 95%が際立っている [5]. 1 fr 24 Gy は GTV 辺縁($D_{98\%\sim100\%}$)が目安であり，margin 付加 PTV 辺縁への処方は，小病変でない限り脳壊死リスクが高くなる．GK に非劣勢の局所制御を Linac 系で得るには，GTV を 80%等線量以下でカバーし 24 Gy を担保, 中心付近 30 Gy 以上, GTV+1-2 mm 辺縁 18-20 Gy 程度(GTV+2 mm は 18 Gy 以下)がひとつの目安となる．18-20 Gy でも 75%以上の局所制御率とされるが，GK の治療成績がかなり含まれる点に留意が必要である．GK では名目の処方が 18-20 Gy でも，pGTV 辺縁が 22-24 Gy 以上のことが少なくない. GK では GTV の大部分に高度の腫瘍壊死を得やすいが，一方で GTV 外線量減衰が急峻なため，腫瘍境界～脳浸潤の線量不足に起因する辺縁遺残を生じやすい．一方，Linac で GTV+2 mm 辺縁 20 Gy(80%等線量)，中心 25 Gy では，GK に比べ局所制御は劣り，見苦しい照射後変化～脳壊死を生じやすい．GK でも 1 cc 未満の 1 割程度は 2 年以内に増悪する．準球形の小病変は GK でも単一 shot で照射されるが，実質 8, 16 mm のいずれかのコリメータで多様なサイズをカバーするため，複数病変では GTV 線量の不均一性が実際にはかなりばらつき，Linac のような 80%等線量以上でのカバーも含まれる．確実に制御しやすい小病変の非制御の原因として，GTV 辺縁線量 24 Gy 未満と内側の線量増加不足が考えられる.

一般的な少数分割の 1 年局所制御率は 80%程度にとどまり，1 fr 24 Gy に及ばない[5]．抗腫瘍効果として 1 fr 24 Gy と等価な分割照射の線量は明らかではない．BED について複数のモデルがあり，α/β 値も 10～20 と異なる見解がある．演者の 13 年の分割定位治療経験に基づく私見では，LQ model (α/β=10)に基づく BED_{10} が，実臨床の抗腫瘍効果に最も近い認識を強めている．43 Gy(5 fr)，53 Gy(10 fr)等である．単一細胞培養系での不適合性は認識しているが，実際には GTV サイズに応じて病態(脳浸潤程度・腫瘍環境)が異なる臨床脳転移に合致するか否かが肝要である．NCCN ガイドラインで一般的とされる，27 Gy(3 fr)や 30 Gy(5 fr)など BED_{10} 50 Gy 相当は，細胞数の少ない顕微鏡的脳浸潤を制御できる可能性はあり，GTV 外 2 -3 mm 程度の線量としては妥当であるが，GTV 辺縁としては不十分である．

11. 演者が実践している長期縮小維持の高率達成を目指した分割定位

演者は 2017 年まで諸家の多くの報告に準じて，42 Gy(10 fr)など BED_{10} 60 Gy 相当の線量分割(3, 5, 10 fr 程度)を GTV+1 mm 辺縁に 70～80%等線量カバーで行っていたが，最大奏功は部分奏功止まりが多く，半年以内の再増殖も少なくなく，長期縮小維持の高率達成には不十分との結論に至った．そこで 2018 年から，松山・古後らの方法[6]を参考に，効果・安全性の双方をより高めるべく，独自に改変して分割定位を行っている[1,2]．装置・照射法の差異を問わず共通した方針である．GTV サイズ・局在を問わず BED_{10} 80 Gy 相当の GTV 辺縁($D_{98\%}$以上)への担保・維持を最優先に，GTV 境界内側数 mm の同心性層状の急峻な線量増加を得るべく，GTV 境界の 1-2 mm 内側を BED_{10} 100 Gy 相当以上に高めるよう，意図的に不均一な GTV 線量としている．そして GTV 外の適度な線量減衰 margin を担保すべく，GTV 境界の 2-3 mm 外側は BED_{10} 50 Gy 相当を担保している．中心・最大線量は BED_{10} 120 Gy 以上を目安に高めるが．それを一定に保つ臨床的意義は相対的に低いと考えており，装置・照射法によるばらつきを，GTV 境界の 2 倍程度まで許容する．実際に，多様なサイズ・局在の複数病変を単一計画で同時に照射する場合，各 GTV の線量不均一性や BED_{10} 80 Gy 相当での coverage を一定に保つのは物理的に容易ではない．GTV 境界を中心にその内外数 mm の線量勾配の適切さ，BED_{10} に基づく 3 階層の線量担保を優先している．この線量でも 2 年以内の再発を少数ながら経験しており，決して過剰ではないと認識している．

線量分割は，前述の BED_{10} 80 Gy を安全に付与するため，GTV サイズ，局在，複数病変の場合その近接度(線量干渉)，時期(祝日の有無)に応じて，従来よりも多めかつ柔軟な分割数を採用している．3, 5, 10 fr 以外に 4, 8, 13, 15 fr など BED_{10} に基づき柔軟に用いている．少数分割の脳耐容性は従来の認識より低いため，目安として最大径で 3 fr は≦15 mm，4 fr は≦20 mm，5 fr は≦25 mm としている．GTV 体積に基づき，局在，近接度など脳壊死リスクが高い要素があれば 1-2 回分割数を増加する柔軟な対応である．GTV 体積の適用限界は明らかでないが，早急な減圧を要さない病状であれば最大径 5-7 cm 程度まで適用している．

従来法に比べ現行法では，まず最大奏功に大きな違いがあり，縮小率が高く，充実成分が殆ど消退した寛解相当を高率に達成しやすい．以前の治療は，部分奏功止まりが多く，その再増殖の多くを脳壊死主体と誤認していたと実感する．著明な縮小，寛解相当達成，瘢痕化(T2 低信号瘢痕)が得られた例は，1 年以上維持されることが多い．GTV 線量を境界～内部含め大幅に増加したが，柔軟かつ多めの線量分割に配慮した結果，脳壊死(見苦しい照射後変化を含む)は非常に少なくなった．目指す長期縮小維持の高率達成に，現行法が最も近いとの認識を 2018 年以来現在に至るまで強めている．

各施設の半年～1 年以上の縮小維持非達成例について，1) GTV 境界を中心としたその内外の線量勾配の適切さ，2) BED_{10}(LQ)の過不足の有無，3) 線量分割数の適切さ，という観点から一度見

直すことをお勧めする．

12. 良性疾患との違い

脳動静脈奇形は，処方線量で異常血管全てをカバーしなくても，主要な動静脈シャント部位を完全閉塞できれば，出血リスクの消失という臨床目標を達成できる．従って，GTV≧PTV が原則で(GTV の T は target)，異常血管の存在範囲に脳組織を多く包含する場合は，主要なシャント部位ではなく二次的な閉塞が期待できるなら，その領域を意図的に回避した照射(GTV>PTV)も十分あり得る．PTV 外の線量減衰は可及的急峻(=周囲正常組織線量の可及的軽減)が原則であり，必然的に 60-70%等線量以下でのカバー，超不均一 PTV 線量となる．Linac 定位で GTV+1 mm = PTV とする施設もあるが，逆行した方向性である．聴神経腫瘍(神経鞘腫)は，多くが境界明瞭だが，第 VII，VIII 脳神経が GTV 辺縁に識別困難な扁平な形状で存在しており，特に腫瘍腹側では GTV 境界内側の急峻な線量増加は慎重にすべきである．一方，頭蓋咽頭腫は，画像上は境界明瞭でも顕微鏡的脳浸潤が多い．また GTV～CTV 内部に視神経・交叉が全周性に識別困難な形で包含される場合は，少なくともその領域は線量均一性を高め，通常分割相当の線量分割が望ましい．このように意図する線量での GTV カバーの程度と GTV 境界内外の線量勾配の適切さ，線量分割数は，疾患・病態に応じて異なるため，明確な意図・デザインに基づき治療計画を行う必要がある．

13. おわりに

今後ハード・ソフトはさらに進化し，線量分布をデザインすれば，物理的に達成可能な範囲で半自動的に治療計画・線量検証が行われるようになると予想される，その際，重要なのは画像所見に基づく適切かつ具体的な治療デザインである．各施設での定位後増悪例における線量分布・治療計画の見直しや，技術的・物理的な検討・研究をされる際，本稿が参考となれば幸いです．脳転移定位の成否は，まず線量分割を含む治療デザイン設定が大きく関わり，定位照射担当医の見識に大きく左右されるため，施設の状況により担当医とも共有頂ければ幸甚です．本稿は，科学的根拠の低い私見を多く含み，教育講演として不適な面が多々ある点は承知しており，現状の改善と今後の発展のための布石・通過点としてご容赦頂きたい．最後に，機会を頂いた大会長の飯田紀世一先生，座長の佐々木幹治先生をはじめ，関係各位の皆様に深く感謝申し上げます．

14. 文献

1) 大宝和博．脳転移に対する定位放射線照射：特に大型病変に対する対応．日本放射線科専門医会・医会誌 JCR ニュース 231: 15-7, 2019
2) 大宝和博．転移性脳腫瘍に対する病理病態を考慮した生物学的原体性の高い定位放射線照射．Medical Science Digest 46: 54-9, 2020
3) Claps L, et al. Utilization of CBCT to improve the delivery accuracy of Gamma Knife radiosurgery with G-frame. J Appl Clin Med Phys 22: 120-8, 2021
4) Milano MT, et al. Single- and multifraction stereotactic radiosurgery dose/volume tolerances of the brain. Int J Radiat Oncol Biol Phys 110: 68-86, 2021
5) Redmond KJ, et al. Tumor control probability of radiosurgery and fractionated stereotactic radiosurgery for brain metastases. Int J Radiat Oncol Biol Phys 110: 53-67, 2021
6) Matsuyama T, Kogo K, et al. Clinical outcomes of biological effective dose-based fractionated stereotactic radiation therapy for metastatic brain tumors from non-small cell lung cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 85: 984–90, 2013

第 85 回放射線治療部会（東京）　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

座長集約

札幌東徳洲会病院　小島 秀樹

山形大学医学部附属病院　鈴木 幸司

現在，高精度な照射技術は日々進歩を続け，最新機能を実装した治療装置やソフトウェアが，かつて無いペースで次々とリリースされ続けている．このような昨今の状況を反映し，第 85 回放射線治療部会シンポジウムは「高精度放射線治療 Update」と銘打ち，様々な最新治療装置を導入された施設の方から講演いただいた．シンポジウムに先立ち，海南病院 大宝先生から局所の効果・安全性の最大限の向上と両立を目指す脳定位照射について素晴らしい講演があり，そこに連動した形で，大阪国際がんセンター 大平新吾先生と北海道大学病院 山田亮太先生から HyperArc の臨床と照射技術について講演いただいた．大平先生は様々な定位放射線治療技術と比較しながら HyperArc の先進性と利点について解説いただき，山田先生からは専用シェルシステムの固定精度の解析から，標的とアイソセンタの距離に応じてマージンを変化させる必要は無いことの根拠を説明いただいた．従来とは異なる考え方であり，新しい時代を感じさせるものであった．宝塚市立病院 岡田亘先生からは Tomotherapy の kV イメージシステムを利用した動体追尾システムの概要と相関モデルの追尾精度について講演いただいた．九州大学病院 廣瀬貴章先生は，CBCT ベースの Adaptive radiation therapy (ART)を実現する ETHOS について，今後の展望を含めて講演いただいた．「オンライン ART はファントム等を用いた実測検証はできない」ということは，言われてみるとその通りだが，少々驚きであった．大阪公立大学医学部附属病院 家永晃功先生は MR Linac「Unity」の導入経験と様々な物理検討を講演いただいた．MR 画像の幾何学的歪みは極めて小さい(30 cm 球で歪は 1 mm 以下)，electron return effect (ERE)により PDD プロファイルがシフトする，electron streaming effect (ESE)により照射野の外側部位で皮膚線量が増加する，など我々が知らない世界を教えてくれた．詳細は各演者の原稿を見ていただきたい．

シンポジウム冒頭で「ローンチコントロール」という言葉を使わせていただいた．Launch とは「発射，発進」の意味があり，F1 などモータスポーツでのスタートダッシュ時にて，アクセルを踏みすぎるとタイヤが空転し，逆に踏み方が足りないと他の車に先んじられる為，上手な control が重要となる．当シンポジウムの講演の中で様々な取り組みや苦労されたことなどを拝聴し，ローンチコントロールがいかに大事かを教えていただいた気がした．

Discussion では，演者から「各々の治療装置(照射技術)を導入するにあたり，施設の放射線技師が考えておかなければならないことや，事前に準備，検討しておかなければならないこと」など，導入を検討している施設の治療担当放射線技師の参考になるような，有益な情報が寄せられた．最後に，ご多忙な中講演いただいた演者の先生方に，厚くお礼を申し上げます．

第 85 回放射線治療部会（東京）　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

HyperArc による転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療 ー概要と治療計画ー

大阪国際がんセンター　　大平 新吾

１．はじめに

近年のがん医療の発展は目覚ましく，治療成績は年々向上している．また，Magnetic resonance image (MRI)などのイメージング技術も飛躍的に向上し，微小な腫瘍を描出できるようになった．結果として，転移性脳腫瘍を来す患者数は年々増加傾向にあり，全がん患者の 20-40%に発生するという報告もある(1). 転移性脳腫瘍は頭痛・吐き気・意識障害などの頭蓋内圧亢進症状や，自発性低下(前頭葉)・言語の理解が困難(側頭葉)・ふらつき(小脳)など発生する場所によって様々な局所症状が発生するために，患者の生活の質を著しく損なう．

直線加速器を用いた転移性脳腫瘍に対する放射線治療は，約 30 Gy (10 分割)を全脳に照射する手法が主流であったが，腫瘍を制御するためには十分な線量とはいえなかった．さらに，患者の生存期間が伸びたことにより，放射線治療が引き起こす認知機能低下によって患者の生活の質が低下することが明らかとなってきた.

２．転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療

放射線治療技術の革新によって，治療室内で 3 次元の cone beam computed tomography (CBCT)撮影が可能となり，6 軸移動寝台と組み合わせることによって，正確にターゲットに照射できるようになった．また，2.5 mm 幅の極狭 multileaf collimator (MLC)が利用可能となり，回転しながら MLC の開口形状を変化させる照射技法である volumetric modulated arc therapy (VMAT)によって，微小なターゲットに対してもコンフォーミティの高い線量分布を作成可能である．これらの技術によって，少ない分割回数でターゲットにのみ高線量を投与する定位放射線治療が注目されている．定位放射線治療は従来の全脳照射と比較して，局所制御率が優れるだけでなく(2)，治療後の認知機能を維持できることが明らかとなってきている(3)．歴史的に，転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療にはガンマナイフが使用されてきていたが，直線加速器を用いた場合でも遜色ない線量分布を作成でき，大幅に治療時間を短縮できる可能性がある.

３．HyperArc

HyperArc は転移性脳腫瘍に対して，腫瘍に高線量を投与しつつ正常脳への線量を最低限にする治療計画装置として開発された．腫瘍の個数や位置に応じて，ノンコプラナー照射におけるカウチ角度とコリメータ角度を自動で決定できる．特に，多数個の転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療においては，一対の MLC が複数のターゲットを共有する際に island blocking problem が発生し，ターゲット間の脳組織に不要な線量が照射される可能性がある(4)．これまでの VMAT 治療計画では，腫瘍の位置や大きさに応じて，様々な角度から目視で最適なコリメータ角度を決定していたが，HyperArc は自動で最適な角度を決定できるために，業務効率化の面でも有用と考えられる(5)．さらに，固定具の

位置をコンツールとして認識させることで，カウチとガントリが衝突しないかどうかを Dry run できる．治療中は照射ボタンを押すだけで，照射・カウチ移動を自動で繰り返すことによって短時間で治療を完遂できるため，患者負担を軽減できると考えられる．

４．理想の治療計画を設定する

HyperArc は転移性脳腫瘍に特化した優れた治療計画法であることは上述したが，有害事象を最低限に抑えつつ腫瘍を制御するためには，医師・診療放射線技師・医学物理士が理想とする治療計画を共有しなければならない．まず，腫瘍制御の観点からすると，あえて不均質な線量分布を作成することで，肉眼的腫瘍体積(gross tumor volume, GTV)に対して高線量を投与するほうが，PTV 内に均質に線量投与するよりも制御率が高くなることが明らかとなってきた(6)．大きい GTV に対しては一回照射よりも分割照射の方が局所制御率は高く，脳壊死の発生頻度が低いとされている(7)．HyperArc のような直線加速器を用いた定位放射線治療では，一般的に非侵襲的な熱可塑性プラスチックマスクを用いるために，分割照射を臨床で採用しやすいと考えられる．脳壊死発生を予測する線量指標として，5 分割照射の場合は V_{25Gy} や V_{35Gy} が該当すると考えられている(8).

５．**HyperArc** によって理想の治療計画を達成する

HyperArc の最適化過程には，SRS normal tissue objective (NTO)と呼ばれるアルゴリズムが搭載され，従来の VMAT よりも簡便に急峻な線量分布を作成できるために，腫瘍に対して高いコンフォーミティが得られることに加え，正常脳への線量を低減できることが報告されている(9)．最適化過程において，SRS NTO のみでなく，PTV 周囲に Ring structure を作成し，線量制約を課すことでさらに急峻な線量分布を作成することができ，GTV 内の最大線量を処方線量の 200%とすることも可能である．GTV 内の最大線量を引き上げることは，PTV 外の脳線量の低下にもつながるということはあまり知られていないかもしれない．転移性脳腫瘍は腫瘍の個数・位置・サイズのバラエティが多いために，高度なスキルを要するが，HyperArc では治療計画者による，治療計画の質のばらつきが小さいことも利点の一つである(10)．腫瘍制御・脳壊死の発生頻度低減・患者負荷の観点から，HyperArc は転移性脳腫瘍に対する理想とする治療計画を達成する有効な手段と考えられる．

６．さいごに

HyperArc による概要と治療計画を解説し，年々増加する転移性脳腫瘍に対する直線加速器による定位放射線治療の需要に応える一つの手段であることを最新の文献を交えながら考察した．HyperArc によって優れた治療計画には，複雑な MLC の動きを必要とする．微小な腫瘍に対する小照射野での放射線量測定には，電離箱の有限な有効体積によって，測定が困難な場合もある．また，一般的に VMAT 検証に使用される 3 次元検出は検出器間隔が広いために，定位放射線治療の線量検証にも使用して良いものか疑問が残る．今後，いかに治療計画通りの線量が患者に照射されているかの安全を保証する方法を確立しなければならないと考えられる．本発表が臨床の役に立つことができれば幸いである．

参考文献

1. Soffietti, R, Ruda, R, Mutani, R. Management of brain metastases. *J Neurol*. 2002; **249**(10): 1357-69.
2. Gaebe, K, Li, AY, Park, A, *et al.* Stereotactic radiosurgery versus whole brain radiotherapy in patients with intracranial metastatic disease and small-cell lung cancer: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Oncology*. 2022; **23**(7): 931-9.
3. van Grinsven, EE, Nagtegaal, SHJ, Verhoeff, JJC, *et al.* The Impact of Stereotactic or Whole Brain Radiotherapy on

Neurocognitive Functioning in Adult Patients with Brain Metastases: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Oncol Res Treat*. 2021; **44**(11): 622-36.

4. Kang, J, Ford, EC, Smith, K, *et al.* A method for optimizing LINAC treatment geometry for volumetric modulated arc therapy of multiple brain metastases. *Med Phys*. 2010; **37**(8): 4146-54.
5. Ohira, S, Sagawa, T, Ueda, Y, *et al.* Effect of collimator angle on HyperArc stereotactic radiosurgery planning for single and multiple brain metastases. *Med Dosim*. 2020; **45**(1): 85-91.
6. Dupic, G, Brun, L, Molnar, I, *et al.* Significant correlation between gross tumor volume (GTV) D98% and local control in multifraction stereotactic radiotherapy (MF-SRT) for unresected brain metastases. *Radiother Oncol*. 2021; **154**: 260-8.
7. Minniti, G, Scaringi, C, Paolini, S, *et al.* Single-Fraction Versus Multifraction (3 x 9 Gy) Stereotactic Radiosurgery for Large (>2 cm) Brain Metastases: A Comparative Analysis of Local Control and Risk of Radiation-Induced Brain Necrosis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016; **95**(4): 1142-8.
8. Andruska, N, Kennedy, WR, Bonestroo, L, *et al.* Dosimetric predictors of symptomatic radiation necrosis after five-fraction radiosurgery for brain metastases. *Radiother Oncol*. 2021; **156**: 181-7.
9. Ohira, S, Ueda, Y, Akino, Y, *et al.* HyperArc VMAT planning for single and multiple brain metastases stereotactic radiosurgery: a new treatment planning approach. *Radiat Oncol*. 2018; **13**(1): 13.
10. Popple, RA, Brown, MH, Thomas, EM, *et al.* Transition From Manual to Automated Planning and Delivery of Volumetric Modulated Arc Therapy Stereotactic Radiosurgery: Clinical, Dosimetric, and Quality Assurance Results. *Pract Radiat Oncol*. 2021; **11**(2): e163-e71.

第 85 回放射線治療部会（東京）　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

HyperArc による転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療 ー実務と諸検討ー

北海道大学病院　　山田 亮太

1. はじめに

近年のがん治療と画像診断技術の目覚ましい発展により，がん患者の長期生存が可能となってきている．その中で，脳に転移をきたすがん患者は増加傾向にあり，がん患者全体の約 20-40%は転移性脳腫瘍を有すると報告されている[1]．中には複数の転移性脳腫瘍を有する症例も多く見られ，患者の生活の質を低下させることが懸念される．多発転移性脳腫瘍に対する放射線治療においては，患者の生活の質を維持するためにも，正確な照射かつ有害事象を抑えることが重要となる．

多発転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療のための最新技術である HyperArc（Varian Medical Systems）の登場により，汎用型リニアックを用いて 1 つのアイソセンタによる多発転移性脳腫瘍に対する高精度な照射が可能となった．ターゲット周辺の線量を急峻に低減することが可能であり，従来の VMAT と比較して，HyperArc は正常脳への線量を低減できることが報告されている[2]．また照射の際に自動でカウチが移動することによる治療時間の短縮や，固定具に患者頭部を前後から挟みこむ clam-shell style の固定具である Encompass SRS Immobilization System (QFix)を用いることで患者の負担が少ない定位放射線治療を提供することが可能となった．さらにリニアックを用いることで，治療前にコーンビーム CT（cone-beam computed tomography：CBCT）画像を用いた 3 次元の患者位置照合が可能となり，6 軸補正カウチと併用することで高い照合精度が期待できる．

一方で，HyperArc を用いた脳定位放射線治療において，高精度の照射を実現するために，精度の高い固定具の作成や， CBCT による治療前位置照合などにおいて放射線技師が取り組むべき課題も多い．より良い固定具の作成は治療中の患者体動の抑制に繋がり，CBCT 撮影条件の最適化によって照射前に脳浮腫の増悪や脳腫瘍位置変位を検知することができる．さらに近年は COVID-19 の流行に伴い，各施設，地域によってはサージカルマスクを外した状態での固定具作成が困難など，状況によって固定具の作成法にも工夫が必要となっている．

また治療時間は短縮されたが約 15 分程度を要するため，治療中の患者体動が懸念される．さらに先述の通り固定具の作成方法は施設により異なる場合があるため，自施設での患者固定精度を考慮したマージンの決定のために，患者体動に関して自施設における患者体動の解析が必要である．HyperArc を用いた固定精度に関する報告は複数なされているが，本稿では当院の解析結果である患者体動に起因した標的の変位とアイソセンタと標的との距離の関係についても述べる．

HyperArc を用いた脳定位放射線治療において，良い治療技術，治療計画による良い照射を実現するために治療放射線技師にできることは？をテーマに，HyperArc に携わる放射線技師の皆様が今一度自施設の HyperArc について見直す機会になるよう，実務から当院の諸検討まで解説する．

2. 固定具作成

HyperArc を用いた脳定位放射線治療の固定具には，熱可塑性で clam-shell style の固定具である

Encompass SRS Immobilization System (Encompass)を使用する．目の周りが大きく開いていることも大きな特徴であり，治療中の圧迫感も和らげることが可能である．また剛性が高く，付属のBiteplate との併用により高い固定精度を実現できる．

Encompass は前頭部用，後頭部用と分けて作成することが必要なため，通常の固定具作成よりも時間を要し，複数人（2 人以上）での作成を推奨する．

後頭部用の固定具は専用の枕を土台にセットし，その上で固定具の作成を行う．しかし，枕の形が固定されているため，通常の枕では姿勢の維持が困難な場合は，折りたたんだタオルなどを代わりに使用することも可能である．また髪の毛が温めた固定具に貼りつくことを防ぐために，専用のシャワーキャップを装着する．枕やタオルを外した状態で寝かせても，固定具が沈まない程度まで待つことが必要であるが，冷たいタオルで冷やすことで冷却時間を短縮することができる．作成のコツは，固定具の歪みの原因となる，首の根本をしっかりと作成すること．首の根本を支えずに作成してしまうと，歪みにより前頭部の固定具を併せることが困難となる場合がある（図 1）．

図 1 （上）後頭部用（下）固定具用土台

前頭部用の固定具は顎の部分を折り返して，2 重にすることが特徴である．治療中の患者体動の要因として顎の上下を抑制することが目的である．また付属の Biteplate を装着する際は，前頭部用の固定具と同時に装着する必要がある．強く噛んでしまうと，照射中の噛み具合が変化してしまう恐れがあるので，唇で挟む程度にすると良い．一方で，呼吸・意識状態が悪い患者など使用自体が困難な場合もある（図 2）．

当院では，Encompass 作成にあたって患者のサージカルマスクは不着用としている．感染対策として，医療者に対してフェイスシールドとマスクの着用を義務化している．しかし施設によっては，患者がサージカルマスクを着用しなければならない場合もあるだろう．大平らの報告によると，サージカルマスクを着用した場合でも，通常の CBCT 画像位置照合に加えて，Arc 間の MV 画像照合を行うことで，十分な固定精度が担保された結果を示した[3]．また固定具を鼻まで覆うことなどのアレンジも有効だと考える．だが，当院のように HyperArc による治療を，Full-Automation（各門の MV 画像照合を行わない）で施行する場合は，Biteplate の有無による差が出ることが懸念される．

図 2 前頭部用

このように感染対策によっても，施設に応じて作成工程が異なることが予想されるため，自施設で固定具の作成時間，人数，方法などを確立することが重要であり，固定具の評価も同時に行っていくことが重要である．

3. 治療の流れ・位置照合画像

HyperArc を用いた脳定位放射線治療において，照射前の位置照合は CBCT の撮影が必須となっている（$CBCT_{pre}$）．照射開始後は Full-，Semi-automation によって流れが異なる（図 3）．Full-automation は一度照射を開始すると Arc 間のカウチ移動から，最後の Arc の照射終了まで技師が操作する必要はない．一方で，Semi-Automation は Arc 間で撮影する MV 画像を用いた位置照合が可能となっている．照射終了後はカウチを 0°に手動で戻し，治療中の患者体動確認用の CBCT

を撮影する（$CBCT_{post}$）.

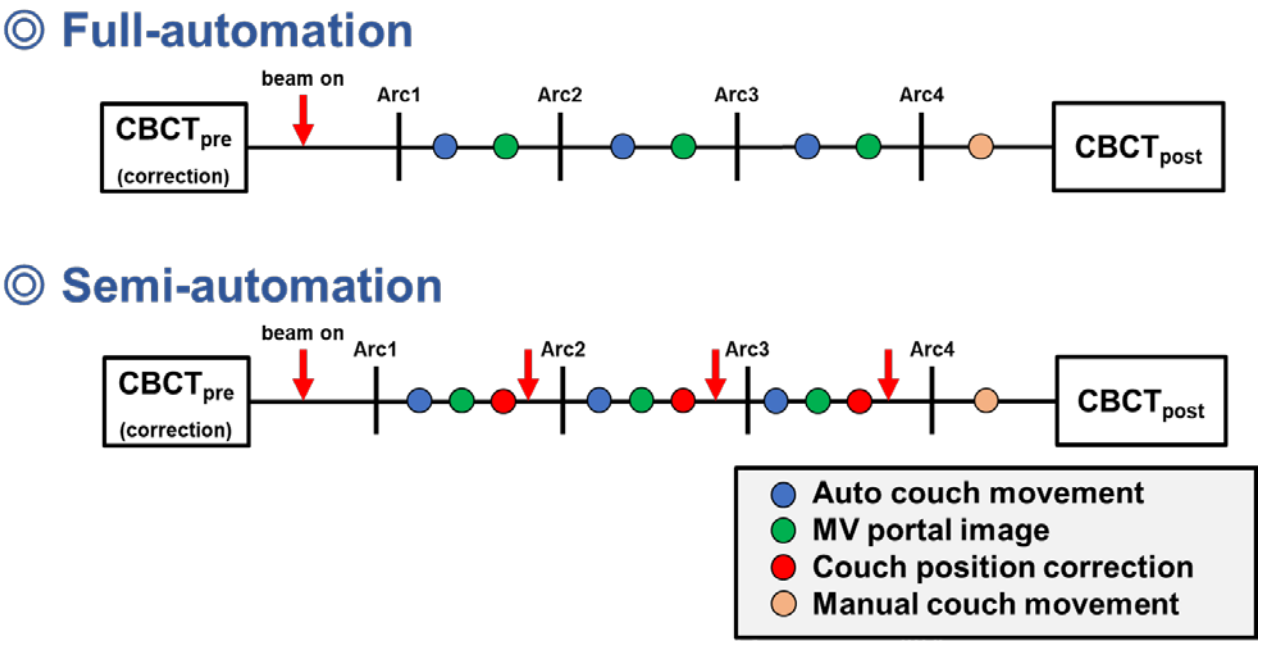


図 3　HyperArc を用いた治療の流れ

Full-automation の特徴として，Arc 間の MV 画像照合を省略するため Semi-automation に比べて治療時間を短縮することが挙げられる．閉所恐怖症の患者や，患者の容態によって治療時間に制限がある場合などに適している．次章で述べるが，当院の解析によって Full-automation を選択した場合でも，Biteplate の着用により患者体動による標的の変位を 1mm 以内にすることが可能であることが示唆されている．

一方 Semi-Automation の特徴は, Arc 間の MV 画像照合が可能なため, 照射途中の患者体動を検知し, 照射途中でも CBCT を再撮影し，再補正することが可能である．また大平らによって，Arc 間の MV 画像照合によって, $CBCT_{pre}$-$CBCT_{post}$ 間の患者体動を抑制し, 治療時間に依存せず, intra-set up error を 1mm 未満にすることが可能であると報告されている[3].

HyperArc を用いた脳定位放射線治療では, 前述のとおり CBCT を用いた照射前画像位置照合を行う．通常の頭部 CBCT 画像照合は骨照合によって行うことが多いが，脳定位放射線治療においては比較的短期間の治療となることが多く，脳浮腫の増悪や腫瘍の増大などにより腫瘍が変位する場合がある[4]. そのため, 脳室や脳溝といった脳内情報が視認できることが望ましい．一方でリニアックに標準搭載されている頭部 CBCT の撮影条件では脳内情報の視認が困難なため, 撮影線量を増加させる必要がある．

当院の放射線治療科医を対象として，CBCT の mAs 値を増加させて頭部ファントムを撮影した CBCT 画像に対する視覚的評価を行ったところ, mAs 値の増加に対して, 脳溝・脳室の視覚的評価結果（Visual Assessment Score）が増加する結果となった（図 4, 5）. 実際に当院でも HyperArc を用いた脳定位放射線治療患者において，脳浮腫の増悪および midline shift が確認され再治療計画となった症例

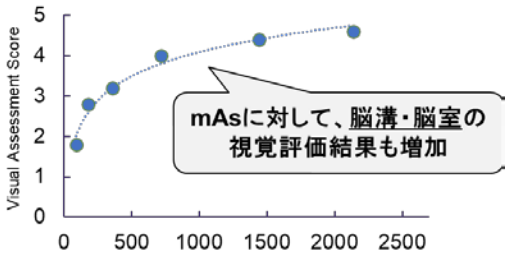


図 4　CBCT 画像を用いた視覚的評価結果

もあった（図 6）．よって HyperArc の位置照合用 CBCT の撮影条件は通常より高めの線量に設定し，脳内情報も考慮した照合をすることが望ましいだろう．

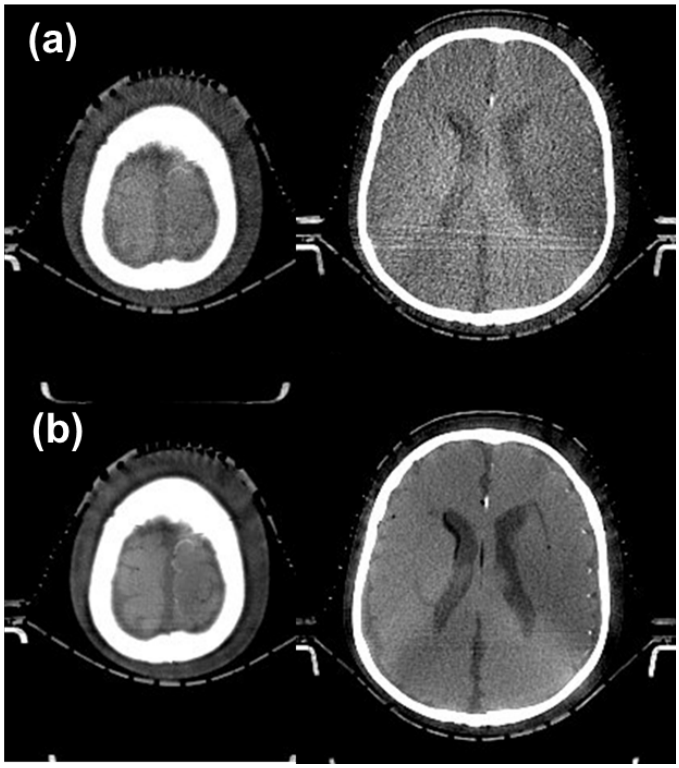


図 5　撮影条件による CBCT の画質比較（a）100kV，90mAs（b）100kV，1440mAs

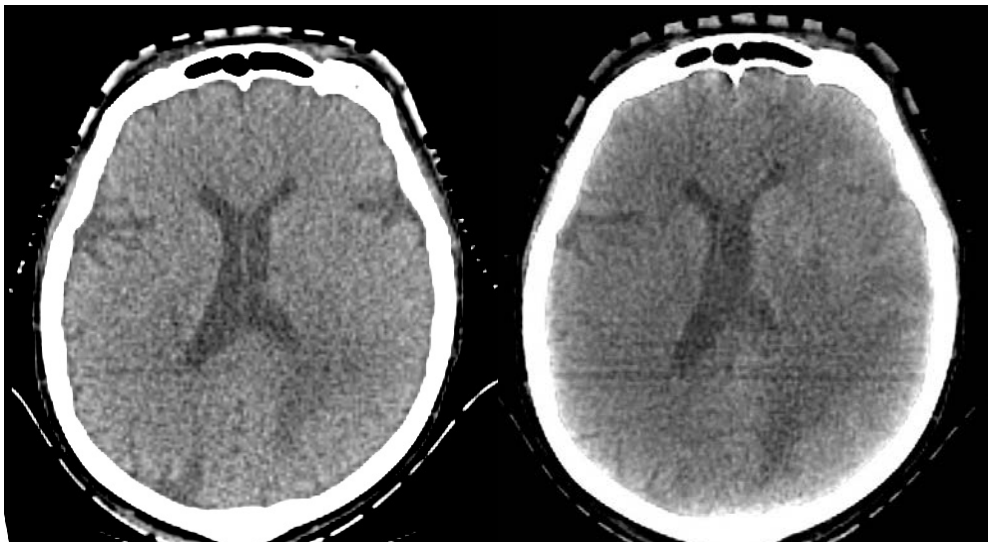


図 6　脳浮腫増悪の 1 症例：（左）治療計画 CT（右）初回位置照合用 CBCT

4. 治療中の患者体動による各標的の変位

HyperArc を用いた脳定位放射線治療はリニアックを用いた治療となるため，患者固定精度や機械の位置精度など，様々な不確定要素が含まれる．患者固定精度は，自施設で使用する固定具やその作成法，治療時間などによって異なることが予想されるため自施設での検討が必要である．既に HyperArc を用いた脳定位放射線治療における患者固定精度に関して複数報告されているが，当院では治療中の患者体動による標的の変位についての検討を行ってきた．HyperArc を用いた多発転移性脳腫瘍に対する脳定位放射線治療では，１つのアイソセンタを設定するため，それぞれの標的とアイソセンタの距離（Distance between the center of gravity of target and isocenter：DTI）が異なる．DTI が大きくなるほど標的における回転の影響が大きくなることが予想される[5]．だが，6 軸カウチによる補正を考慮すると患者体動を並進，回転成分を併せて，各標的の変位方向を考慮して，各標的の変位量を算出する必要がある．よって治療中の並進および回転方向の患者体動に起因した各標的の変位量に関して解析を行ったので報告する．

まず治療中の患者体動を照射前後の 2 つの CBCT から並進方向の患者体動（translational-intra fractional patient motion：IFPM）および回転方向の患者体動（rotational-IFPM）を算出した（図 7）．

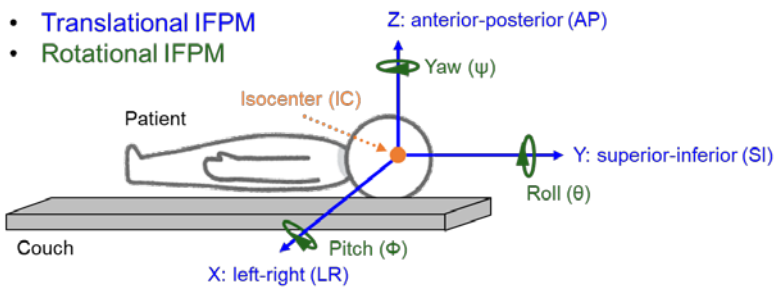


図 7　Intra fractional patient motion（IFPM）の定義

次に治療計画装置上でアイソセンタを原点として，各標的の位置座標を算出した．そして translatonal, rotational-IFPM と各標的の位置座標から患者体動の回転成分の影響のみを考慮した各標的の変位量（rotational displacement：RD）および回転および並進成分どちらも考慮した各標的の変位量（actual target displacement：ATD）を算出した（図 8）．

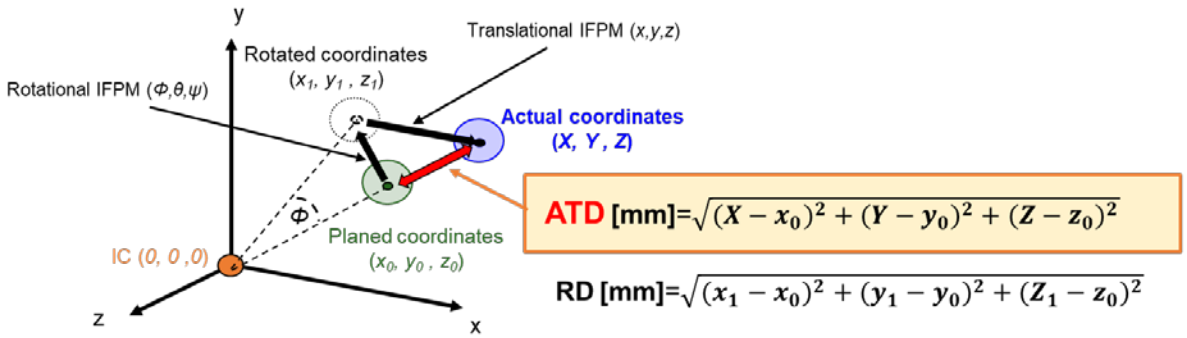


図 8　ATD および RD の定義

本検討の対象は当院で脳定位放射線治療を施行した 35 名である．35 名のうち，7 名は biteplate が装着不可であった．各標的の個数および DTI の詳細は以下に示す．また全例照射は Full-automation によって施行した．RD と DTI および ATD と DTI の相関をそれぞれ Biteplate（BP）の有無に分けて算出した．統計的解析にはスピアマンの順位相関係数（r_s）を使用した．

BP 有の RD と DTI は正の相関が認められ，BP 無の RD と DTI は弱い正の相関が認められた．一方で，ATD と DTI の間には BP 有無に問わず相関関係が認められなかった（図 9）．

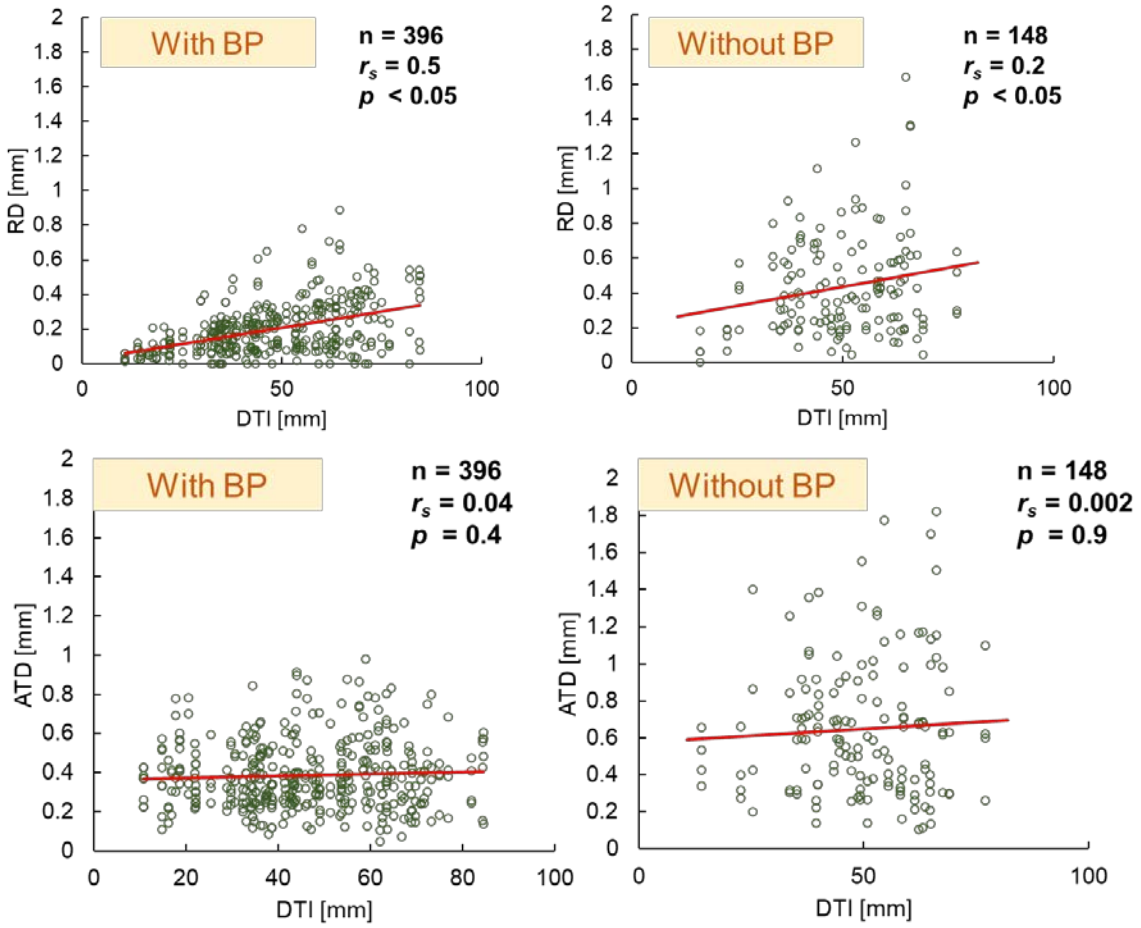


図 9　ATD および RD と DTI の相関

また BP を噛むことが困難だった患者において，表 1 に示す通り ATD が 1mm を超えたケースがあった．一方で，BP を装着した場合は ATD の最大値が 0.98mm であり，全例 1mm を下回る結果となった．BP 装着不可だった患者は意識・呼吸状態が悪かった患者も多く，治療中に動くリスクが高かったことも原因と考えられる．

表 1 ATD の計算結果

	Average	Median	95% CI	Max	Min	SD	n
All patients	0.46	0.39	[0.022 0.93]	1.8	0.046	0.27	544
With BP	0.39	0.37	[0.017 0.79]	0.98	0.046	0.17	396
Without BP	0.65	0.60	[0.059 1.3]	1.8	0.11	0.36	148

以上の結果から Full-automation による照射を行った場合でも，BP を装着すると患者体動による標的の変位は 1mm 以内に抑制することができ，BP の有無に問わず ATD と DTI に相関が認められなかったことからアイソセンタから離れた標的の場合でもマージンをより大きくする必要はないことが示唆された．

5. 終わりに

ここまでHyperArcを用いた脳定位放射線治療に関して治療に携わる放射線技師がより良い照射のためにできることに関して解説してきた．医学物理士や医師が良い治療計画を作成し，高精度な照射が可能なリニアックを使用しても，固定具を作成し，患者をセットアップし，位置照合を行い，照射ボタンを押すという放射線技師の役目は治療結果にも大きく関わっていると感じている．今後HyperArcによる治療を含めた脳定位放射線治療の需要は日に日に伸びることが予想される．本講演によって，自施設に応じたHyperArcによる治療の最適化のために，放射線技師が今一度振り返り，”放射線技師にできること”を見直す機会となれば幸いである．

参考文献

[1] Soffietti R, Ruda R, et al. Management of brain metastases. J Neurol 2002; 249(10): 1357-69.

[2] Ohira S, Ueda Y, et al. HyperArc VMAT planning for single and multiple brain metastases stereotactic radiosurgery: a new treatment planning approach. Radiat Oncol 2018; 13(1):13.

[3] Ohira S, Kanayama N, et al. Intra-fractional patient setup error during fractionated intracranial stereotactic irradiation treatment of patients wearing medical masks: comparison with and without bite block during COVID-19 pandemic. J Radiat Res 2021; 62(1):1163-171.

[4] Ohtakara S, Hoshi H. Target volume geometric change and/or deviation from the cranium during fractionated stereotactic radiotherapy for brain metastases: potential pitfalls in image guidance based on bony anatomy alignment. J Med Imaging Radiat Oncol 2014; 58(6): 729-36.

[5] Chang J. A statistical model for analyzing the rotational error of single isocenter for multiple targets technique. Med Phys 2017; 44(6): 2115-2123.

第 85 回放射線治療部会(東京)　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

追尾機能搭載 新型トモセラピー

宝塚市立病院　　岡田　亘

1.　はじめに

宝塚市立病院は阪神北エリアの医療を担う地域医療支援病院であり，2018 年にがん診療の充実を図るため，市内初となる放射線治療施設を開設した．治療装置として，トモセラピーRadixact® X9 を 1 台所有しており，充実したスタッフ体制で診療を行っている．肺がん症例を多く扱う当院において，息止めや同期オプションの無かったトモセラピーの呼吸性移動対策強化やスループット向上は悲願であった．既存装置をバージョンアップする形で，2020 年 5 月に動体追尾システム(Synchrony®)，2022 年 5 月に kVCT イメージングシステム(ClearRT™)を順次導入した．本講演では，Synchrony®および ClearRT™ の技術的考察と臨床経験について報告する．

2.　動体追尾システム(Radixact® Synchrony®)の概要

図 1 に Synchrony®を用いた追尾照射の概要を示す. MV ビームと直行する位置に搭載された kV 管球とフラットパネルディテクタにより断続的に X 線写真を撮影し，追尾対象を認識する．同時に腹壁に設置した外部マーカ(LED マーカ)により連続的に腹壁運動情報を取得する．これらの情報から作成された相関モデルを基に，XZ 方向は Binary-MLC が Y 方向は Jaw が追尾補正を行う．照射中は随時，各種の追尾精度パラメータの許容値を設定することが可能で，治療中に逸脱すると照射が一時停止する安全機構となっている．照射後には Delivery Report が作成され，実際に追尾した方向や追尾精度パラメータが出力されるため，次回以降へのフィードバックに役立つ．追尾可能な対象物は，kV 画像で認識可能な肺腫瘍，もしくはターゲット近傍のフィデューシャルマーカである．追尾照射では通常フローに以下の 2 つの工程が加わる．まず(1)対象症例のピックアップである．治療計画装置(Precision® ver. 3. 1)に，事前に取得された診断用 CT 画像を転送して追尾対象の画像認識スコアを確認し，適応可否を判断する. (2)計画 CT 撮影後は照射開始までに照射室内でシミュレーション(リハーサル)を行い，各種の追尾精度パラメータの許容値を決定し実際に追尾可能かを判断する．図 2 に当院での呼吸性移動対策フローを示す. 2020 年 6 月の臨床開始から 2022 年 9 月までに，63 症例をピックアップし 57 例の追尾照射を完遂した．追尾照射が困難で ITV 法に変更した 6 例の内訳は，コントラスト不良による症例が 3 例，相関モデルの作成不良が 3 例であった.

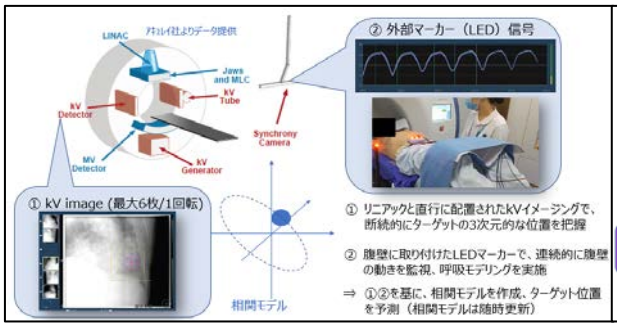


図 1　Synchrony®を用いた追尾照射の概要

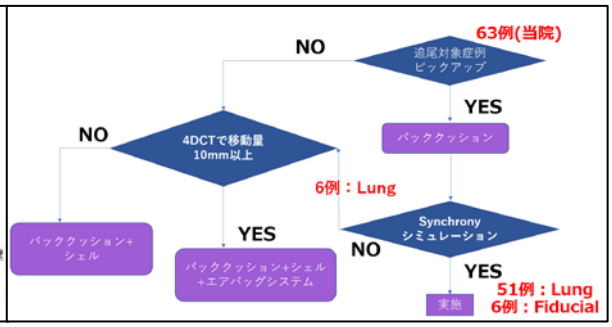


図 2　当院での呼吸性移動対策フロー

3.　追尾照射成功に向けた考察

図 3 に追尾照射開始前の設定フローを示す．これらの準備は通常の IGRT による位置照合後に短時間でこなす必要があり，患者の理解・協力と照射技師の力量が問われる場面でもあり，技術的介入の余地がある面白い部分でもある．ここでは追尾照射の成功に向けて，われわれが取り組んできた 3 つの検討(検知精度向上・相関モデルの品質向上・最適な許容値設定)について紹介する．

3. 1　検知精度向上について

Ferris ら[1]は，体厚と撮影条件の組み合わせによる SN 比と検知位置誤差の関係を調査し，撮影条件の不足により SN 比が 3 を下回るとポジションエラーが増加することを示した．また MV ビームの出ないシミュレーションモードに比べて，本番では MV ビームによるノイズが混入し SN 比が下がるため，より多くの線量が必要であると述べている．以上のことより Synchrony®では，検知精度向上のために必要十分な撮影条件を選択する必要がある．また検知精度向上のために当院で実施している治療計画上の対策を紹介する．Synchrony®治療計画において追尾対象はターゲットと同一である必要はない．よってターゲット自体にコントラストが不足する場合，4DCT などで剛体として連動していることが確認できるターゲット近傍の構造物(横隔膜や周囲の血管影)を含めたストラクチャを追尾対象にすることで検知精度の向上が可能である．

3. 2　相関モデルの品質向上について

相関モデルの品質は追尾精度に影響を及ぼす要因である．Malinowski ら[2]は，標的と外部マーカの相関関係はフラクション内の 63%の時相で変化すると報告した．また Chi ら[3]は，ピーク位置には中央値で 10%の位相ずれがあると結論づけている．上記の生理現象は相関モデルの品質を低下させる一因と考えられるが，介入により幾分かの改善が期待できる．われわれは，外部マーカの設置位置の微調整や，呼吸の不規則な患者に対してオーディオコーチングを採用することにより，相関モデル品質を向上させ追尾精度を高められることを報告した[4]．加えて 2022 年，追尾アルゴリズムの改良(ver. 3. 0. 1 以降)が報告され，弱点とされていたターゲットと外部マーカの動きの不一致に対しても強化がなされた[5]．今後は，相関モデル品質低下が原因のビーム停止の頻度が減り，より多くの症例で迅速な照射が提供できると考えている．

3. 3　最適な許容値設定について

追尾精度パラメータの最適な許容値の設定は，追尾精度の担保や照射の一時中断を最小限にするために最も重要である．図 4 に Delivery Report から得られた当院における 23 症例の呼吸性移動量と追尾精度パラメータの 1 つで最も重要な指標である *Potential Difference* (mm)の関係を示す．呼吸性移動量が大きいほど *Potential Difference* は大きくなり追尾精度は下がる傾向にある．よって照射の一時中断を最

小限に留めて治療を実施するには許容値を初期値の 2 mm から緩めざるを得ないが，線量分布への影響が懸念される．そこで佐野ら[6]は，一次元動体プラットフォームと高精細 2 次元半導体検出器を使用して，様々な呼吸軌跡と外部マーカ軌跡の関係(ベースラインシフト，位相シフト，振幅変動)における *Potential Difference* と線量分布の再現度(ガンマパス率)との関係性を調査した．その結果，ガンマパス率 90%以上(Criteria:3%/1 mm,Threshold:10%)を確保するための *Potential Difference* の最適な許容値は 3 mm と結論づけた．以上の結論をふまえて，当院での *Potential Difference* のデフォルト値は，追尾症例の PTV マージンである 5 mm に包含され，かつ精度担保が可能な 3 mm を採用している．

図 3　追尾照射開始前の設定フロー

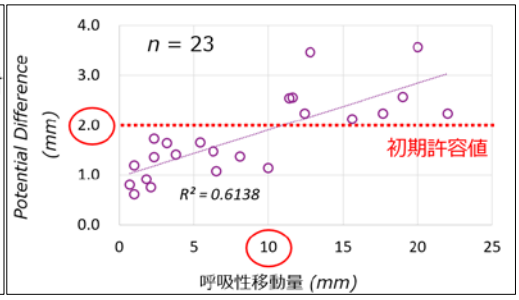


図 4　呼吸性移動量と追尾精度の関係

4.　ヘリカル KVCT イメージングの導入効果

Synchrony®との共通ハードである kV システムを使用したヘリカル kVCT イメージング(ClearRT™)が使用可能となり，ワイドビームによる高速ヘリカルスキャンは大幅な撮像時間短縮(約 7 割減)をもたらした．本項では，ClearRT™ の画質・被ばく線量・その他のメリットついて述べる．

4. 1　画質

図 5 に計画用 CT，ClearRT™，MVCT の画質比較を示す．計画 CT と比べ，骨境界のアーチファクトやビームハードニングによる濃度ムラがやや目立つが，従来の MVCT に比べて低コントラスト領域での位置照合が格段に容易になった．Tegtmeier ら[7]は，ClearRT™ と MVCT，他社診断 CT，Varian 社 CBCT の画質を定量評価し，均一性や空間分解能は Varian 社 CBCT と比較して若干劣っているものの，ノイズやコントラストはそれを凌ぎ，診断 CT に迫るパフォーマンスを示すことを報告した．

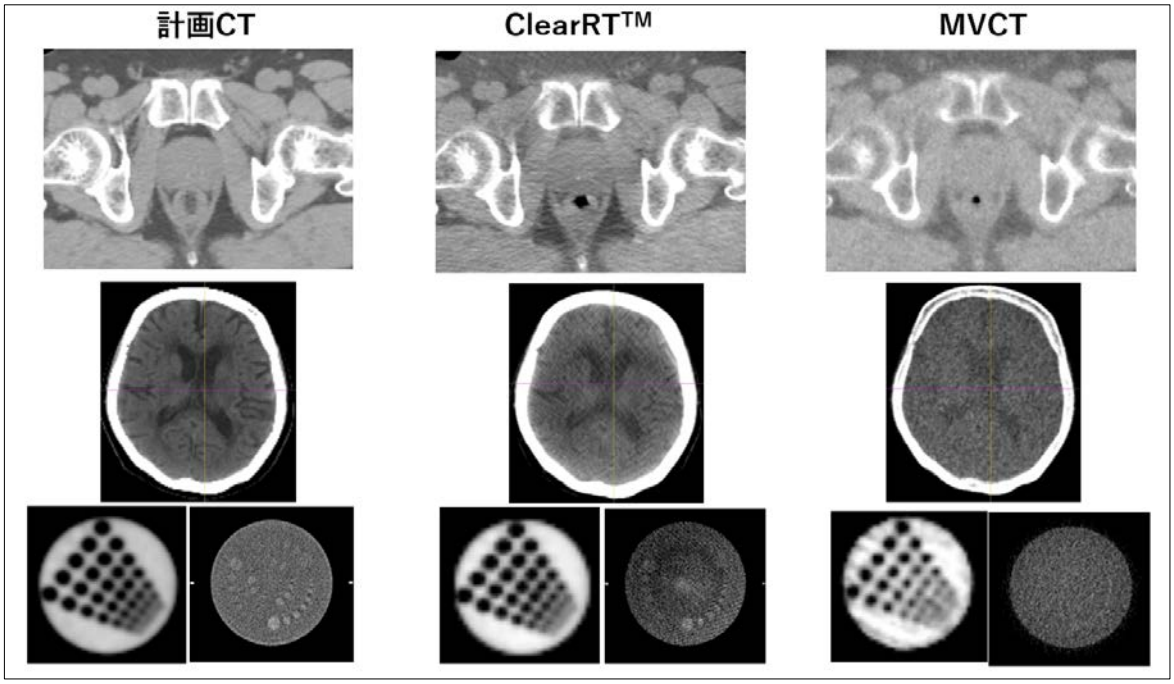


図 5　計画用 CT，ClearRT™，MVCT の画質比較

4. 2　被ばく線量

図 6 にメーカから公表されている各プロトコルの CTDIvol の値を示す. ClearRT™ のすべてのプロトコルを棒グラフで並べ，従来の MVCT の３つのモードも破線で重ねて表示している. 比較すると，プロトコル次第だが，総じて下がる傾向となる. 特に Head，Thorax では線量が 1/2-1/3 程度，Pelvis でも 2/3-2/1 相当となっている. ただし MVCT に比べてビーム幅が広くなる関係で DLP(Dose Length Product)は増えることもあり，被ばく線量に注意が必要である.

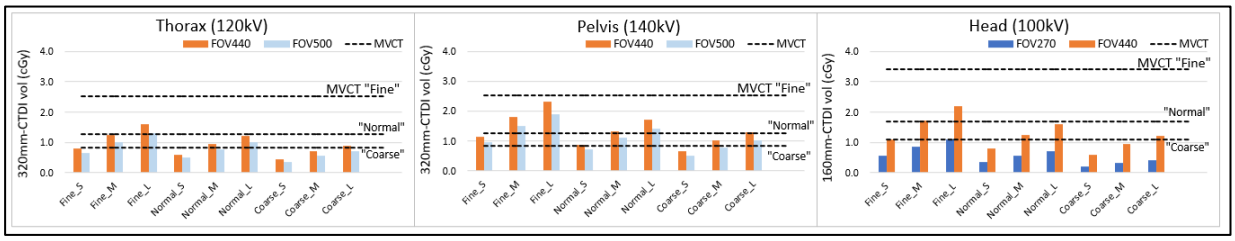


図 6　各プロトコル(ClearRT™ および MBCT)の CTDIvol

4. 3　ART(Adaptive Radiation Therapy)精度改善の可能性

その他の kVCT イメージング採用の利点を述べる. Radixact®シリーズでは，体型変化や腫瘍縮小が見られた時に，治療計画や再計画の判断に使用するための専用のオフライン ART アプリケーションである PreciseART®が利用できる. これは日々の IGRT 画像を利用し，DIR(Deformable Image Registration)を利用して積算線量評価を行い，再計画の指標とできるものだが，今回，従来の MVCT から kVCT を利用できるようになったことによる DIR 精度向上について検討した. 図 7 ように，円柱ファントムに各種コントラスト密度プラグ(①～⑧)を挿入したものを計画 CT 撮像し，各プラグの輪郭を抽出し，治療計画を作成した. DICOM 情報の編集により 10%の縮小と物理的に 10°の Yawing 回転誤差を加えた状態をつくり，これを腫瘍縮小と体型変化に見立てた. kVCT および従来の MVCT により PreciseART®で各

プラグ輪郭が DIR でどの程度正確に変形されたかを，ダイス係数および平均一致距離(mm)で評価した．図８に示すように, MVCT に比べ ClearRT™ による kVCT を使用した方が, 高コントラストである Inner Bone を除く低コントラストプラグ(①～⑥)でダイス係数が高く平均一致距離は小さくなり, 計画 CT との高い一致度を得た．これらの結果より，ClearRT™ による画質改善が，軟部組織の DIR 精度の向上に寄与したことが示唆された．

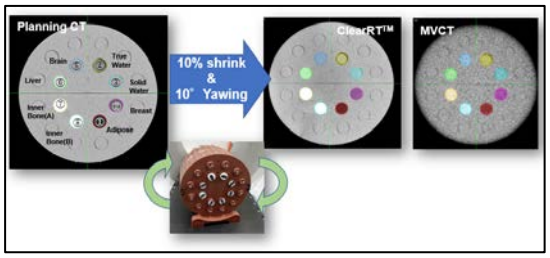


図７　ART 精度改善の可能性の検討

ClearRT™およびMVCTにおける各密度プラグの画像照合精度

Rod No.	密度プラグ 輪郭	物理密度 (g/cm³)	ダイス係数 ClearRT	ダイス係数 MVCT	平均一致距離(mm) ClearRT	平均一致距離(mm) MVCT
①	Adipose	0.946	0.938	0.931	0.653	0.701
②	Breast	0.981	0.938	0.926	0.663	0.790
③	Solid Water	1.015	0.939	0.922	0.637	0.818
④	True Water	1.000	0.929	0.908	0.75	0.978
⑤	Brain	1.052	0.927	0.911	0.743	0.891
⑥	Liver	1.085	0.911	0.907	0.892	0.965
⑦	Inner Bone(A)	1.144	0.910	0.936	0.912	0.646
⑧	Inner Bone(B)	1.149	0.926	0.943	0.753	0.559
	Mean ±SD		0.927±0.012	0.920±0.012	0.750±0.113	0.827±0.126

図８　ClearRT™ および MVCT における画像照合精度

5.　今後の課題

米国医学物理学会(AAPM)が 2010 年に発刊したトモセラピーの品質保証に関する TG148[8]のアップデート版である TG306[9]が 2022 年 12 月にオンラインリリースされている．このレポートの主な目的は，(1) TG148 の許容限度，頻度，および QC/QA テスト方法に関する推奨事項の更新，(2) トモセラピーTPS に関する実践ガイドライン(MPPG)，(3) Synchrony®を主とした新技術および治療提供ワークフローに関するリスクベースの推奨事項を提供することであり，当院においても早急に日常 QA に取り入れていきたいと考えている．最後に，動体追尾システム(Synchrony®)は強力な呼吸性移動対策ツールであり，更なるブレークスルーをもたらす可能性を秘めており, kVCT イメージング(ClearRT™)はトモセラピーシリーズの課題であった画質とスループットの大幅な向上を実現した．今後の益々の発展に期待したい．

参考文献

1） Ferris WS, DeWerd LA, Culberson WS. Fiducial visibility on planar images during motion-synchronized tomotherapy treatments. Biomed. Phys. Eng. Express 2022;21;8(2)

2） 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):1665-1673.

3） Chi PC, Balter P, Luo D, et al. Relation of external surface to internal tumor motion studied with cine CT. Med Phys 2006;33(9):3116-3123.

4） Okada W, Doi H, Tanooka M, et al. A first report of tumour-tracking radiotherapy with helical tomotherapy for lung and liver tumours: a double case report. SAGE Open Med Case Reports. 2021;9.

5） Ferris WS, Culberson WS, Bayouth JE. Technical note: tracking target/chest relationship changes during motion-synchronized tomotherapy treatments. Med Phys. 2022;49(6):3990-3998.

6） Sano K, Fujiwara M, Okada W, et al. Optimal threshold of a control parameter for tomotherapy respiratory tracking: A phantom study. J Appl Clin Med Phys, 2023 e13901

7） Tegtmeier RC, Ferris WS, Bayouth JE, et al. Characterization of imaging performance of a novel helical kVCT for use in image-guided and adaptive radiotherapy. J Appl Clin Med Phys, 2022(23)6

8） Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148.

Med Phys. 2010;37:4817–4853.

9） Quan C, Rong Y, Burmeister JW, et al. AAPM Task Group 306: Quality Control and Assurance for Tomotherapy: An Update to Task Group Report 148. Med Phys. (https://doi. org/10. 1002/mp. 16150)

第 85 回放射線治療部会（東京）　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

CBCT ベースの適応放射線治療システム

九州大学病院　　廣瀬 貴章

近年，治療直前に取得した画像情報に基づくオンライン適応放射線治療（Adaptive radiation therapy: ART）が本邦においても臨床導入され始めている．これにより，日々の放射線治療においてターゲットやリスク臓器の変位や変形を考慮した治療が可能となり，治療効果の向上や有害事象の低減が期待できる．

しかし，オンライン ART を実施するためには，画像取得，ターゲットおよびリスク臓器の輪郭描出，治療計画，検証，治療実施という多くのプロセスが必要となる．そのため治療時間の延長がボトルネックとされてきた．この問題に対し，オンライン ART システムである ETHOS（図 1）では，CBCT 画像を用いることで治療計画用画像取得にかかる時間を短縮し，深層学習による輪郭描出や治療実施までの一連のシステムを連携することにより，治療時間短縮を実現した．本演題では，これらのシステムの概要から装置立ち上げ，臨床例について解説する．

図 1．ETHOS 外観

1.　適応放射線治療（Adaptive radiation therapy: ART）

適応放射線治療とは，放射線治療期間中に生じる腫瘍の縮小および患者の体重増減等により初期の治療計画では標的への線量不足および周囲正常臓器への線量増加等が危惧される場合に，治療期間中に取得した三次元医用画像に基づき新たな治療計画を立案し照射する放射線治療と定義されている[1)]．特に治療直前に治療寝台上で治療計画画像を取得し，最適な治療計画を即時に作成して照射する場合はオンライン ART と呼ばれる．本シンポジウムでは ETHOS による CBCT 画像を用いたオンライン ART について述べる．

2.　ETHOS による治療の流れ

ETHOS によるオンライン ART の流れを図 2 に示す. オンライン ART のための CBCT 撮影を行い，臓器輪郭描出および確認，治療計画の選択，独立線量計算ソフトによる QA，位置照合を行なったのち治療を実施する．これらの一連の治療は，症例に依存するが，約 20 分前後で完了する．以下に各手順について説明する.

図 2.　ETHOS による治療の流れ

①　CBCT 撮影

患者を治療寝台にセットアップ後，オンライン ART のための CBCT を撮影する．CBCT は最短 17 秒で撮影可能で，画質向上のため逐次近似再構成による画像を取得することができる．オンライン ART では臓器の輪郭描出を行うため，CBCT 画像の画質も重要となる.

②　Influencer Review

取得した CBCT 画像をもとに臓器の輪郭描出を行う．このステップでは，特定の臓器に対して AI モデルを用いて自動輪郭描出された臓器輪郭を確認，修正する．Deep convolutional neural network を用いた自動輪郭描出により，輪郭描出の作業に要する時間を大幅に短縮することができる．現在，この AI モデルは腹部領域および骨盤領域のみに対応しており，その他の部位では，治療計画 CT 画像に基づき DIR 技術を用いたプロパゲーションによる自動輪郭描出が行われる.

③　Target Review

Influencer Review で抽出した輪郭をもとに CTV や PTV が演算処理によって決定される. ここでは，生成されたターゲット輪郭の確認および修正を行う．CTV については局所前立腺がんの治療のように前立腺＋近位精嚢などと事前の治療計画時に設定しておいた演算処理がそのままオンライン ART 時にも適用される．また，所属リンパ節領域のような演算処理で定義が難しい CTV については，Influencer Review で決定した輪郭情報に基づく輪郭ベースの DIR により自動的に生成される.

④　Plan Selection

ターゲット輪郭の決定後は自動的に 2 つのプランが生成される．一つは Adapted Plan と呼ばれるその日の輪郭情報に合わせて最適化計算を行なったプランで，もう一つは Scheduled Plan と呼ばれるその日の輪郭情報をもとに予定の治療計画で再計算のみ行なったプランである．この 2 つのプランを線量分布や DVH 情報をもとに比較し，適切なプランを選択する．このプラン選択をサポートするために，事前に設定した Clinical Goal を満たしているかがそれぞれの線量指標に対してアイコンで表示される（図 3）．Scheduled Plan による治療は通常の IGRT に等しいが，その日の線量分布を確認することができる．また，ここで線量計算に用いられる画像は Synthetic CT と呼ばれる Planning CT を目標画像である CBCT に合わせて DIR により変形した CT 画像であり, CBCT 画像による線量計算の不確かさを考慮している．

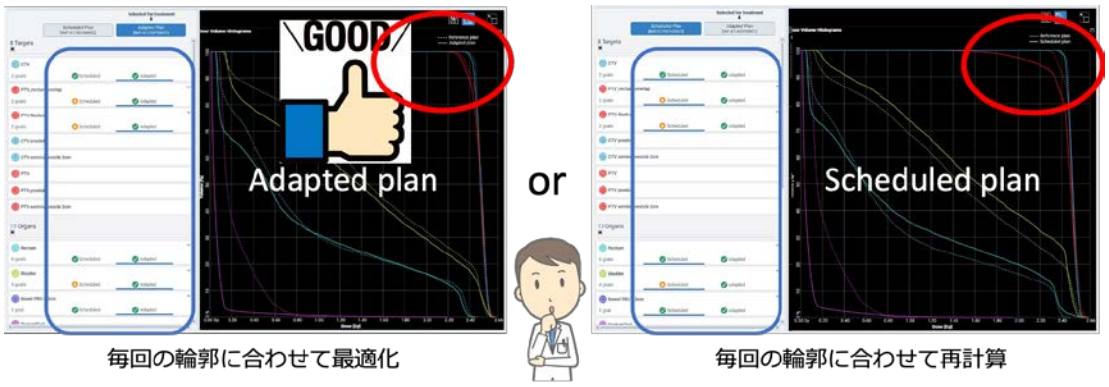


図 3．Adapted Plan と Scheduled Plan

⑤　QA

オンライン ART では毎回の治療時に IMRT プランを作成するため，そのプランの妥当性を評価する必要がある．通常であれば，事前に照射を行い，測定等による独立線量検証が実施されるが，治療寝台に患者を寝かせたまま実施することはできない．そのため，独立線量計算ソフトを用いた線量検証が測定を代替する手法として用いられる．ETHOS では，独立検証を効率的に実施するために独立線量計算ソフト Mobius 3D と連携して，Adapted Plan の作成後自動的にプラン情報が転送され，線量計算が行われる．その後，線量分布のガンマ解析や DVH による線量評価を行い，治療の可否を判断する．

⑥　位置照合

再度 CBCT を撮影し，その日のプランの基準となる最初に取得した CBCT 画像と比較して，位置照合を行う．このステップは必須ではないが，最初の CBCT 取得時点から輪郭描出や線量計算のため 10 分以上の時間が経過していることもあるため，当院のワークフローでは再度，位置照合による補正を行なっている．

⑦　照射

最後に照射が行われる．照射手法は IMRT または VMAT が選択できるが，これは治療前に事前に決定しておく必要がある．IMRT では最適化計算にかかる時間は短いが，照射にかかる時間は長くなる．VMAT ではその反対で，それぞれのメリット，デメリットを考慮して決定すべきである．当院の現状のワークフローでは，照射までの時間短縮ができる IMRT をオンライン ART 時は主に選択して

いる．

3.　コミッショニング

ETHOS では治療計画装置に基準ビームデータが事前に登録されており，ユーザがそれを変更することはできない．そのため，装置立ち上げにあたっては，自施設で測定したビームデータは治療計画装置によって計算されたデータと比較する目的や定期的な QA のベースラインとして用いられる．”基準ビームデータを使用した 放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に関するガイドライン”[2] に準じて，幾何学 QA や PDD，OCR といったスキャンデータ取得，OPF などのポイント線量測定をコミッショニングとして行う必要がある．また，ETHOS は IMRT 専用機であるため，様々な条件の IMRT プランを検証し，計画装置による線量計算の精度や傾向を把握して臨床使用の可否を判断する．

ここまでは，一般的なリニアックのコミッショニングと大きく変わらないが，ETHOS はオンライン ART に特化した装置であるため，ここからはオンライン ART を想定した End to End 試験と独立線量計算ソフト Mobius3D のコミッショニングについて紹介する．

オンライン ART を想定した End to End 試験を行うには治療計画 CT 撮影時と CBCT 撮影時で変形するファントムを使用することが望ましいと考える．しかし，本コミッショニング時点では，変形可能なファントムは市販されておらず, 動体ファントムを代用した. 図 4 にその一例を示す. 図の例では, 治療計画 CT にて振幅 10 ｍｍで模擬腫瘍を移動させながら 4DCT を撮影し，リファレンスプランを作成した．オンライン ART 用の CBCT 撮影時には振幅を 15 mm として撮影すると，ぼやけた画像にはなるが，模擬腫瘍の体積が治療計画時よりも大きくなる．これをターゲットの変形と仮定し，その輪郭が DIR により変形することを確認し，Adapted Plan を作成した．図に示す通り，ターゲットの変形を考慮していない Scheduled Plan に対し，Adapted Plan では PTV のカバレッジが改善していることがわかる．

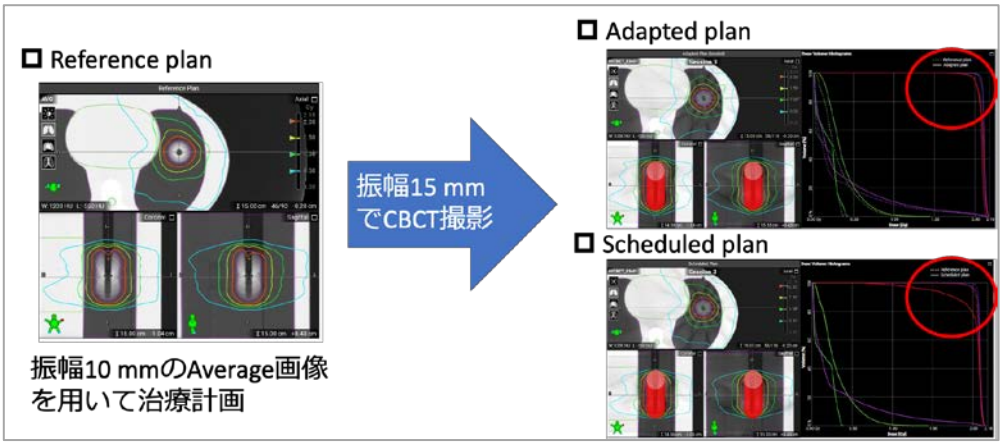


図 4.　オンライン ART を想定した End to End 試験

つぎに，独立線量計算ソフトである Mobius3D のコミッショニングについてはその計算結果が線量検証の代替となるため，Mobius3D の線量計算精度が実測値を反映できるかを検証しなければならない[3]．したがって，通常の治療計画装置と同様にコミッショニングを行うこととなる．その結果としては，一部の不均質物質中の線量計算において線量計算アルゴリズムの違いによる差が見られたが，治療計画装置と同等の線量計算精度が確認できた. また, Mobius3D では MLC パラメータである DLG

のみ調整が可能であり，治療計画装置のコミッショニングで用いた各種 IMRT の検証用プランを Mobius3D で再計算を行い，実測値に合わせた DLG の調整を行なった．この際，固定多門 IMRT プランと VMAT プランでは，異なる傾向が見られ，照射方法ごとに DLG の設定を行なった．

4. 臨床例

図 5 にオンライン ART を実施した前立腺癌の症例を示す．この症例では，小腸がターゲット付近に存在していたためオンライン ART の適用となった．毎回の治療時に小腸の位置が変動するため，毎回の臓器の位置によっては，小腸を避けた線量分布となっていることがわかる．

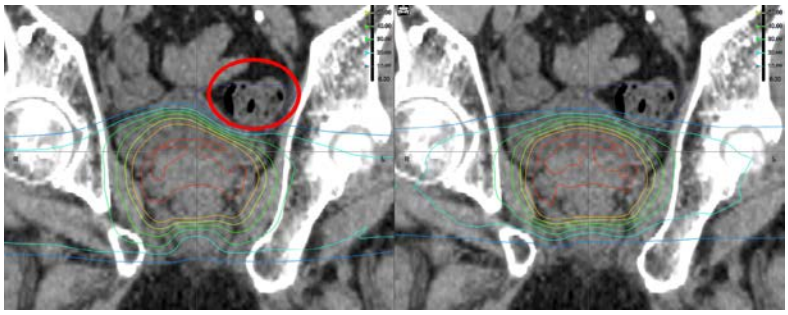


図 5. オンライン ART を実施した前立腺がんの症例（左：オンライン ART 時の線量分布，右：治療計画時の線量分布）

5. 今後の展望

当院のオンライン ART の経験はまだ少なく，本報告時点では前立腺と頭頸部の症例に限られており，今後も引き続きオンライン ART が有用な適応症例について検討したい．また，オンライン ART では毎回の治療時のターゲットの変位および変形といった Inter-fractional error は考慮することが可能であるが，治療時間の延長による Intra-fractional error や毎回の治療時の輪郭描出の不確かさといった不確定要素は PTV マージンとして考慮する必要がある．今後，症例を重ねて，これらのデータ解析を行うことは診療放射線技師としての重要な責務であると考える．

6. さいごに

本シンポジウムにおいて CBCT ベースの適応放射線治療システムについて，装置の導入から臨床に至るまでの経験を報告した．今後は適応症例や PTV マージンについて検討する必要があると考える．本報告が読者の皆様の臨床および研究活動の一助となれば幸いである．

参考文献

1） 日本放射線腫瘍学会．MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン．
2） 日本医学物理学会．基準ビームデータを使用した 放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に関するガイドライン
3） Zhu, Timothy C., et al. "Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation‐based dose/MU verification for IMRT." Medical physics 48.10 (2021): e808-e829.

第 85 回放射線治療部会（東京）　シンポジウム
「高精度放射線治療 Update」

MR リニアック ー物理と臨床ー

大阪公立大学医学部附属病院　　家永 晃功

１．はじめに

放射線治療技術はこれまで大きな発展を遂げてきた．2 次元放射線治療から 3 次元となり，現在では強度変調放射線治療や定位放射線治療などの高精度放射線治療が可能となっている．放射線治療の高精度化に伴い，様々な画像誘導放射線治療(Image guided radiation therapy: IGRT)の機能と共にリニアックは進化を遂げてきた．現在では X 線画像を用いた IGRT でだけでなく，被ばくがない超音波画像や体表面画像を IGRT に用いた放射線治療も行われている. 近年ではリニアックと MRI を融合し, IGRT の際に MR 画像を使用する MR リニアックが登場してきた．本邦で現在臨床稼働している MR リニアックは ViewRay 社の MRIdian および Elekta 社の Unity である [1]が，我々の施設では Unity（Fig.1）を導入したので Unity について述べる.

Fig.1 Unity の外観

２．MR リニアックの開発

MRI は無被ばくでの画像取得が可能である．また，軟部組織における描出能が高く治療計画時に MR 画像は広く利用されている．MR リニアックの構想は 2000 年の ESTRO で発表 [2]され，各メーカーが開発に着手した．しかしながら，MRI とリニアックを融合することは技術的に難しく，開発には時間を要していた．Unity については，2004 年に Philips 社製の 1.5 T MRI と Elekta 社製の 7 MV-FFF(Flattening Filter Free)のリニアックの組み合わせでデザインを行い，2018 年にオランダのユトレヒト大学にて臨床稼働を開始している [3].

３．MR リニアックの特徴

MR リニアックである Unity は 1.5 T の MRI および 7 MV-FFF のリング状リニアックが融合した装置

である．通常の MRI のマグネットの外側にリング状のリニアックが存在する構造となっている（Fig.2）．

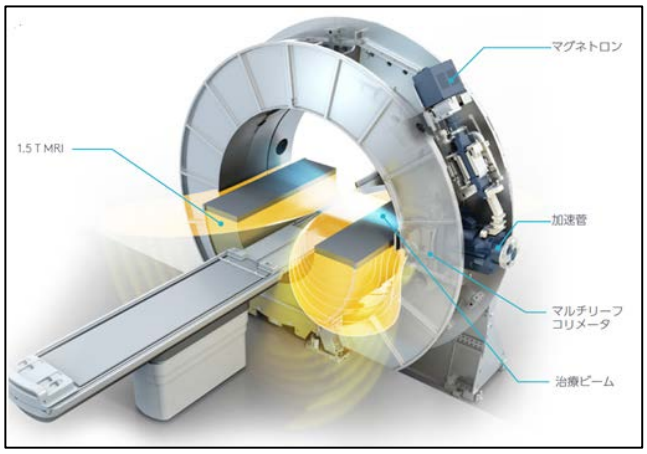


Fig.2 Unity の構造

通常の MRI のマグネット周りにリング状のリニアックが融合している．そのため，加速器は縦に設置されている．リニアック部分は CT のようなスリップリング構造をとることにより，電力供給およびデータ通信を行う．

特筆すべきは，1.5 T MRI を用いた MR 画像が取得可能であるため軟部組織において高コントラストが得られることである（Fig.3）．汎用型リニアックと比較した際のメリットおよびデメリットを以下に挙げる [4-5]．

・online ART(Adaptive Radiation Therapy)が可能であり，リスク臓器への線量低減およびターゲットへの線量増加が可能
・1.5 T MRI を生かした高いコントラスト画像の取得および正確な輪郭抽出
・画像の取得および照射中のモニタリングが被ばくなしで行える
・MRI の機能画像取得することで治療効果判定にも期待できる
・磁場下であることや照射までに時間がかかるため患者が限定される
・レーザーおよび光照射野がないため，QA 機器のセッティングに時間がかかる
・MRI 画像には歪みが伴うため，自施設で QA・QC にて歪みを把握しておく必要がある

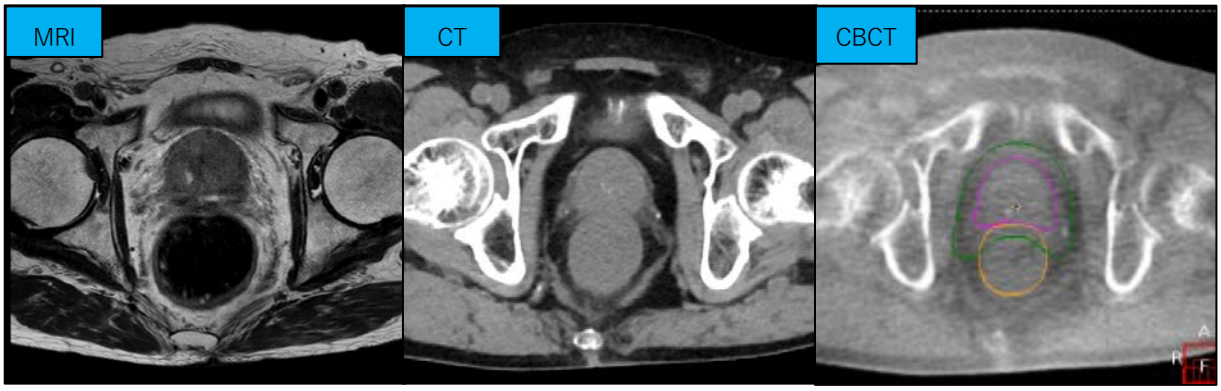


Fig.3 骨盤部において各モダリティで取得した画像

MR 画像には歪みが伴う．Unity では 20 ㎝の球体で 1 mm 以内を許容値としているが，当院での QA ではその 10 分の数 mm 程度あり非常に歪みは少ない．また，他の 1.5 T MRI と比較しても Unity は歪みが小さいとの報告 [6]もある(Fig.4)．また，その歪みが線量に与える影響も非常に少ないとの報告 [7]もある．

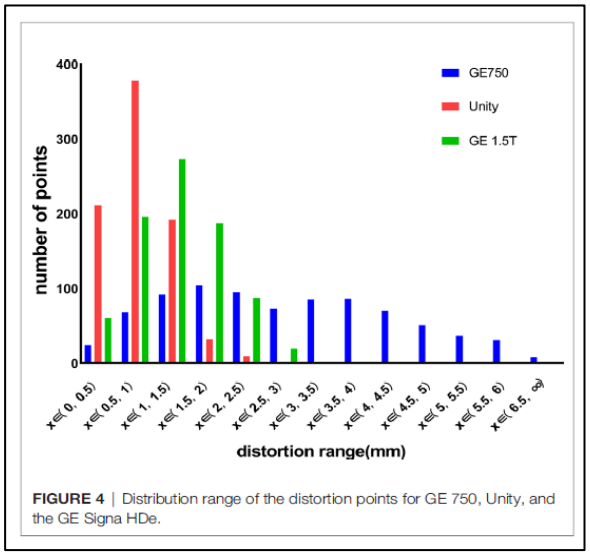


Fig.4 Unity の歪み比較

3D プリンターでファントム作成し，1.5 および 3.0 T の臨床 MRI との歪みを比較.
Unity は歪みが小さい範囲で分布しており，診断用 1.5 T MRI と比較しても歪みが少ない.

４．磁場中で照射する技術および磁場中で生じる物理現象

1.5 T の磁場中で微弱な RF 波を検出する MRI と，強力な RF 波を用いて磁場の影響を受けやすい電子を加速するリニアックが融合された MR リニアックは高度な機械的技術が必要である．Unity では強い磁場が生じる超電導コイルの外側に逆方向の磁場を生成するコイルを配置しマグネットの外側（リニアック部分）の磁場をキャンセルするアクティブシールドという技術を用いて磁場中での照射を可能にしており，リニアックコンポーネントと MRI コンポーネントの双方の影響が少ないような構造になっている(Fig.5).

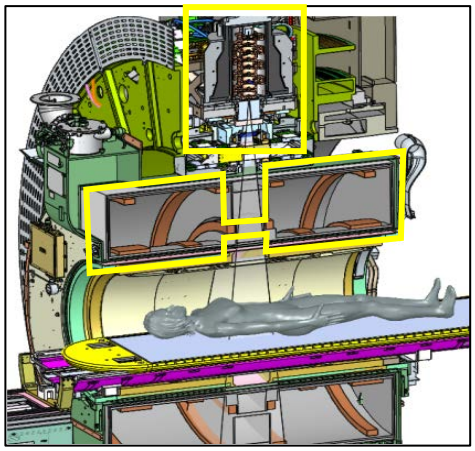


Fig.5 Unity の各コンポーネント

MRI のコンポーネントが 2 つの分割構造なっている.
臨床用のアクティブシールドを改良したものを使用し，リニアック部分を低磁場にすることが可能である.
そのため，リニアック部分と MRI イメージングの双方の影響が受けにくい.

リニアックから発生した光子は磁場の影響を受けないが，磁場中で発生した 2 次電子は磁場の影響を受けローレンツ力によって曲げられる(Fig.6). この物理現象は electron return effect(ERE)[8]と呼ばれ，線量分布や絶対線量測定に影響を及ぼす．ERE により電子が曲げられるため線量分布も変化[9-10]する(Fig.7). 磁場がない場合に比べ PDD は最大深が浅くなる方向にシフトし，OCR は磁場に対して平行な In 方向では影響は少ないが，磁場に対して垂直な LR 方向では OCR は非対称に変化する．さらに，照射野が小さくなるとその影響が顕著になる．また，ビームの射出側付近で皮膚線量が高くなる[11]. しかしながら，治療計画時にビームを多門にすることによりその影響は少なくなり，モンテカルロ計算

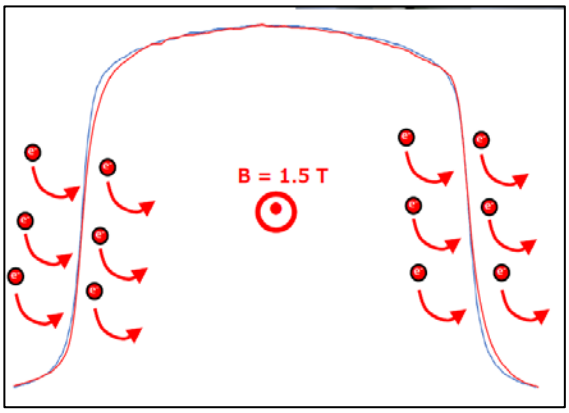


Fig.6 ERE よる電子の動き

MR リニアック内で発生した電子が磁場内で動くことにより，ローレンツ力を受けて回転しながら動く．

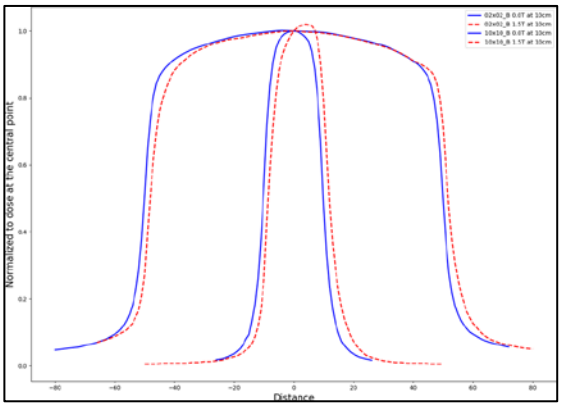
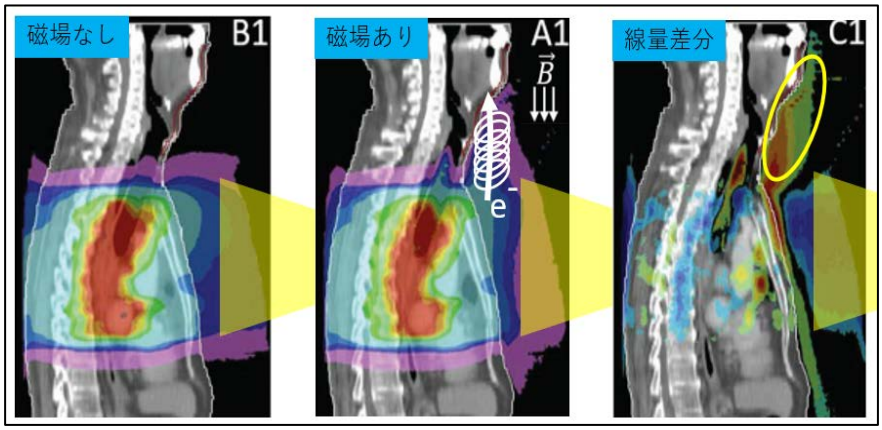


Fig.7 ERE よる OCR の変化

ERE により，線量分布も変化する．磁場の向きの影響で GT 方向に比べ，LR 方向で OCR の変化が大きい．

アルゴリズムにより磁場の影響を考慮した治療計画がなされる [12].
モニタ校正などの絶対線量測定時においても ERE の影響を受ける．そのため，我々ユーザーは磁場補正係数 k_B を用いて補正を行わなければならない．ユーザーは磁場が立ち上がった状態での測定しかできないため，磁場補正係数 k_B は基本的に論文値を採用する [13-15]．磁場方向とチェンバーを平行に設置した場合と直交して配置した場合の磁場補正係数 k_B の値を比較すると大きな違いが生じる．磁場方向とチェンバーを平行に設置した場合のほうが磁場補正係数 k_B は 1 に近い．つまり磁場の影響を受けにくい測定ができると考えられる．
また，電子が磁場により集束され照射野外の皮膚線量を増加させる現象で，electron streaming effect(ESE) と呼ばれる現象 [16] も存在する(Fig.8).
さらに，測定に個体ファントムを用いる場合にはチェンバーと個体ファントムとの空洞にも注意が必要である．この影響は air gap effect[17] と呼ばれ，O'Brien らによるとチェンバー周囲のエアギャップが 0.2 mm と非常に薄くても，エアギャップが非対称であれば線量に 1.6 %の差異が生じたと報告している．そのため，固体ファントムを用いた測定の際にはエアギャップに水などを充填する必要がある．



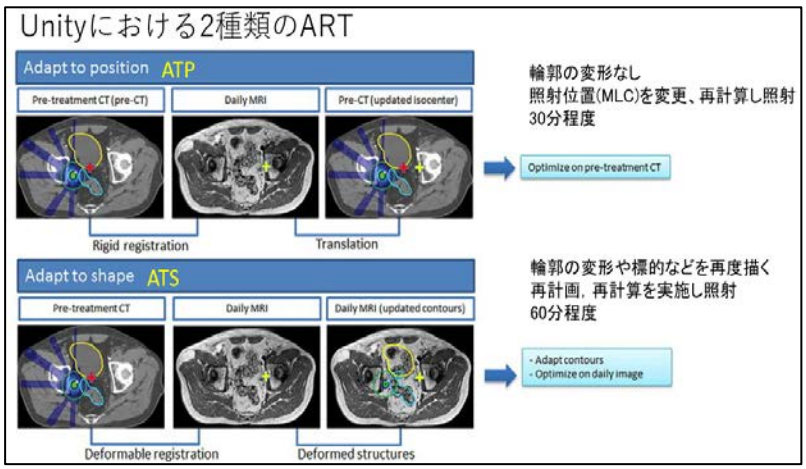
電子が磁場によって集束されることにより，照射野外の部位での皮膚線量を増加させる（左図での頚部）．治療計画で再現可能であるため，実臨床ではボーラスなどを置いて対応する．

Fig.8 ESE による照射野外への線量増加

５．Unity による即時適応放射線治療（Adaptive Radiation Therapy : ART）および治療ワークフロー

即時適応放射線治療とは腫瘍や臓器の位置の変化および体形や腫瘍の変化に対し，毎回の治療において再計画を行うことで最適な治療を提供することである．通常の IGRT では照射前の画像で患者（寝台）を動かすことにより，位置補正し治療計画は１つのみで不変である．しかしながら，腫瘍や体形の変化があり IGRT だけでは投与線量が担保できなくなれば治療計画を変更することで対応する．これらは頭頚部の IMRT の 2step 法などが該当し，online ART と呼ばれる．一方で，Unity では照射のたびに腫瘍や OAR の変化に合わせて毎回計画を立案し治療する online ART で治療を行う．2021 年には MR 画像を用いた ART のガイドライン[18]も策定され，そこでは MR 画像を用いた画像誘導放射線治療・即時適応放射線治療・照射中の腫瘍や標的の MR 画像によるリアルタイムモニタリングが 3 つの要素とされている．また，その３つの要素を治療にうまく併用することで有害事象の軽減および標的への高線量投与が実現できると述べられている．

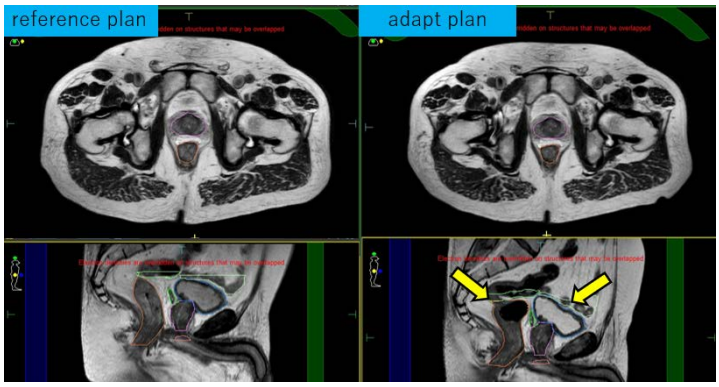
Unity では２つの ART ワークフロー[19]があり，adapt to position(ATP)および adapt to shape(ATS)に分類される(Fig.9)．ATP では輪郭の変形することなく，位置修正(Unity では寝台が動かない)のための照射位置(MLC)を変更するだけの治療計画を行い，照射する．この場合の治療時間は約 30 分程度である．一方，ATS では毎回の MR 画像に基づき，治療時のターゲットやリスク臓器の位置及び形状を反映させて輪郭の変形や標的などを再度コンツールし，最適化および治療計画を行い，治療する．この場合の治療時間は約 60 分程度である．



Unity による ART は ATP と ATS があり，当日の MR 画像から ATS か ATS かを判断し治療を行う．

Fig.9　Unity による２つの ART のワークフロー

当院において，Unity により治療を行った前立腺症例を Fig.10 に示す．前立腺がんの症例においては，OAR は直腸や膀胱になるが当日の直腸ガスや膀胱容量の変化はどうしても生じてしまう．そのため，通常の IGRT の際に位置照合が困難である症例や，照射中に腸管ガスの動きに心配しながら照射した症例はないだろうか．また，前立腺は腸管ガスや膀胱容量だけでなく，呼吸に関連して動くと報告している論文[20]もある．しかしながら，Unity による ART では直腸ガスや膀胱容量の変化に合わせて輪郭修正し照射が可能である上，治療中にも被ばくなしの MR 画像によるモーションモニタリングも可能でありターゲットや OAR を観察しながらの照射ができる．つまり，患者のその日の状態におけるベストな個別治療が提供可能である．



治療開始までに基準となる reference plan を作成しておき，当日のターゲットや OAR の変化に応じて ART（基本的には再度輪郭を修正する ATS）を行い，照射する．
腸管ガスや膀胱の変化に対して再度輪郭を修正している（左図矢印）．

Fig.10　前立腺症例における ART

６．Unity におけるこれからの技術

MR リニアックにおけるこれから期待できることはまずはマージン縮小が考えられる．今までは治療における不確かさやばらつきのために IGRT におけるマージンの縮小については様々な議論[21]がなされてきた．しかしながら，MR リニアックでは高コントラスト画像である MR 画像を用いた ART や治療中のモニタリングが可能である．そのため，輪郭抽出や観察者間のばらつきの低減が見込まれ，マージン縮小の可能性が十分期待できる．実際に PTV マージンを MR リニアックにより縮小した文献[22]も少なくはないが，施設で十分な議論の上にて設定するべきである．
近い将来，MR リニアックに期待する技術を述べる．現在は Unity では基本的に IMRT で照射を行っているが，その手法は Step-and-Shoot IMRT である．研究段階ではあるが，リニアックの制御部を変更することによって VMAT を可能[23]にしている．VMAT になることで治療時間の短縮が見込まれる．また，MLC のトラッキング技術[24]も開発されて来ており，呼吸性移動が生じる肺の腫瘍などに対する追尾照射やターゲットにベースラインシフトが生じた際に，ベースラインを補正するトレーリングと呼ばれる技術[25]がある．これらの技術が Unity に実装できるようになれば，呼吸性移動が生じるターゲットのカバレッジの向上が期待できる．また，超解像技術や深層学習を MR 画像や治療計画に応用することにより治療時間の短縮[26-27]や MR 機能画像を用いた治療効果判定[28]にも期待が寄せられている．

６．まとめ

今回，MR リニアックの開発から MR リニアックの機械的特徴および磁場下で照射を行う MR リニアックにおける特殊な物理現象である，ERE や ESE についても解説した．また，Unity における ART の２つのワークフローについて MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドラインに触れつつ解説した．最後に MR リニアックにこれから期待する技術についても述べた．1.5 T MR リニアックである Unity は汎用型リニアックに比べれば，まだまだ数少ない装置である．しかしながら，膵癌などのこれまで放

射線治療が難しかった部位への放射線治療に期待されている．冒頭にも述べたが，MR リニアックは MRI とリニアックが融合した装置であり，安全かつ円滑に使用するためには MR リニアックに対する深い理解が重要である．

７．参考文献

1) Stefanie Corradini et al. ESTRO-ACROP recommendations on the clinical implementation of hybrid MR-linac systems in radiation oncology. Radiother Oncol 2021 Jun;159:146-154.

2) Jan J W Lagendijk et al. MRI guided radiotherapy: MRI guided radiotherapy : A MRI based linear accelerator. Radiother Oncol Volume 56, Supplement 1 2000(ESTRO Istanbul 19th Annual Meeting).

3) B W Raaymakers et al. First patients treated with a 1.5 T MRI-Linac: clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment. Phys Med Biol. 2017 Nov 14;62(23):L41-L50.

4) Jan J W Lagendijk et al. MR guidance in radiotherapy. Phys Med Biol. 2014 Nov 7;59(21):R349-69.

5) A J McPartlin et al. MRI-guided prostate adaptive radiotherapy - A systematic review. Radiother Oncol. 2016 Jun;119(3):371-80.

6) Xuechun Liu et al. A Comparison of the Distortion in the Same Field MRI and MR-Linac System With a 3D Printed Phantom. Front Oncol. 2021 Jun 3;11:579451.

7) C Gustafsson. Assessment of dosimetric impact of system specific geometric distortion in an MRI only based radiotherapy workflow for prostate. Phys Med Biol. 2017 Apr 21;62(8):2976-2989.

8) A J E Raaijmakers. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. Phys Med Biol. 2005 Apr 7;50(7):1363-76.

9) S J Woodings et al.Beam characterisation of the 1.5 T MRI-linac. Phys Med Biol. 2018 Apr 19;63(8):085015.

10) Daniel J O'Brien et al. Relative dosimetry with an MR-linac: Response of ion chambers, diamond, and diode detectors for off-axis, depth dose, and output factor measurements. Med Phys. 2018 Feb;45(2):884-897.

11) Syed Bilal Ahmad et al. Evaluation of a commercial MRI Linac based Monte Carlo dose calculation algorithm with GEANT4. Med Phys. 2016 Feb;43(2):894-907.

12) Filipa Costa et al. Investigating the effect of a magnetic field on dose distributions at phantom-air interfaces using PRESAGE®3D dosimeter and Monte Carlo simulations. Phys Med Biol. 2018 Feb 26;63(5):05NT01.

13) Daniel J O'Brien et al. Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors. Med Phys. 2016 Aug;43(8):4915.

14) B van Asselen et al. A formalism for reference dosimetry in photon beams in the presence of a magnetic field. Phys Med Biol. 2018 Jun 11;63(12):125008.

15) Victor N Malkov et al. Monte Carlo study of ionization chamber magnetic field correction factors as a function of angle and beam quality. Med Phys. 2018 Feb;45(2):908-925.

16) Hongdong Liu et al. In-Air Electron Streaming Effect for Esophageal Cancer Radiotherapy With a 1.5 T Perpendicular Magnetic Field: A Treatment Planning Study. Front Oncol. 2020 Dec 1;10:607061.

17) Daniel J O'Brien et al. Monte Carlo study of the chamber-phantom air gap effect in a magnetic field. Med Phys. 2017 Jul;44(7):3830-3838.

18) 井垣浩ら MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン 2021 年版.

19) Dennis Winkel et al. Adaptive radiotherapy: The Elekta Unity MR-linac concept. Clin Transl Radiat Oncol. 2019 Apr 2;18:54-59.

20) Julien Dinkel et al. Respiratory-induced prostate motion: characterization and quantification in dynamic MRI. Strahlenther Onkol. 2011 Jul;187(7):426-32.

21) Marcel Van Herk. Will IGRT live up to its promise? Acta Oncol. 2008;47(7):1186-7.

22) Anita M Werensteijn-Honingh et al. Feasibility of stereotactic radiotherapy using a 1.5 T MR-linac: Multi-fraction treatment of pelvic lymph node oligometastases. Radiother Oncol. 2019 May;134:50-54.

23) C Kontaxis et al. Proof-of-concept delivery of intensity modulated arc therapy on the Elekta Unity 1.5 T MR-linac. Phys Med Biol. 2021 Feb 3;66(4):04LT01.

24) Prescilla Uijtewaal et al. First experimental demonstration of VMAT combined with MLC tracking for single and multi fraction lung SBRT on an MR-linac. Radiother Oncol. 2022 Sep;174:149-157.

25) Martin Fast et al. Tumor Trailing for Liver SBRT on the MR-Linac. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2019 Feb 1;103(2):468-478.

26) Jaehee Chun et al. Evaluation of super-resolution on 50 pancreatic cancer patients with real-time cine MRI from 0.35T MRgRT. Biomed Phys Eng Express. 2021 Aug 18;7(5).

27) G Tsekas et al. Robust deep learning-based forward dose calculations for VMAT on the 1.5T MR-linac. Phys Med Biol. 2022 Nov 18;67(22).

28) Petra J van Houdt et al. Quantitative Magnetic Resonance Imaging for Biological Image-Guided Adaptive Radiotherapy. Front Oncol. 2021 Jan 29;10:615643.

寄稿　治療技術事始め

放射線治療の医療安全・精度保証に関する四方山話

森ノ宮医療大学　奥村　雅彦

1. はじめに

1970 年代に国内外で医療用リニアックが開発され，1990 年代には複数のエネルギーを有するリニアックが登場し，マルチリーフコリメータを用いた原体照射が開始された[1)]．2000 年代は強度変調放射線治療という高精度放射線治療の幕開けと同時に過誤照射事故が相次いで発生し，放射線治療における医療安全と装置機器の精度管理の重要性と実施のあり方を再考する時代となった．本稿では，放射線治療品質管理機構，日本放射線治療専門放射線技師認定機構ならびに放射線治療かたろう会での活動を通して，放射線治療の医療安全・精度保証の一端を報告する．なお，放射線治療かたろう会に関する内容は当該会誌第 27 号の投稿原稿を放射線治療かたろう会の許可のもと一部改編して掲載した．

2. 1990 年代の放射線治療における精度保証・精度管理の現状

私の放射線治療部門配属は入職してから 2 年後の 1984 年であった．当時の近畿大学病院の放射線治療部門に設置されていた装置は，外部照射装置２台(コバルト外部照射装置 RTGS-2DM(島津製作所)，直線加速装置 LMR-15(東芝メディカル)，小線源照射装置 RAL-303(島津製作所)，X 線シミュレータ装置 SAT-2(島津製作所)，治療計画装置 PC-12(Artroni 社，国内販売は兼松エレクトロニクス)であった．PC-12 は CT 画像ではなく 2 軸プロッタで患者輪郭を入力して線量分布計算を行う装置で，当院では SAT-2 で得られた回転横断写真の体輪郭を入力後，線量分布計算を行った．回転横断撮影で得られた X 線写真は，体輪郭以外認識できるのは骨やガス以外ではコントラストがある胸部領域であり，腫瘍やその周辺に存在するリスク臓器の確認は困難であった．したがって，治療計画は CT 画像などを参考にしながら X 線シミュレータ装置で行い，回転横断撮影による線量分布図は保険収載の要件で保存していた．コバルト外部照射装置は，1.17 MeV と 1.33 MeV のガンマ線を利用した外部照射装置で定期的な出力線量チェックは月 1 回であった．5 年に１度の線源交換(RTGS-2DM は治療室内で交換できるタイプ)時の出力線量測定は標準測定法に従い[2)]，使用するファーマ形電離箱線量計は ^{90}Sr チェッキング線源で事前に感度チェックを行い，出力線量の測定を実施していた．コバルト外部照射装置の出力線量測定は，シャッタ開閉によるタイマ端効果の補正も必要で測定にはかなり時間を要し，温度・気圧変化にも神経を使う作業であった．コバルト 60 線源の半減期は 5.27 年，1 ヵ月で約 1%減衰する．月末時に実施する翌月の照射時間補正が精度管理の重要な仕事の 1 つであった．直線加速装置の精度管理は，週 1 回のモニタ線量計の感度チェックや，よく切れる照射野ランプの交換毎に遮光フィルム XV2(Kodak 社)を用いた光照射野−X 線照射野チェック，微小容量電離箱線量計と XY プロッタを用いた平坦度チェック(水中ではなく空気中での測定)を定期的かつ修理後に実施していた．

放射線治療に対する医療事故報告は 2000 年以降に複数報告されるようになったが，国内外ともに 1960 年代から多くの事例が記録されている[3−4)]．私自身が放射線治療の精度保証・精度管理(以下，QA/QC)の重要性を痛切に思い知らされたのは，1990 年 12 月，スペインの Hospital Clinico de Zaragoza で発生したリニアックによる医療事故報告であった[3)]．27 名の治療患者が過剰照射を受け，1992 年 2 月までに死亡した 20 名の患者のうち，少なくとも 10 人の死因が過剰照射によるものとみなされる事故であった．事故の経緯は割愛するが，この事故には 3 つの「まさか」(「ま

さか正規の技術訓練を受けていない技術者(コバルト装置の保守をしていた同一企業のサービスマンに依頼)が，不適切な修理をするとは考えもしなかったであろう」「技術者は，まさかリニアック操作員(技師または物理士)がテストしないまま，患者を照射するとは思わなかったであろう」「リニアック操作員はまさか技術者がインターロックを解除したまま帰ってしまったとは思わなかったであろう」)が重なって起こった．この報告により，放射線治療に用いる放射線の威力と恐ろしさを改めて思い知ったとともに，定期的かつ修理後の精度管理の重要性とルール，測定結果の記録，承認，報告の重要性を再認識させられた．

同じ頃，1992 年に日本放射線腫瘍学会(以下, JASTRO)の研究調査委員会から「外部放射線治療装置の保守管理プログラム」[5](以下，「保守管理プログラム」)が発刊された．当時の国内における放射線治療線量の標準化は, 日本医学放射線学会物理部会(現在の日本医学物理学会(JSMP)の前身)による「放射線治療における高エネルギーX 線および電子線の吸収線量の標準測定法」[6]と当時は日本国内 14 カ所に設けた医療用線量標準センターにおける感度校正により達成しつつあった．しかし，外部照射装置に関する精度管理については，欧米諸国に比べると開発途上と言わざるを得ない状況であった.「保守管理プログラム」は，幾何学的ならびに線量的各項目の詳細と頻度別項目と許容範囲などガイドラインにとどまらず，項目ごとに試験方法を具体的に解説した懇切丁寧な内容となっていた．1980 年代に発表された外部照射装置に関する QA/QC プログラムが AAMP[7]や IEC ガイドライン [8]とともにこの「保守管理プログラム」は，国内の放射線治療に関する QA/QC の重要性をより広く浸透させることとなった．当時の治療を担当する多くの技師は，「保守管理プログラム」との出会いが，放射線治療の品質管理に対するプライオリティを上げる起点となり，今まで各施設が試行錯誤しながら実施してきた精度管理の在り方の方向性を示した[9]．しかし当時は，日常の照射業務の忙しさと限られたマンパワー，そして QA/QC を行うための武器(QA/QC 測定機器)不足などにより，保守管理プログラムに応じた精度管理の実施は不可能に近かった．発刊された年の 11 月に，放射線治療かたろう会で QA/QC に対する意識調査と実施に関するアンケートを行った [10]．60 施設中 34 施設の回答を得た．回答した 34 施設の当時の外部照射装置の保有状況を表 1 に示す．

表 1　保守管理プログラムアンケート回答施設の保有する外部照射装置数

外部照射装置	施設数	回答施設に対する割合
リニアック(1 台)	16 施設	47%
コバルト	6 施設	17%
リニアック，コバルト，	5 施設	15%
リニアック(2 台)	4 施設	12%
リニアック(2 台)，ベータトロン	1 施設	3%
リニアック，コバルト，ベータトロン	1 施設	3%
マイクロトロン	1 施設	3%

上記の回答いただいた 34 施設に従事する技師数は合計で 106 名，平均 3.1 人で，放射線治療専任と兼任の比率は 3 : 2，兼任技師のみで業務を行っている施設が 20%，専任技師が 1 名いる施設が約 30%と両方で 50%を占めており, QA/QC の実行にはマンパワー不足は免れない時代であった．また，QA/QC 測定機器も種類が少なく高価であった．定期的な X 線，電子線の深部線量関数である PDD,TMR 測定は，固体ファントムを用いるため何十回と照射室と操作室を往復する作業で，定期的なルーティン業務とするには，時間的・マンパワー的にも難しい時代であった．放射線治療かたろう会アンケート結果では，保守管理プログラムの実行に関しては，条件付きで可能が 85%，不可能が 10%という結果であった．フィルムを用いた毎月の実施は不可能，午後より他部門勤務のため実施は困難，QA/QC 測定機器がない，点検の必要性を感じないなどの意見が当時の

状況を物語っている．

1990 年代にはエネルギー可変型リニック，マルチリーフコリメータを用いた原体照射用リニアックシステムにより定位放射線照射(以下，STI)が始まり，強度変調放射線治療(以下，IMRT)など高精度放射線治療は 2000 年頃から各施設に急速に普及し始めた．放射線治療の高精度化とともに照射位置精度を向上させる開発も進み，1990 年代の呼吸同期システム，2000 年代半ばには，X 線管とフラットパネルを用いた照合システム，kV-X 線や MV-X 線によるコーンビーム CT など画像誘導放射線治療用付属機器を搭載したリニアックが現れた．IMRT 照射技術も近年では，固定多門照射から回転型強度変調放射線治療(VMAT)[11]へ移行した．STI や IMRT などの照射技術は，標的に対する線量の集中性を高め，標的および周辺の正常組織や臓器に対する位置精度を担保して初めて成立する照射法である．放射線治療を受ける患者への恩恵は大きく，放射線治療患者数増加の一因となった．放射線治療の高精度化に伴い，医師，技師，看護師らの業務は質，量ともに増加した[12]．技師の業務においては，日々の固定精度を担保する技能が問われ，位置照合の重要性を再認識させられることとなった．また，リニアックや治療計画装置の精度保証や照射線量管理のための体系化が急務となった時期であるが意気軒高な時でもあった．しかし，高性能かつ高精度の電子機器の導入により，各業務が複雑かつ専門化したことで，情報の共有や連携が徹底されず，また機器への過信も生じることとなった．2000 年から 2004 年にかけて起こった放射線治療の過剰照射や過少照射などの誤照射事故報告は，医療関係者に大きな反省を促しつつ，認定制度発足の原動力となった．2000 年は，放射線治療を担務する技師にとって明と暗 2 つ事象が存在した年であり，技師の専門性を考えさせられるパラダイムチェンジの時でもあった．

3. 放射線治療の精度保証に関わる認定機構の設立と活動

上述したように 2000 年頃から相次いで放射線治療過誤照射事故が端緒となり，放射線治療に関する 2 つの認定機構が設立された．表 2 に放射線治療品質管理機構の放射線治療過誤照射事故調査報告を示す[13]．

表 2　医学放射線物理連絡協議会が調査するかまたは報告を受けた放射線治療の誤照射事故

病院	公表日	事故の期間	事故内容	対象患者数
A	2001.4	1998.7-2000.12（2年半）	くさび係数の入力ミス	過剰照射 (23名)
B	2002.7	2000.6-2002.7（2年半）	くさび係数の入力ミス	過剰照射 (12名)
C	2003.10	1995.4-1999.10（4年半）	担当医師と技師の線量評価の相違	過剰照射 (276名)
D	2004.2	2003.11まで（4年半）	照射野係数の入力ミス	過小照射 (31名)
E	2004.3	2003.2-2004.3（1年余）	RTPsの操作の誤り (トレイファクター有りとして計算)	過剰照射 (25名)
F	2004.4	1999.3-2004.4（約4年）	線量測定ミス	過小照射 (256名)
G	2004.5	2003.9（2日間）	RTPsの線量回数入力ミス	過剰照射 (1名)
H	2004.5	1998.9-2004.5（約5年半）	くさび係数の入力ミス	過剰照射 (111名)

これらの誤照射事故は，関係者に放射線治療システムの中に潜む危険性を認識させたと同時に増加傾向にある放射線治療患者の期待に対する不信感につながった．当時，放射線治療に関連する 5 つの学会および団体(日本放射線腫瘍学会，日本医学放射線学会，日本医学物理学会，日本放射線技術学会，日本診療放射線技師会)で医療事故に関する調査および防止対策についての検討が行われた．放射線治療の医療事故の根本的原因の究明と対策に関して，当該団体代表者で検討さ

れ，「放射線治療における医療事故防止のための安全管理体制の確立に向けて」[14]が提言され，放射線治療品質管理士制度設立を目的とする放射線治療品質管理機構(以下，QCRT)が 2004 年 10 月に創設された．誤照射事故の原因は，品質管理の不徹底，スタッフの教育，訓練不足，スタッフ間の連携の問題などが挙げられているが，放射線治療に携わる技師の専門職としての重要性も問われた．当時，JASTRO の認定技師制度の他には，日本診療放射線技師会(以下，JART)の放射線治療技能検定 2 級の認定制度があり，それぞれ独立した形で行われていた．また，日本放射線技術学会(以下，JSRT)では診療放射線技師の将来として Super Technologist 制度(ST 制度)の理念が打ち出され，各診療業務の専門性に向けての検討がなされていた．これらの制度は，目的に若干の違いはあったものの，放射線治療の質の向上と維持や診療放射線技師の教育を共通の目的としていた．このような状況下で，JASTRO，JSRT，JART の 3 団体は，2005 年 3 月に創立評議委員会を開催し，日本放射線治療専門放射線技師認定機構(以下，RTT)を設立した．

放射線治療品質管理士は，品質管理を行う能力と経験を有する者を認定するための所定の講習会と認定試験に合格することが必要で，受験資格として放射線治療の実務経験が2年以上で且つ放射線治療品質管理業務を1年以上従事していること，ならびに医学物理士または専門技師の資格を持つものとなっている．毎年2会場に分けて講習会を実施しているが，2020年の新型コロナ感染以降は，WEBによる講習会で対応している．新規講習者は，機構が定めるすべての講習を受講し，試験に合格することを必須とする．また，講習会時に示されるレポート課題を一定期間内に提出しなければならない．これらレポート課題は，認定機構の資格審査委員会が中心となって審査を行い，疑義のあるレポートは個別に対応している．放射線治療品質のあり方の基本は「放射線治療における医療事故防止のための安全管理体制の確立に向けて」[14]の提言を引き継ぐとともに，2022年にありかた委員会(委員長：白土博樹先生)が報告した「放射線治療における品質マネジメント(提言2)」[15]をもとに，現代の放射線治療品質管理の在り方を各施設で考え，進歩し続ける放射線治療の医療事故を未然に防ぐ体制，人材を育てていくことを目指している．

RTT による治療専門技師の認定試験は，認定教育セミナーと組み合わせて行われる．認定後は，5 年ごとの更新となっており，5 年間の放射線治療に関わる診療実績や機構の定める認定単位を 20 単位以上必要とする．認定試験は，専門基礎領域(択一式)と統合領域の 2 科目で行う．認定教育セミナーは試験前日に開催され，受験者以外の受講も可能で毎年 300 名前後が受講している．2005 年の設立時は，JASTRO，JART，JSRT の各認定者 302 名が治療専門技師認定者に移行した．機構主催における第 1 回目の認定試験は，2005 年 8 月東京医科歯科大学医学部附属病院で行われ 95 名が認定された．これまでに 15 回の試験を終え，2022 年 10 月 1 日時点での累計認定者数は 2222 名となる(表 3).

表３　日本放射線治療専門放射線技師認定機構の認定試験受験者数，合格者数の推移

開催年度	試験回数	受験者数	合格者数	合格率	累計認定者数
2005年3月	JASTRO、JSRT、JART認定からの移行者302名				302
2005年度	第1回	131	95	72.5%	397
2006年度	第2回	114	81	71.1%	478
2007年度	第3回	133	87	65.4%	565
2008年度	第4回	176	104	59.1%	674
2009年度	第5回	200	134	67.0%	810
2010年度	第6回	209	134	64.1%	948
2011年度	第7回	181	122	67.4%	1078
2012年度	第8回	180	116	64.4%	1206
2013年度	第9回	210	88	41.9%	1294
2014年度	第10回	245	144	58.8%	1438
2015年度	第11回	212	89	42.0%	1527
2016年度	第12回	219	138	63.0%	1665
2017年度	第13回	202	109	54.0%	1774
2018年度	第14回	222	114	51.4%	1888
2019年度	第15回	216	105	48.6%	1993
2020年度			中止		
2021年度	第16回	297	141	47.5%	2134
2022年度	第17回	219	88	40.2%	2222

RTT では，専門技師を目指す診療放射線技師の育成と認定後の専門放射線技師の教育を目的として教育事業にも取り組んでいる．上述した認定教育セミナーは,「放射線治療技術標準テキスト」[16]に基づき，専門放射線技師として必要な基本知識についての座学講習会である．実習型講習会は，2014 年から外部照射装置を使用した精度管理について, 2016 年からは治療計画立案・評価の実習型講習会を実施している．また，全国 13 地区の教育指導者(認定技師)によって各地区でも座学講習会や実習型講習会を行っている．2020 年の新型コロナウイルス感染によって, RTT 主催ならびに各地区における活動も困難な状況が続いている．その対応として，2022 年 1 月に RTT 統一講習会 ad hoc 委員会を立ち上げ，教育指導者の協力もいただき，2022 年 12 月より RTT 統一講習会(e-learning)を実施することとなった．本講習会は，放射線治療専門放射線技師認定者の卒後教育の一助になるとともに認定を目指す診療放射線技師のための教育も兼ねた内容となっており，今後も継続的な教育事業として展開していく予定である．

4. 放射線治療かたろう会の医療安全への取り組み

放射線治療かたろう会(以下, かたろう会)は，1982 年 7 月 31 日，大阪府立成人病センター(現，大阪国際がんセンターの前身)の放射線治療科の一室で誕生した．19 施設，33 名の参加者と記録されている．当時，大阪府立成人病センターの放射線治療科部長の井上俊彦先生の提案で，同センターの秦潔先生(当時，主任技師)が大阪府内の放射線治療施設に声をかけてかたろう会は発足された．かたろう会は，秦潔(大阪成人病センター)，菊地利邦(大阪大学)，竹田照夫(近畿大学)，大住隆(国立大阪病院)，磯部義秀(大阪労災病院)，尾崎新(大阪労災病院)，椎崎信彦(大阪市立大学)(敬称略)の 7 名が発起人となって立ち上げられた．かたろう会の設立趣旨は，学会などでは話せない，聞けない放射線治療に関する情報交換の場であり，装置の故障対応や患者設定のノウハウなどを中心とする情報交換が目的であった．また，放射線治療における医師との連携が重要であるため，各施設の見学を兼ねた開催ではその施設の放射線治療担当医，担当技師に発表を依頼する形式で行われ，会終了後はアルコール付きの情報交換会が定番コースであった．

かたろう会の参加者数，参加施設数は世話人の企画力と人的ネットワークによって参加施設数，参加者数は年々増加していった．その中で，放射線治療における過誤照射事故はかたろう会においても衝撃的なことであった．これらの過誤照射事故報告は，かたろう会での医療安全の取り組みの発端なり，その後のかたろう会の医療安全における継続的な活動が行われた．

医療過誤のうち約 50%が治療計画装置に関係するものであったため，世話人である南部秀和氏(近畿大学病院)が中心となってワーキンググループを立ち上げ,「放射線治療計画におけるリスクマネージメント」を 2010 年に発表した．その後もかたろう会における医療安全への取り組みは続けられた．主なものを表 4 に示す．2022 年の Dose Management Working Group は，2021 年 4 月 28 日に国際医療福祉大学病院のホームページに発表された過小照射報告を受けて立ち上げた WG であるが，世話人である谷正司氏(大阪急性期・総合医療センター)から即座に提案が上がり，五十野優氏(大阪国際がんセンター)を中心とする協力メンバーの行動力のもと，迅速なアンケート調査，ホームページによる情報発信，2022 年の JSRT 総会発表と活発な医療安全広報活動が行われた．かたろう会ではこれらの実績を次の世代に伝えるため書物などに形として残している．

表４　放射線治療かたろう会における医療安全への取り組み

発表年	報告内容
2010	放射線治療計画におけるリスクマネージメント
2012	IGRT　QA/QC　WG ver.1
2016	IGRT　QA/QC　WG Sup. Imaging Dose
2021	マーキングの標準化へ向けた WG Report
2021	災害時対応情報等事業ワーキンググループ
2022	Dose Management Working Group
	その他：新型コロナウイルス情報の発信

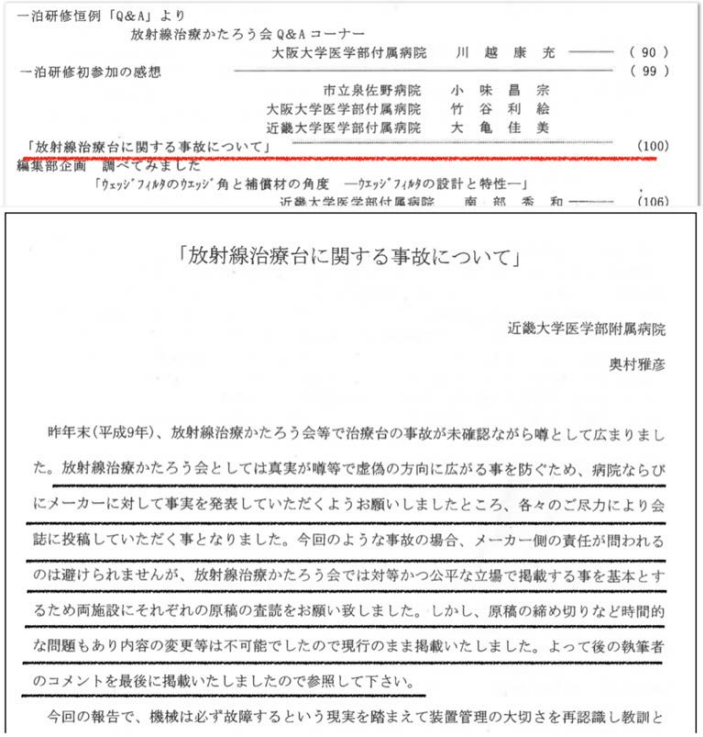
図２　放射線治療かたろう会ワーキンググループによる報告例

かたろう会の医療安全に関する活動は現在も継続中であるが，これらの取り組みの起点は，過誤照射が全国的に報告された 2000 年の 3 年前の 1997 年にすでにあった．全国的には，2000 年の放射線過誤照射事故報告を起点に，情報を公開する，医療事故をチーム・組織の視点から改善方法を検討していくという安全文化が醸成していくこととなった．しかし，1990 年代までの医療事故は，個人の責任が問われる傾向が大きく，そのため非公開となることが多い時代であった．

1997 年に放射線治療寝台に関する事故が，大阪の某治療施設で発生した．患者さんを乗せた寝台の昇降動作が制御不能となり，危うく患者さんを寝台とリニアックヘッドで挟みかけるという事例であった．ある日，井上武宏先生(大阪大学の放射線腫瘍学教授)から，「某病院で治療台が暴走する事故が発生した．かたろう会が調査し，事故原因を明らかにして今後の医療安全のための情報発信をしてほしい」という 1 本の電話があった．事故が発生した施設の技師も当然，かたろう会メンバーではあったが，事故に関する問い合わせや交渉は，当然，施設長レベルとの対応となる．現在であれば，まずは電子メールにてアポイントをとることになると思うが，当時，電子メールはないため，電話, FAX，手紙を使うのが一般的な通信手段であった．私は当時，何を考えていたのか記憶がないので説明できないが，事故報告をかたろう会誌に投稿していただくことのお願いとその諾否を書いた往復はがきを当時の技師長宛に送るという，非常に失礼な対応をとってしまった．当然のことながら，技師長からお叱りのお電話をいただく結果を招いてしまった(当

時の技師長にお会いすることは叶いませんが，若気の至り(当時 30 代)ということでもう一度謝罪したい). しかし, 技師長から, かたろう会の活動ならびに私の立場へのご理解を頂くことができ，一度会って話しする許可をいただくことができた．私は前代表の秦先生に同行いただき，一緒に伺うこととなった．私の当時の上司も何かを察したのか「奥村君，これを○○技師長に渡して，よろしくと伝えてください」と手土産をいただいたときは，陰ながら応援いただいていることに感謝した．

その後，病院関係者と会議や FAX のやり取りが幾度となく行われ，多くの関係者のご尽力とかたろう会世話人の協力のおかげで，かたろう会誌 3 号にて事故報告を行うことができた(図 3).


一泊研修恒例「Q&A」より
放射線治療かたろう会 Q&A コーナー
大阪大学医学部付属病院　川 越 康 充 ―― (90)
一泊研修初参加の感想 ―――――――――――――――― (99)
市立泉佐野病院　小 味 昌 宗
大阪大学医学部付属病院　竹 谷 利 絵
近畿大学医学部付属病院　大 亀 佳 美
「放射線治療台に関する事故について」 ―――――――――――――――― (100)
編集部企画　調べてみました
「ｳｪｯｼﾞﾌｨﾙﾀのｳｴｯｼﾞ角と補償材の角度　―ｳｴｯｼﾞﾌｨﾙﾀの設計と特性―」
近畿大学医学部付属病院　南 部 秀 和 ―― (106)

「放射線治療台に関する事故について」

近畿大学医学部附属病院

奥村雅彦

昨年末(平成9年)、放射線治療かたろう会等で治療台の事故が未確認ながら噂として広まりました。放射線治療かたろう会としては真実が噂等で虚偽の方向に広がる事を防ぐため、病院ならびにメーカーに対して事実を発表していただくようお願いしましたところ、各々のご尽力により会誌に投稿していただく事となりました。今回のような事故の場合、メーカー側の責任が問われるのは避けられませんが、放射線治療かたろう会では対等かつ公平な立場で掲載する事を基本とするため両施設にそれぞれの原稿の査読をお願い致しました。しかし、原稿の締め切りなど時間的な問題もあり内容の変更等は不可能でしたので現行のまま掲載いたしました。よって後の執筆者のコメントを最後に掲載いたしましたので参照して下さい。

今回の報告で、機械は必ず故障するという現実を踏まえて装置管理の大切さを再認識し教訓と

図 3　放射線治療かたろう会誌 3 号「放射線治療台に関する事故について」1998 年

当事の緊迫した事故報告はかたろう会 3 号を参照していただくとして，この報告内容から技師２名の瞬時における的確な判断と対応がなければ，取り返しのつかない大事故に発展していたであろうということ，事故後の適切な処理内容(現状維持と記録，報告)は存在しなかったであろう，ということは容易に推測できる．当時は，医療事故調査委員会などは存在しない．公開できたのは施設の当事者である担当技師の事故と医療安全に対する責任感と熱意であり，改めて敬意を表すとともに感謝したい．事故報告内容に関する当事者の言葉(かたろう会誌 3 号に報告された一文)を以下に紹介する．この事例を通じて，かたろう会の医療安全に対する活動が始まった．

- どのような装置であっても，故障をなくすことは不可能・・・全ての装置の緊急耐容を再研修
- 普段から安全側に立った操作を心がけることで，事故を最小限にできる．
- 必ずリスクが存在することを認識していれば，マニュアルにないような緊急時対応ができる．
- 今回，2名勤務であったこと，患者が38キロと軽く，同時に2名が揃って咄嗟の事故回避行動がとれたことが事故を防げた要因であった．
- 何か欠けていても最悪の事態になっていた．
- 今回，私たちは，医療に携わる者の責務として，患者の安全を再認識していただくために，ここにあえて情報を公開するものである．

かたろう会は，技師中心の研究会ではあるが，放射線腫瘍医との連携を常に図りながら，医学物理士，看護師，メーカーを含めたチーム医療研究会として活動を行っている医療安全と放射線治療技術を車の両輪とした研究会である．現在ではこのような研究会が全国に多く存在し活発に活動を行っている．研究会であるからこそ，その時代に応じたタイムリーで痒いところに手が届いた内容の座学や実機講習会が開催できる強みがある．研究会におけるネットワークや情報提供と共有の継続は，放射線治療を担当する技師教育に多大な貢献をしていることは論を俟たない．

5. 最後に

放射線治療における医療安全と精度保証について認定機構と放射線治療かたろう会を通して報告させていただいた．一昨年の過小照射事故報告が報告されたときの放射線治療を担当する技師諸氏の反応は，年代によって異なるものであったと聞いている．関連学会では講習会等で過誤照射に関する事例報告を継続的に行っているが，残念ながら過去の経験が活かされていなかったようである．今後も発展し続ける放射線治療において，物理的技術的知識の継続的教育は当然であるが，安全な放射線治療体制を構築するための業務組織のあり方，必要人員数，責任の所在そして教育／研修を各施設でどのように進めて行くかが肝要である．

照射を担当する診療放射線技師は日々の患者の肉体的・精神的変化を察知しなければならない立場にある．その変化が照射精度や治療結果にどのように影響するのかを的確に判断し，医師，看護師に報告するとともに，日々の照射精度の保持，改善のための対応を常に心がけなければない．その毎日の判断と心がけが，医療安全と精度保証に最も重要なことかもしれない．

文献

1) JIRA(社)日本画像医療システム工業会 : 歴史で見る医用画像の歩み : 代表的な医療機器の歴史, 放射線治療装置(http://www.jira-net.or.jp/vm/aetas.html)
2) 日本医学放射線学会物理部会編 : 放射線治療における 60Co ガンマ線および高エネルギーX 線の吸収線量の標準測定法．1972，通商産業研究社，東京
3) ICRP Publication 76．Protection from Potential Exposures - Application to Selected Radiation Sources.ICRP 27 (2).1997
4) 放射線治療部会誌 Vol.35(1)，日本放射線技術学会放射線治療部会，2021
5) 日本放射線腫瘍学会(研究調査委員会)，外部放射線治療装置の保守管理プログラム，1992，通商産業研究社，東京
6) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギーX 線および電子線の吸収線量の標準測定法．1986，通商産業研究社，東京
7) G. Kucher et al., “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40”, Med. Phys. 21, 581-618, 1994
8) IEC 60976 : Medical electrical equipment-Medical electron accelerator-Functional performance characteristics，1989
9) 奥村雅彦，現場における保守管理の進め方―当院における管理プログラム実施の状況―，日本放射線技術学会雑誌，50(6)，1994
10) 奥村雅彦，外部放射線治療装置の保守管理プログラム・指定発言，日本放射線技術学会雑誌，49(11)，1993
11) K. Otto, “Volumetric modulated arc therapy: IMRT on a single gantry arc”, Med. Phys. 35, 310 - 317 ，2008
12) 奥村雅彦，西村恭昌，他．近畿大学における IMRT の精度保証，日放腫会誌，15，29−36，2003
13) https://www.qcrt.org/common/pdf/accident_report.pdf
14) https://www.qcrt.org/common/pdf/safe_final.pdf
15) https://www.qcrt.org/common/pdf/teigen2.pdf

Multi-scale technology

株式会社 川口電機製作所
竹内　清

現在，放射線治療分野では，さまざまな開発や研究が盛んに行われています．特に，日本発のソフトウェア，ハードウェア開発は日進月歩の勢いのため，現場の治療担当技師は情報収集に奔走していると思います．そこで，メーカーの技術情報を紹介していくコーナーを企画しました．

1.　はじめに

放射線治療装置から照射される放射線の測定はチェンバーと電位計が用いられています．治療において，正常な人体組織を保護するために照射野を小さくする傾向にあり，電離電流が小さくなり微小電流に適応する高精度の電位計が要求されてきています．

本稿では，これらの要求に応えるべく国立研究開発法人産業技術総合研究所の放射線標準器用の計測器として使用されている弊社製の振動容量型電位計 MMAII-17E の技術を活用して開発し製造している電位計“sakuraProof”と電位計の品質管理に用いることができる簡易電流発生器(SCG002)について紹介させて頂きます．

2.　電位計の測定回路

電位計の代表的な測定回路は，日本医学物理学会(JSMP)より発行されました「放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン」[1)](以下，電位計のガイドライン)に記載されているように，①電荷蓄積方式　②電流積算方式　③自動放電方式　の 3 種類があります．それぞれの方式には個々の特徴や利点，欠点があります．電位計を開発しているメーカーはいずれかの方式を採用していますが，測定回路の利点を生かしたり欠点を補うために回路やソフトウェアに工夫を凝らした電位計を開発しています．代表的な回路(フローテッド入力)例を図 1 に示します．

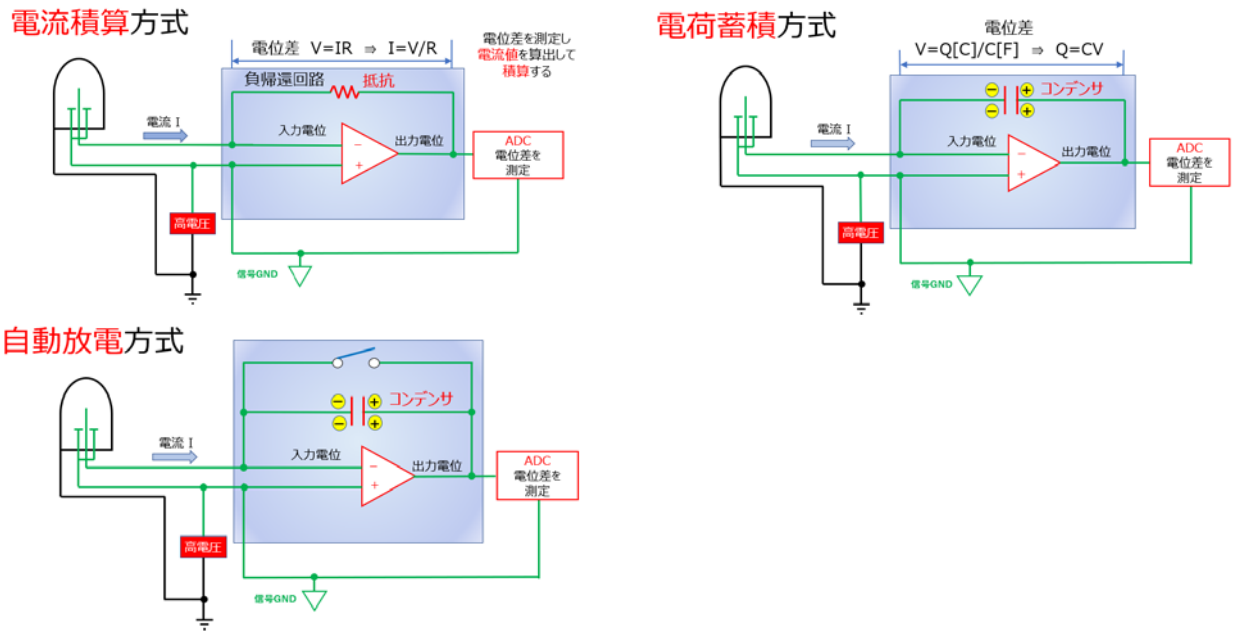


図1　測定回路の例

3. 増幅回路と改善

3.1 ロックインアンプと振動容量

測定する電流信号を一旦，交流信号にする(変調する)ことで容易に増幅することができ，増幅した信号を再び直流に復調(位相検波)という方式によりノイズの多い環境から本来測定したい信号を取り出し，最終的に指示値として表示させます．このような増幅回路は“ロックインアンプ”と呼ばれています．

このロックインアンプにおいて“交流信号にする”回路として振動容量を採用した計測器は，真空管を用いていた計測回路でも採用されていた方式です．

弊社の電位計“sakuraProof”では，オペアンプの前段に「振動容量(コンデンサ)」を付加し，直流の電離電流を交流に変調して増幅し，復調して信号を取り出す回路を採用しています．信号に乗っているノイズも一緒に増幅されますが，復調する際に変調した周波数成分のみを抽出するので，これ以外のノイズ成分は除去されます．ノイズに強いロックインアンプの構成において，その変調方式として，機械的振動により静電容量を変化させるコンデンサを用いることで絶縁性の極めて高い変調を可能としています．図２に振動容量型電位計の基本回路，図３に振動容量(コンデンサ)の基本構造を示します．

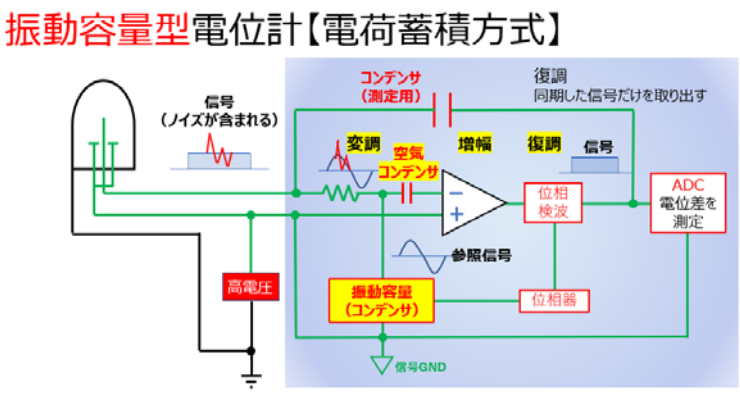


図2　振動容量型電位計の基本回路

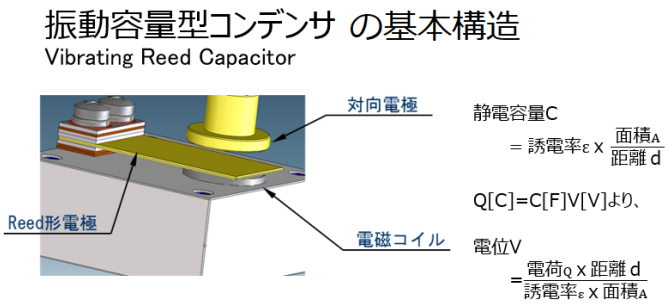


図3　振動容量(コンデンサ)の基本構造

3.2 空気コンデンサ

微少電流測定に用いられる電位計の回路は極めて高い入力抵抗のオペアンプを用いて構成されますが，それでもオペアンプの入力端子を流れる暗電流が存在します．振動容量型電位計では，オペアンプの入力端子の前段に空気コンデンサを挿入することにより，極めて少ない暗電流を達成しています．(空気は絶縁抵抗が一番大きいため，この効果が高く出ています)

電位計“sakuraProof”では小容量の電離箱の信号電流 20pA に対して暗電流は 0.04%以下を実現しています．

4.　電位計“sakuraProof”の特長

1)簡単操作

一般的に測定機器には多数の操作ボタンがあり，名称の意味も分かりにくいので，操作マニュアルをよく理解しなければ正しい測定はできません．

この問題を解決するべく発想を転換し，分かりやすいメニューを用意できるパソコンで操作を行う事としました．測定器本体には表示部や操作ボタンを用意せず，操作から記録までの一連の作業すべてをパソコンで操作を行います(図 4)．操作メニューはウィザード形式を採用し，メニューの質問に答えながら操作をするので操作マニュアルを理解しなくても簡単に，スムーズな操作が可能となりました(図 5)．

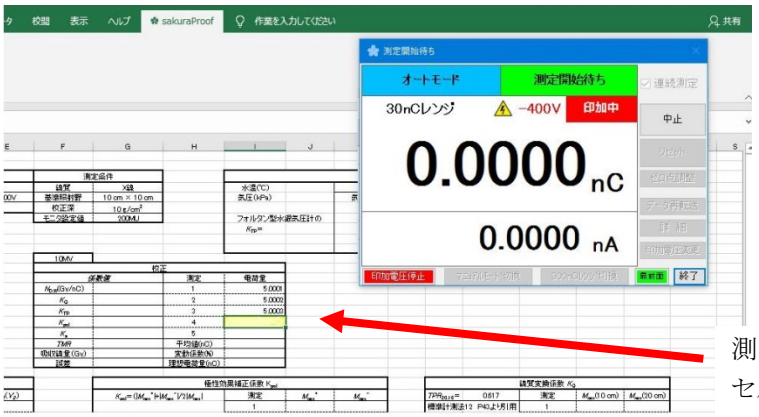
図4　sakuraProof　本体と操作用PC

(ディテクタの選択)　(オートモードの測定開始待ち)　(マニュアルモードの測定開始待ち)

図5 代表的な画面例

2)測定値の自動入力

測定した数値は自動的にエクセルシートへ記入されことによって，作業者が測定値を読み，パソコンに打つ際に発生しやすい記入ミスを防止しています(図 6)．さらに，わかりやすいメニュー構成，自由度の高い図や表を表示することができ，ケアレスミスを排除することが可能となっています．



測定値がExcelの指定セル内に自動で入力

図 6　Excel の画面例

3)安定性

本体とパソコンとは Bluetooth または USB で接続し，さらに本体サイズは A4 用キングファイルと同等にしましたので，操作室の狭い場所でも，より自由な位置に配置することが可能となりました．これによって，エアコンの冷温風による電位計への温度影響，人体からの誘導ノイズの影響，電離箱ケーブルの無理な引き回しによる摩擦電気効果やケーブル劣化等々のリスクを軽減することが容易となりました．

4)ログファイルによる測定状況の考察

測定中は，パソコンの記憶装置(HDD 等)にログファイルが作成されています．ログファイルには，時間，測定電荷等の値が記録されており，それらの値を基に“電流”，“電荷”をグラフで表すこともできます．例えば，測定値がおかしいと思われた場合にグラフ化したそれらの値を考察することにより，トラブルの状況を確認し原因の考察等に利用することができます．

同一条件で複数回測定した時に測定値のバラツキが大きく測定された事象がありました．ログデータを使用して，この時の測定状態の確認を行いました．

図 7　にログファイルデータをグラフ化した例を示します．左図は正常時の電流と測定電荷のグラフ，右図は異常が発生した場合の例になっています．このグラフからは電流波形に異常が見られ，測定電荷量にも影響が出ていることがわかりました．治療装置や電位計の異常とは考えられませんでしたので操作室と治療室に敷設された延長ケーブルを交換したことにより本現象は解消しました．このようにトラブルの解決にも利用できることがわかりました．

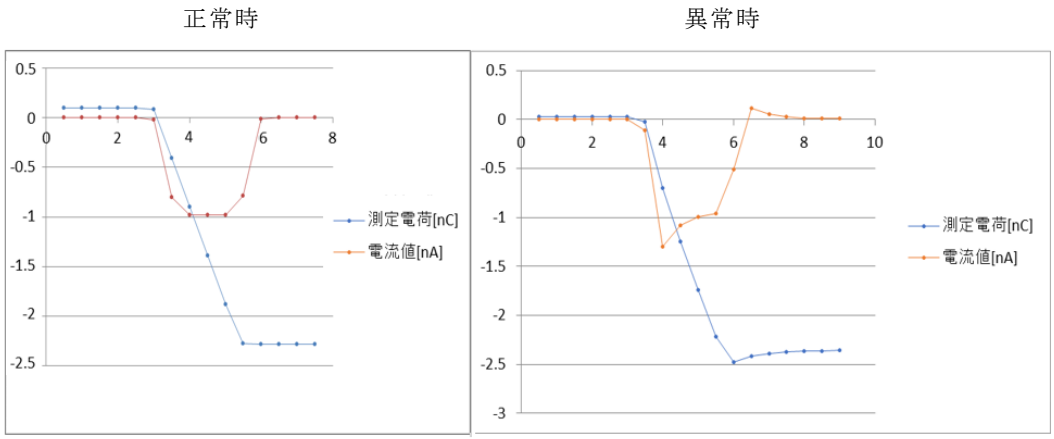


図 7　治療装置 30MU 照射したときのログファイルデータをグラフ化

5)電位計ガイドラインの適合

電位計ガイドラインの「適合状況」は２種類あります．

・レベル A(適合)：電位計の性能要件において，要求される入力電流，入力電荷の範囲の全てにおいて性能要件を満たす電位計
・レベル B(部分適合)：電位計の性能要件において，要求される入力電流，入力電荷の範囲の一部の範囲において性能要件を満たす電位計

弊社の電位計“sakuraProof”は，High レンジが無いために“レベル B(部分適合)”となっております．

放射線治療における重要な計測に用いる電位計は，適合状況がレベル A またはレベル B をもちいることが望ましいとされています．実際に測定する値によりレベル A または B の電位計を選定すれば問題が無いと考えます．

5.　簡易電流発生器(SCG002)

電位計のガイドラインでは，ユーザーによる電位計の点検を年 1 回実施することを推奨しています．ユーザーによる点検は，今現在は治療装置とチェンバーを使用する方法で行われています．ここに紹介する簡易電流発生器(SCG002)を使用すれば，治療装置とチェンバーを使わずに電位計の点検を行うことが可能になります．但し，電位計のガイドラインには，このような電流源を使用しての点検方法の記載はありませんので注意してください．

電位計のガイドライン内に記載されています点検項目の，“繰返し性”，“感度変化”，“非直線性”，“電荷漏れ”(電荷蓄積方式の電位計)等の試験の電流ソースに使用することができます．

主な特徴としまして，小型・軽量・安定した電流供給源として乾電池の採用等です．但し，乾電池を使用していますので時間経過とともに電圧が下がってきます．このことより，電流を絶対値として供給する装置ではないことに注意が必要です．

簡易電流発生器の接続例を図 8 に示します．接続ケーブルは延長ケーブルを使用しています．PTW M type コネクタの電位計には，M-BNC 変換ケーブルを使用して接続することができます．

図 8　簡易電流発生器と接続例

簡易電流発生器の主な仕様を図 9 に示します．

仕様

型番	SCG002
電圧源	単 5 アルカリ乾電池（1.5V）
高抵抗器	1GΩ、10GΩ　　※注文時カスタマイズ可能
出力電流値	H：約±1.5ｎA　（乾電池 1.5V、高抵抗器 1GΩ） L：約±0.15ｎA　（乾電池 1.5V、高抵抗器 10GΩ） ※電池の電圧により変化します
設定タイマー範囲	1～999 秒　1 秒単位
測定繰り返し精度	±0.1％以内　　（タイマー繰り返し精度）
高電圧保護機能動作範囲	±20～500V 閾値：約±15V 、 最大定格：±500V
コネクタ	2 ラグトライアキシャル BNC（プラグ）　※1
電源	DC5V　（USB タイプ C コネクタ）
通信規格	USB2.0
本体寸法	82mm×94mm×24mm　幅×奥行×高さ　（コネクタ部除く）
重量	約 242ｇ　（ケーブル類を除く）
その他	専用アプリソフトウエア添付　（Windows10、11 用）

※1　グランデッド入力の電位計を接続時、間違って印可電圧をかけた場合は感電に注意してください

図 9 簡易電流発生器の主な仕様

● 非直線性の測定例

電位計“sakuraProof”と簡易電流発生器を接続して非直線性の試験を実施した測定データ例を図 10 に示します.

sakuraProof　300nC レンジ
簡易電流発生器　Highレンジ

非直線性試験

sec	1回目　nC	2回目　nC	3回目　nC	平均
1	1.5935	1.5936	1.5943	1.59380
3	4.776	4.776	4.7768	4.77627
5	7.9554	7.9562	7.957	7.95620
10	15.9085	15.9101	15.9093	15.90930
30	47.7149	47.7172	47.7172	47.71643
50	79.5159	79.5197	79.5205	79.51870
80	127.2024	127.2101	127.2132	127.20857
100	158.9865	159.0034	159.0064	158.99877

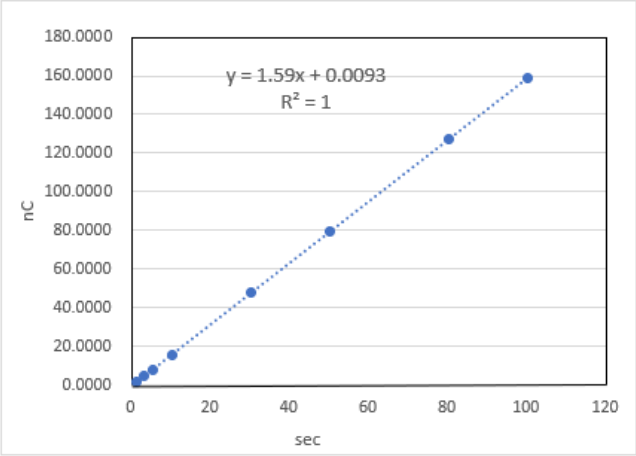


図 10　非直線性試験の測定値例とグラフ例

この試験結果より, R^2 が 1 なので限りなく直線になっていることがわかります.
また, 100sec 時の測定値(フルスケールの約半分)と 5sec 時の測定値(最小有効指示値付近)に着目して非直線性を算出すると約 0.08%となり, 電位計のガイドラインの±0.2%以内の条件を十分にクリアしていることがわかります. このように非直線性の試験に使用できることが確認できます.

※ 非直線性の算出：　r5=7.9562/5=1.59124
r100=158.99877/100=1.58999
非直線性=100*((r5/r100)-1=0.079　→　約 0.08%

● 繰返し性の測定例

測定データ例を図 11 に示します.

同じ条件で 10 回測定した場合の CV 値が 0.0034% となりました. 電位計のガイドラインでは相対標準偏差で 0.1%以内となっているので, 繰返し性の試験に使用出来ることが確認できます.

また乾電池を使用していますが, 短時間での繰返し測定においては, 電池電圧の変動は無視できるほど小さく, 繰返し測定の結果に影響を及ぼさないことも確認しています.

sakuraProof　300nC レンジ
簡易電流発生器　Highレンジ
10秒間

繰返し性試験

n	nC	
1	15.9124	
2	15.9108	
3	15.9117	
4	15.9116	
5	15.9124	
6	15.9108	
7	15.9117	
8	15.9116	
9	15.9116	
10	15.9116	
平均	15.91162	
CV	0.0034%	0.1%以下

図 11　繰返し性の測定値例

6. おわりに

電位計“sakuraProof”は，測定方式の 1 つである“電荷蓄積方式”を採用しています．さらに，測定回路内に“振動容量”を組み込みましたロックインアンプ回路の採用および“空気コンデンサ”を組み込むことにより，微小電流測定に有効な回路設計を行っています．

PC ソフトにより制御され，操作メニュー画面の表示や問いに答えながら進めて行く簡単な操作方法を採用するなど，ケアレスミスやヒューマンエラーをできるだけ防げるような設計に努めております．

現在の仕様では, 30nC レンジ(L)および 300nC レンジ(M)の 2 つの電荷測定レンジとなっており，主に医療用リニアック装置の線量測定向けになっていますが，高線量率の密封小線源治療装置などにも対応すべく，電位計のガイドラインで求められている 50μC(予定値)までの電荷測定ができるように“High”レンジの機能を開発中です．

電位計の品質管理は重要ですので，関連した機器の開発等に努めて貢献していきたいと思っております．

今後，放射線治療における信頼性を向上させるために，分解能の向上と測定の不確かさを小さくしていくように，新しい装置を開発し続けたいと考えます．

謝辞

電位計の開発時に，国立研究開発法人産業技術総合研究所　放射線標準研究グループ　清水森人先生に技術的な支援をしていただきました．心より感謝いたします．

簡易電流発生器の開発時に，公益財団法人がん研究会 有明病院　放射線治療部の放射線技師様に，共同で検証試験をしていただきました．心より感謝いたします．

参考文献

1)日本医学物理学会 計測委員会 電位計ガイドライン WG：放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン
2)竹内　延夫：ロックインアンプとその応用
3)高木　栄一：振動容量型超微小電流計とその応用
4)JIRA テクニカルレポート：「振動容量型」を採用した放射線治療装置用電位計

第 50 回秋季学術大会(東京)

放射線治療 座長集約

放射線治療（外部照射）照射技術 1（演題番号 66-70）

66　放射線治療時の姿勢の保持と再現性の向上を図り，吸引式固定具（Vac-Lok）に補強材を追加し，固定具の設置方法を工夫した独自のセットアップを考案され，そのセットアップ精度を治療時の位置照合の変位量から評価した演題であった．本研究では，Vac-Lok を常に治療寝台の同じ位置に設置するための照合用治具と，Vac-Lok の使用で生じる型崩れを防ぐための補強用治具を開発している．本研究で考案したセットアップを実施すると，位置照合の変位量が 5.27±2.32 mm であることが示された．従来のセットアップ方法との比較が無いため，本法の有用性には疑問が残るが，セットアップ精度の向上を目指した素晴らしい取り組みである．本研究では頭尾方向のみの評価であったので，左右，腹背方向への変位量，さらには回転方向の変位量についても追加で評価していただき，本法のセットアップ精度の続報を期待したい．

67　乳房の放射線治療において，独自に工夫された吸引式固定具（Vac-Lok）を用いて，着衣のままセットアップした際の位置精度を，治療時の位置照合の変位量から評価した演題であった．Vac-Lok の工夫とセットアップ精度の評価方法は演題 66 と同様であった．本研究においてもセットアップの精度を頭尾方向のみから評価していたが，乳房の接線照射では roll 方向の回転量も重要になると考えるので，多方向からセットアップ精度の評価をお願いしたい．乳房の治療時に着衣のまま行うことに関しては様々な意見があると思うが，患者からのニーズは高いと考える．着衣での治療は，衣服によって皮膚が引っ張られてしまうことや，腕を挙上する際に制限がかかることなども考慮すべきであり，セットアップ精度に加えてこれらの課題についても検討を加えていただきたい．

68　前立腺 IMRT を実施した患者を対象に，尿意切迫感の有無によるセットアップエラーを毎治療で撮影される CT 画像から評価した演題であった．本研究では，患者を尿意の強さで 3 群（切迫感あり，尿意はあるが切迫感はなし，尿意なし）に分類し，日々の CT 画像から左右骨盤骨，恥骨結合，尾骨から前立腺中央の石灰化までの距離を計測して，左右方向と腹背方向への変位量を評価している．治療期間の前半と後半ではほとんど変化がないが，尿意切迫群においては，治療後半になると腹側へ 2 mm 程度変位することが示された．本研究では尿意切迫感による位置変位量の評価に留まっているが，変位があった場合の線量の

変化を併せて評価することで，その変位量が有意か否かを示せると考える．尿意切迫感は治療を実施する上で回避できない課題であるため，位置変位があった場合の線量の変化を評価していただき，具体的な対策案を含む続報を期待したい．

69　動物（犬，猫）を対象とした放射線治療において，専用のバイトブロックと吸引式固定具を用いたセットアップ精度を，治療装置に搭載されている EPID にて位置照合を行い，その変位量から評価した演題であった．本研究では，犬と猫の頭部，頭頸部，胸腹部，骨盤，椎体の各部位におけるセットアップ精度を評価している．その結果，セットアップの精度は全ての部位において 1.5 mm 以内であることが示された．犬や猫は人間と比べて小さいので，照射野も当然小さくなるためセットアップの精度とマージンの設定が重要になると考える．本研究では 386 匹の犬と猫を対象にしており，多くのセットアップエラーを蓄積されている．このデータを元に，動物種ごとまたは部位ごとにマージンを検討していただき，獣医療における放射線治療のマージンについて報告をお願いしたい．

70　前立腺 IMRT で位置照合に用いる CBCT 画像から，深層学習の各ネットワークにより直腸内の状態を分類し，その精度を各ネットワークで比較した演題であった．前立腺 IMRT において，直腸内にガスや便が残存する場合の対応について明確な基準がないため，深層学習をその基準に代替することは有意義であると考える．本研究では直腸が明らかに拡張している症例と全く拡張していない症例を，教師あり学習と教師なし学習で分類している．その結果，教師なし学習の Auto-Encoder が最も分類精度が高いことが示された．一方で，直腸の拡張がガスによる場合でも便による場合でも同等に分類できるかという疑問が残る．本研究のように不要なものを検出する場合，偽陽性（正常だが直腸が拡張と判定）は安全側の判定となり問題はないが，その逆のパターン（直腸が拡張しているが正常と判定）が課題と考える．引き続き検討していただき，直腸内の状態を分類できる実用的なネットワークの構築を期待したい．

岩井 譜憲（群馬パース大学）
富田 哲也（筑波大学附属病院）

放射線治療（外部照射）その他（演題 71-73）

71 演題取り下げ

72 本報告では，IGRT に関する第三者品質管理活動を行うために独自のファントムと解析プログラムを作成し，このプログラムの解析精度の検証を実施していた．自作ファントムは 10 cm ×10 cm ×10 cm の立方体，模擬腫瘍は直径 1.8 cm のタフボーン球であり，治療計画装置の不均質補正に関する調査のためにタフラングとタフウォータも内蔵されていた．自作解析プログラムは，取得した EPID 画像を用いて照射野中心と模擬腫瘍中心との 3 方向

（SI・RL・AP）のズレ量を自動算出するものである．ファントムを 3 軸それぞれに既知の距離移動をしてズレ量を計測し，2 mm 移動時の RL 方向の移動量の差が最も大きい結果であった．この差はビーム軸の傾きの影響により移動量が増えると差が増加する可能性があるとの考察であった．差は 1 ピクセル（0.448 mm）以内に収まっていたため第三者品質管理活動を実施する上で十分な解析精度が担保されていると判断された．IGRT の幾何学的な精度が第三者によって評価されることはとても有意義である．今後も研究を継続して頂き，位置精度に加え，CBCT の線量評価などへの用途拡張等の検討もお願いしたい．

73 本報告は，「放射線治療かたろう会」内の WG「わかば会」において，新型コロナウイルス感染症の感染拡大に伴い対面での実機講習が困難となったことから，X 線や電子線のモニタ校正のための教育用動画を作成し，それらを用いて初学者向け Web 講習会を行った成果についての報告であった．作成された動画は，参考文献や式の説明等に関するものと，実機での測定風景を収めた動画の 2 つであった．また，受講者に対して理解度・満足度・講義時間について 5 段階リッカート尺度によるアンケート調査も実施された．理解度と満足度はともに 4 以上と高い評価で，講義時間も適切であったと評価された．新型コロナウイルス感染症防止の観点から今後の Web 講習の実施方法や在り方について多様性が求められており，このような評価は貴重である．今後の講習会開催のために参考になる発表であった．

岩村 航平（昭和大学江東豊洲病院）
佐々木 浩二（群馬県立県民健康科学大学大学院）

放射線治療（外部照射）照射技術 2（演題 86-91）

86 前立腺に対し複数回治療計画用 CT を撮影し，前立腺変位量から予測モデルを構築．放射線治療時における前立腺変位量の系統的誤差要因について検討した内容であった．前立腺は力の入り具合はもちろん，直腸ガスの存在や呼吸性移動により動く臓器であり，前立腺変位量の評価は PTV マージンなどに寄与するため臨床的意義は大きい．作成した予測モデルでは治療計画用 CT の撮影回数が多いほど変位量の予測精度が向上すると報告があった．しかし，患者の被ばく線量が増加するという懸念がある．今後は過去に診断用として撮影した CT 画像や MRI 画像を代用として用いることで予測モデルの精度を向上させることが可能か検討していただきたい．

87 4DCT 画像の各位相における肺体積の変化と肺腫瘤及び金マーカーの呼吸性変位量から予測モデルを構築し，肺定位動体追跡照射（動体追跡照射）の追跡精度や特性を評価した報告であった．金マーカーを用いた動体追跡照射では，前提として肺腫瘤と金マーカーの動きの相関性が高い事が求められるが，両者の位置関係によっては相関性が低い場合もある．従来の肺腫瘤と金マーカーの位置だけでなく，肺体積も予測モデルに組み込むことで，追

跡精度の向上が可能となった．結語でも述べられていたが，金マーカーを用いないMRガイド下での放射線治療などのシステムへの一助になる可能性が示唆され，大変有用な研究と思われる．動体追跡照射は照射法として優れているが，肺腫瘤や金マーカーとの相関，予測モデルの評価が非常に重要であり，照射精度向上のため今後さらなる検討をお願いしたい．

88 肺定位動体追跡照射（動体追跡照射）において肺腫瘤と金マーカー間の距離と呼吸性移動量の関係について4DCTを用いて評価した報告であった．動体追跡照射は肺腫瘤と金マーカーの呼吸性移動が一致していることが重要である．しかし，相関が低く，両者の動きが一致しない場合，不適切な位置での照射や照射時間の延長などが起こる事から，動体追跡照射に不適切な金マーカーの選択は避けるべきである．今回の検討では肺腫瘤と金マーカー間の距離と位相差に相関はなく，患者個々の肺腫瘤と金マーカーの呼吸性移動の変位誤差により照射位置の変化や照射時間の延長が生じる結果となった．引き続き研究を行い，動体追跡照射に関する高精度化の足がかりになることを期待する．

89 呼吸性移動対策にはさまざまな手法が存在するが，そのうちの一つに動体追跡照射法がある．本研究は，動体追跡システムであるSyncTraX FX4（SHIMADZU社製）を用いてオフアイソセンタに存在するマーカ照合を行った際の照射位置精度について報告している．同システムは，4式のX線管とフラットパネルディテクタの組み合わせで4パターンの照合が可能となっている．中心に直径5 mmの球形マーカ，中心から3 cm離れた位置にコイル型のマーカを封入した自作ファントムを動体ファントム上で動かしてWinston Lutz試験を実施した結果，ノンコプラナー照射も含めた全ての条件下で0.7 mm以下の精度が得られたとのことであった．一方，各パターンで得られた結果に異なる傾向が認められ，マーカ形状によっては誤差要因になる可能性もあることが示唆された．パターン毎にテンプレートを更新することも可能とのことであったが，実臨床では都度マーカの見え方が変化する可能性もある．システムの複雑化に伴い検証すべき項目も増えることを示唆する報告であった．

90 深吸気息止め照射(DIBH)は，左乳癌の術後照射において心臓線量を低減させるために広く利用されているが，肺癌に対してもその有用性が報告されている．息止め法ではいかに再現性を高められるかがポイントになるが，それに加えてその状態が照射中に維持できているかを確認できることが望まれる．本研究ではEPIDを用いたin-vivo dosimetry（IVD）を行うことで腫瘍位置再現性の評価を試みている．VMATによるSBRTを施行した肺癌5症例130 arcに対し，EPIDから求めた2D測定線量と計画線量のガンマ解析を行った結果，97.7%でガンマパス率90%以上を達成できたとのことであった．結論としてEPIDを用いたIVDは肺癌DIBHでの腫瘍位置再現性評価に有効としていたが，透過線量に影響を及ぼす因子は腫瘍の位置再現性だけとは限らないため，今回の結果のみからそう結論付けるのはやや飛

躍している感は否めない．腫瘍因子（サイズ，性状，局在など）によっては位置ズレと透過線量の変化は必ずしも相関しない可能性もあると考えられる．EPID を用いた IVD は有効な手段の一つであり検討する意義は大きいため，さらに踏み込んだ検討を継続していただくことを期待したい．

91 近年，難治癌の代表である膵臓癌に対して SBRT，IMRT，粒子線治療といった高精度放射線治療が行われるようになっており，投与線量増加による治療成績の改善が期待されている．膵臓癌は，周囲にリスク臓器が近接して存在しているため，正確なターゲッティングが非常に重要となる．本研究では膵臓癌 SBRT の位置照合として複数回に分割して息止め CBCT 撮影を行った場合の画質改善について検討している．その結果，これまで利用していた 4D-CBCT に比べて照合精度を保持したうえで画質改善を図ることができたとのことであった．画質評価を膵，肝，腎，大動脈を対象として実施していたが，臨床的に最も重要なのはターゲットである腫瘍と胃，十二指腸，小腸の識別と考えられる．これらは症例により診断 CT 上でも識別が難しいことがあり，CBCT での位置照合では依然として限界があることも同時に示唆された．今回は 2 例を対象とした報告であったが，実際には解剖学的な個体差の影響が少なくないことから，解析症例数を増やしたうえでさらなる詳細な報告をお願いしたい．

小泉 優貴（がん研究会有明病院）
加藤 貴弘（福島県立医科大学）

放射線治療（外部照射）計測（演題 92-94）

92　放射線治療においては非常に多くの QA/QC が求められる．患者対応以外の時間に非常に多くのことをしなければいけないため,その優先順位や効率的な手法の開発が重要である．この報告は，アイソセンターの確認を特別な装置を用いずに簡便に，かつ短時間で行うというものである．スケール板の固定精度の誤差が加わり若干 SD が広がっているが，変異の方向の傾向も類似しており,すべて含めても 1 ㎜以内という目標値をクリアしており簡易法として時短の点から有益である.研究限界においてスケール板の補正の必要性を述べているが,最近の治療では CBCT 合わせによる IGRT が多いため利用頻度が低いかもしれないが,調整して更なる精度向上を期待する．

93　放射線治療における線量分布改善を目的に組織等価ボーラスが使用されているが，本報告ではボーラス材としては新しい真鍮材を用いた金属ボーラスの,光子線に対する特性を評価した報告である．金属による散乱線の影響により，密着している皮膚面では線量が増加することが以前より報告があるが，本報告においても同様に確認された．課題としては，光子線の計画用 CT を撮像する際にアーチファクトの影響や線量分布計算時における金属の評価が，本研究において評価されておらず，今後の検討が期待される．

94　電子線治療において，皮膚線量を増加させるために組織等価ボーラスが使用されているが，ボーラス材としては新しい真鍮製ボーラスを適用した際の，線量分布を評価した報告である．組織等価ボーラスと比較して，最大深が浅くなり水等価厚がエネルギーによって変化することが報告された．課題としては，過去の研究者の報告にもあるが，金属を透過することにより電子線のエネルギーが変化し,深部量分布の形状が変化することが懸念されている．また，光子線と同様に治療計画用 CT 画像を取得する際にアーチファクトの出現や，線量分布の計算が正確でなくなる可能性がある．

下郷 智弘（岐阜医療科学大学）
伊藤 照生（国際医療福祉大学）

放射線治療（外部照射）治療計画（演題 122-126）

122　前立腺癌に対する外部放射線治療では，直腸ガスの有無により線量分布が変化することが報告されている．本研究では，直腸ガスの有無による線量分布の変化を Eclipse に搭載されている 2 種類の線量計算アルゴリズム（Anisotropic Analytical Algorism: AAA, Acuros XB: AXB）により比較した．直腸の定義は治療計画時の直腸体積から 5 mm 拡張した領域とし，もとの直腸は密度を空気等価に置換した．計画標的体積および膀胱の線量変化は小さかったが，直腸の線量変化は大きかった（特に前壁領域）．線量計算アルゴリズムの相違として，AAA は AXB より直腸の線量を過大評価することが示唆された．前立腺と直腸ガスまでの距離により結果が変わる可能性があること，また，本研究の成果から臨床のワークフローを適切に見直すことの重要性がコメントされた．臨床の状況を反映した研究計画を再考し，さらに調査を進めていただきたい．

123　RapidPlan などの知識ベースの治療計画を安全に立ち上げるためには，closed loop 検証と open loop 検証が必要となり，煩雑な作業を伴う．本研究では，治療計画ソフトウェア（PlanIQ）を参照した高品質な治療計画を RapidPlan のデータベースへ登録することで，RapidPlan の効率的な立ち上げが可能かを検討された．PlanIQ を参照した前立腺癌の強度変調回転放射線治療計画を 30 症例作成し，データベースに登録された．Closed loop 検証では，データベースに登録した全症例の RapidPlan を作成し，open loop 検証では，データベースに登録されていない 20 症例に対して，PlanIQ を参照した治療計画と RapidPlan を作成した．Closed loop 検証では，PlanIQ を参照したデータベースの治療計画の品質が高かったが，RapidPlan との有意な差はなかった．また，Closed loop 検証は，PlanIQ を参照した治療計画よりも RapidPlan のほうが有意に高品質であった．以上より，PlanIQ を参照した RapidPlan の立ち上げは効率的であると結論付けられており，是非，論文化を進めていただきたい．

124　様々な治療法が用いられる昨今のがん治療おいて，放射線治療計画 CT 画像取得時の体内金属マーカや血管内塞栓物によるアーチファクトの影響を考慮することは重要である．本研究では肺動静脈奇形に対するコイル塞栓術を想定した模擬腫瘍を使用し，金属アーチファクト低減処理（SEMAR）の有用性を検討した．模擬腫瘍中心線量およびγ解析の結果より，SEMAR を適用することで線量計算精度の向上が期待できることが示された．一方で画像処理の適用によりアーチファクトの発生部位が変化することが示唆され，金属物質の形状や位置による評価など，更なる検討が期待される．より臨床に近い条件を想定した評価なども含め，更なる検討を進めていただきたい．

125　演題取り下げ

126　肝臓がん定位放射線治療では高精度な輪郭描出が必要とされ，MRI 画像を参照画像として利用する場合，金属マーカが腫瘍とともに明瞭に描出される必要がある．本研究では，腫瘍の描出能を損なわずに金マーカの識別を可能にするシーケンスの有用性を評価した．金属マーカを明瞭に描出できるエコー時間を用いて取得した 3D-T1 強調画像を用いて放射線治療医と医学物理士による視覚評価を行い，マーカ識別，腫瘍描出，全体的画質を評価した．視覚評価の結果より従来法と比較して腫瘍描出と全体的画質を劣化させることなく，金マーカの識別能を向上させることが可能であり，肝臓がんの定位放射線治療の計画用 MRI においての有用性が示唆された．課題として撮影時間が通常より長くなることがコメントされ，臨床利用に向けた撮像手法の最適化など，さらなる評価を進めていただきたい．

清水 秀年（愛知県がんセンター）

丸山 大樹（日本赤十字社医療センター）

放射線治療（外部照射）線量検証（演題 127-131）

127 この演題は、IMRT の線量検証に用いる 2 種類の分解能の異なる検出器（ArcCHECK および Octavious)を用いて相関関係を調べ，至適なガンマ解析の判定基準を検討したものであった.研究のモチベーションとしては,同一の治療計画に対して 2 種類の検出器の Pass 率に差が生じることに疑問を感じている点であった.2 つの検出器の結果にもっとも良い相関関係が確認されたのは，それぞれのγcriteria が AC:1.0% 1.0 mm，OT:2.0% 2.0 mm の条件であったと報告された．検出器の構造および素子のサイズによって線量検証の結果が異なることが明確になったが，相関の確認された判定基準ではそもそも Pass 率の値が低くなってしまい Pass 率そのものの持つ意味がなくなってしまうのではないかとの指摘がなされた．2 つの測定器の使用方法や判断基準の統一化を目標に今後さらなる詳細な解析を行い，報告いただければと考える．

128　ArcCHECK および Delta4 に対して，ターゲットサイズの違いによる Pass 率への影響を

検討した演題である．ファントムに対する基礎検討として実施された研究であり，すでに論文等で報告されている結果と同様にArcCHECKの線量検証結果は，外周に配置された素子の配列の影響によって，Novaris-Txにおいてもターゲットサイズや形状に対してPass率の依存性が確認されたとの報告であった.Delta4に対してArcCHECKは,8cm以下もしくは16cm以上のターゲットサイズでPass率が低下するとの結果であった．これらの結果を踏まえた上で，演題129の臨床での評価に繋がる発表であった.

129　128 の発表内容の続きとして同じ検出器を使用した，臨床における線量検証結果を比較検討している．ACでは前述同様に，Pass率のターゲットサイズに対する依存性が確認されたが,臨床例では体積が小さいほどPass率が低下する傾向が確認されたと報告しており，ファントムによる事前検討の結果とはやや異なる結果となった．総MUの影響も検討されていたが，MUに対するPass率の依存性は確認されていない．一方でDelta4の検証結果は，Pass率の平均が約99%に達しておりγcriteriaの再検討が必要かもしれないと感じた．三次元検出器の測定結果に対する評価基準は 3.0% 2.0 mm が主流となっているが，継続的な解析によって施設における最適な条件を検討していただければと考える.

130　近年，リニアックや治療計画装置の高精度化が進んでいることから回転型強度放射線治療(volumetric modulated arc therapy,VMAT)を用いて脳の定位放射線照射(stereotactic irradiation, STI）を実施する施設が増えてきた．脳の治療計画体積（planning target volume,PTV)は他のターゲットと比べて相対的に小さいため,治療計画を立案する際には，アイソセンタからPTVまでの空間的距離やターゲットの数に応じて治療計画の複雑性やMLCの駆動距離を考慮する必要がある．また，線量検証を実施する際には検出器の選択や小照射野について注意が必要である．この研究は Electronic portal imaging device (EPID) による検証結果に焦点を当てた研究である．研究目的は治療計画の複雑さと γ pass 率解析結果の関係を明らかにし，適切なクライテリアを明らかにすることであった．シングルターゲットの 7 症例とマルチターゲットの 13 症例へ照射した全 64 アークを perfraction（Sun Nuclear）で解析した．perfraction は我々がこれまで実施してきた事前検証（いわゆる線量検証）ができる fraction 0（zero）と照射されたビームが正しくデリバリされたかどうかを検証する fraction *n* から成るソフトウェアである．この研究は fraction 0 の事前検証を想定して実施された.治療計画の複雑さはModulation complexity score applied to VMAT, Modulation indexおよびLeaf travelを用いた．Leaf travelはシングルターゲットの方がマルチターゲットよりも γ 解析に影響を与えなかったと報告しており，これまでの論文と一致していたと考察した．マルチターゲットの場合，ターゲット間の距離が短い治療計画の方が治療計画の複雑性を示すパラメータが小さくなるとの報告もあるため，ターゲット間の距離をパラメータとして検討を進めていただき再度報告されることを期待する．また，線量検証機器と新しいソフトウェアの相関についても検討いただくことで，

これから脳の SRT を実施する施設や機器導入を検討している施設に資する研究になると期待できる.

131　VMAT はガントリを回転させながら強度変調放射線治療を実施する方法で，MLC をコントロールポイント毎に変化させ，且つビーム出力を変化させる技術である．AAPM TG-218 では線量検証の方法として 5 つの方法を提示している．それらは 1)True Composite (film & chamber)，2) True Composite(Device in coronal direction)，3) True Composite (Device in sagittal direction)，4) Field by Field or Composite ALL fields summed (gantry zero degree)，5) Composite ALL Fields Summed (device perpendicular to gantry)の 5 つである．この研究は MLC の Log file と上記の 5)に該当する Delta4 (PTW)を用いた研究である．この研究の目的を「Log file を使用して VMAT における MLC 位置誤差が線量分布に及ぼす影響を評価するとともに，それらの長期的な再現性について評価すること」とした.

方法の概要は計画時のコントロールポイント毎のMLC位置に対するLog fileで取得したMLC位置の絶対誤差を算出した．Log fileは0.25 s毎度に取得されている．相対線量検証として，Delta4に2か月間に25回の照射を実施し，γ-pass率を3 mm/3 %のクライテリアで評価した．MLCの位置の絶対誤差が±0.5 mm以内となった割合を算出した.

コントロールポイントの情報はMLCの位置情報以外にMonitor Unit (MU) に関する情報が含まれているため，MUも同時に評価することで，MLC位置の絶対誤差が線量検証結果に影響があるかどうかが判断できるのではないかと議論になった．また，γ-pass率は百分率を単位とする相対値であり，γ-pass率だけで検証結果の優劣は判断できないことから，MLC位置の絶対誤差が大きくなった治療計画での電離箱線量計を用いた水吸収線量計測結果を併せて報告していただきたい．今後は治療計画のMLC位置に対する照射Log fileにおけるMLC位置の絶対誤差だけではなく，治療計画の複雑性との相関やコントロールポイントのMUについても評価した報告に期待する.

松本 賢治（近畿大学病院大学）
津野 隼人（群馬県立県民健康科学大学）

－地域・職域研究会紹介－

放射線治療かたろう会分科会

わかば会の紹介

近畿大学奈良病院　武井 良樹

わかば会は参加者の多様なニーズに応えるべく放射線治療かたろう会から派生した分科会であり，放射線治療に関する知識を基礎から，仲間と共に学び合い，これからの放射線治療を担う方々が，自ら考え学べる場所を提供することを目的に，実機を使用した少人数制での会として発足しました．

活動内容は放射線治療に必要な基礎的な知識や技術を習得していただくために，現在は，X 線モニタ校正編，電子線モニタ校正編，MU 手計算編，セットアップ編，放射線治療計画編の 5 つのテーマを，16 名程度の受講者数で開催しています．講義と実習，事前に取り組んでいただく課題を通して，初学者にわかりやすく，より一層興味を持っていただけるように，講義内容はスタッフで毎回議論を重ね，受講者にとってより良い会を目指しています．

また，他施設との情報共有や同じ初学者同士の横の繋がりを深めることも大きな目的の一つです．様々なテーマで日々の疑問や色々な施設の工夫を，ディスカッションを通して情報共有しています．そして，会の終了後には懇親会を開催し，さらに絆を深める場を提供しています．日曜日の午後からの開催にも関わらず，１割程度は関西以外からも参加しに来て下さいます．リピーターも多く，全てのテーマをコンプリートした方も少なくありません．

2019 年に発生したコロナウイルス感染症の感染拡大により，2020 年 5 月の開催以降，対面での開催ができなくなり，Web での開催を余儀なくされました．実機実習，ディスカッション，懇親会を含む受講者参加型のわかば会は，Web に切り替わっても同様のコンテンツを提供できるように，スタッフ一同試行錯誤し様々な取り組みを行っています．Web に移行してからも顔を見てコミュニケーションが取れるように，少人数制のままで行っており，ディスカッションや課題解説，個別の質疑応答など，受講者とより少人数でコミュニケーションが必要な場合は，Zoom のブレイクアウトルーム機能を用いて，スタッフが個別ルームで対応しています．初学者である受講者が疑問を残さず，しっかり理解していただくことを心がけています．

対面での開催では，スタッフの施設のリニアックや固定具を用いて実機実習を行い，実際の測定手順から機器の取り扱い，測定時の注意点などを直近で見学し，時には体験を交えながら学習します．また，他施設の機器や測定を見学できることや，他施設の工夫などを聞くことができるのが実機実習の魅力です．しかし，コロナ禍では少人数制の開催であっても実機実習は密になりやすく，実習をどのように行

うかは大きな課題でした．そこで我々が取り組んだことは，実習動画の作成でした．動画撮影用に実習内容のシナリオを作成後，主なステップ毎の動画を撮影し，一つの動画に編集しました．音声でのわかりやすい説明に加えて，字幕を挿入することでより理解しやすいように作成しました．動画はわかば会での動画実習として使用し，受講後に復習用のオンデマンド配信も行っています．現在は，X 線モニタ校正編，電子線モニタ校正編，セットアップ編，放射線治療計画編の４つの動画が完成し，アンケート結果の理解度，満足度では，実機実習以上の高評価をいただいています．

慣例の懇親会は，Webになってからはお酒を交えながらの語り合いはできていませんが，会終了後に希望者で残って，ざっくばらんに話をする時間を設けています．追加で質問したい内容の他にも，他施設の方に聞いてみたいことや日頃の悩みなど，コロナ禍になって他施設の方と話す機会が減ったこのご時世で，このような時間は大切にしていきたいと考えています．

放射線治療を難しく感じ，苦手意識がある方も少なくないと思います．同じ初学者同士で一緒に学んだことや，基礎的な内容をしっかり理解できたことはこれからの自信になり，日々の仕事の手助けになるかと思います．今後もわかば会は，放射線治療の初学者にとって有用な内容を試行錯誤しながら，放射線治療技師の一歩を手助けできるように，様々なことに取り組んでいきたいと思います．ぜひ，お気軽にご参加していただければと思います．

世界の論文シリーズ

Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy
(VMAT による単一アイソセンタ頭部手術的放射線治療の計画品質と治療計画技術)

Clark, Grant M., et al. Practical radiation oncology 2.4 (2012): 306-313.

本稿は, 脳定位照射技術である HyperArc (Varian Medical systems, Palo Alto, CA)にも応用されている単一アイソセンタ volumetric modulated arc therapy (VMAT) による治療計画技術について述べた論文である.

【背景・目的】

近年の報告では，VMAT は最適な線量分布と優れた治療効率を提供する頭部放射線手術的照射技術として確立されている．筆者らはこれまでに，多発性脳転移腫瘍の治療において従来の複数のアイソセンタを使用した VMAT では，モニタユニットの数が増加し，conformity index (CI) や gradient index (GI) 等の計画品質が向上しないことを報告してきた．本研究の目的は，VMAT を用いた単一アイソセンタ頭部放射線手術的治療計画技術について，計画の質を実証し，実用的で体系的なアプローチを提供することである．

【方法】

1 か所以上の脳転移腫瘍を有する患者 15 名に対して単一アイソセンタ VMAT が施行された．

患者は非侵襲的な熱可塑性マスクで固定され，スライス間隔 0.8 mm で planning CT が撮影された．CT 画像を Eclipse 治療計画装置 (version 8.9, Varian Medical Systems) に取り込み，診断用 MRI で取得された造影後 T1 強調画像と融合した．

全症例で gross tumor volume (GTV) ＝ planning target volume (PTV) とし, 融合した画像で標的を描出した．複数の病変がある患者の場合，個々の PTV をグループ化し，"PTV_total "とした．線量分布の最適化計算において次のようなストラクチャーを作成した．これらは，高線量 (処方線量)，中線量 (処方線量の約 50%)，低線量域 (処方線量の約 40%)の 3 つの線量レベル領域を最適化することを目的としたものであった．最適化用ストラクチャーは，以下のように PTV_total から伸びる様々な半径を持つ同心円状のリング構造として作成された．

- Inner control: 内側= PTV_total; 外側= PTV_total から 5 mm.
- Middle control: 内側 = PTV_total から 5 mm; 外側 = PTV_total から 10 mm.
- Outer control: 内側 = PTV_total から 10 mm; 外側 = PTV_total から 30 mm.

アイソセンタは，多標的症例では PTV_total の幾何学的中心，単一標的症例では単一病変の中心に設定

された．治療 Arc 総数はプランナー依存であり，できるだけ少ない Arc で最適な線量分布を達成することを最終目的とした．複数の Arc を使用する場合，カウチ角度をつけて non-coplanar arc を作成した．全てのプランは，10X-FFF (flattening filter free)モード，線量率 2400 (MU: monitor units) / 分で計画された．

プラン最適化初期条件は以下の通りであった．

・Individual target(s) (PTV_total ではない): lower の制約 D_{100} = 102%処方線量, upper の制約なし

・Inner control maximum dose = 処方線量の 98%

・Middle control max dose = 処方線量の 50%

・Outer control max dose = 処方線量の 40%

最適化計算では，Inner control に優先的な重み付けがなされ(priority ~150)，PTV や他の制御構造を含む他の線量制約はあまり優先されなかった(Middle control ~100, Outer control ~80)．ターゲットカバレッジの priority は 100 を割り当てた．

全てのプランで，標的体積の 99-100%に処方線量の 100%が照射されるように正規化された．各計画の標的は全て同じ線量で治療された．プラン評価は，3 つの主要な線量指標である Conformity Index (CI = 100%処方線量体積 / PTV 体積), Gradient Index (GI = 50%処方線量体積 / 100%処方線量体積), Homogeneity Index (HI = 最大線量 / 処方線量) のスコアを算出し実施された．

【結果】

患者あたりの標的数の中央値は 2 (範囲: 1-5) であった. non-coplanar arc 数の中央値は 2 (1-4) であった．単一標的における計画は 1-2 本の non-coplanar arc で作成され，複数標的における計画では 2-4 本の non-coplanar arc が使用された．処方線量は 1-5 分割で 5-16Gy が使用された．

平均標的体積は 13.17 cm^3 (0.43 - 44.68 cm^3)であり，幅広い標的サイズが含まれていた．全標的の CI (平均±標準偏差) は 1.12±0.13，HI は 1.44±0.11 であった．1 計画あたりの GI は 3.34±0.42 であった．単一標的プラン(n = 6) では，平均 CI は 1.08，平均 HI は 1.53，平均 GI は 3.07 であった．複数標的プラン（n = 9）では，平均 CI は 1.13，平均 HI は 1.41，平均 GI は 3.51 であった．

【結語】

本報告では, 1 か所以上の脳転移に対する単一アイソセンタ VMAT 放射線手術的照射法において, CI, GI ともに良好な値を示し，臨床的に質の高い治療計画が得られることを示した．高い計画品質と臨床効率を考えると，単一アイソセンタ VMAT アプローチは，1 か所以上の頭蓋内標的に対するリニアックベースの放射線手術的照射法において，今後もより一般的になっていくと思われる．

【コメント】

本論文で紹介した最適化構造は，HyperArc において SRS-NTO として応用されているものである．3 種類の強力なリング構造を用いて標的間の線量ブリッジを大幅に低減する試みは現在にも引き継がれており，2012 年当時において単一アイソセンタ VMAT による脳定位照射の基礎が確立されていたことは大変興味深かった．

沖野 太一 (市立札幌病院)

世界の論文シリーズ

Clinical commissioning of a new patient positioning system, SyncTraX FX4, for intracranial stereotactic radiotherapy

新しい位置照合システムである「SyncTraX FX4」を用いた頭蓋内定位放射線治療に向けたコミッショニング

Satoshi Tanabe, et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics19.6(2018):149-158

本論文は動体追跡放射線治療システムである「SyncTraX FX4」を使用し，頭蓋内定位放射線治療（SRT）の臨床利用に向けたコミッショニングに関する研究である．

【背景・目的】

新潟県の魚沼基幹病院では，世界で初めて動体追跡放射線治療（RTRT）システムである島津製作所社製 SyncTraX FX4 を臨床導入した．SyncTraX FX4 は，図 1 に示すように，4 本の X 線管球と 4 枚の天井設置型 FPD をリニアック（TrueBeam）と組み合わせたものである．現在，IGRT は位置照合に必要不可欠なものとなっており，直交 kV 画像，斜め kV 画像，kV-CBCT，及び MV-CT などの IGRT 技術は頭蓋内 SRT の位置確認に高い精度を有するとの報告もある．しかし，頭蓋内 SRT の治療計画には，これらの方法では確認できない non-coplanar beam を使用することが多く，臨床的に確認すべき項目が残っている．SyncTraX FX4 は従来機と比較して以下の 2 点について改善されている．

・検出器：I.I.　→　FPD
・X 線管球：移動式（2 管球）　→　固定式（4 管球）

FPD の採用により，I.I.による画像歪みの影響を排除し，骨構造による位置照合が実現したことに加えて，X 線管球と I.I.の移動時間を削減し，撮影方向を速やかに切り替えることが可能となった．SyncTraX FX4 の X 線管と FPD の撮影位置は，「プリセット」と呼ばれる合計 4 つの組み合わせから選択することで，ガントリーやカウチの角度に関して死角がほとんどないため，non-coplanar beam を使用する頭蓋内 SRT に有効なシステムであると推察される．しかし，SyncTraX FX4 を用いた位置決め検証に関する報告はなく，本論文は，SyncTraX FX4 システムの頭蓋内 SRT への臨床利用に向けたコミッショニングについて報告している．図 1 は TrueBeam と SyncTraX FX4 システムの概要図（帯広厚生病院）である．

図 1 TrueBeam と SyncTraX FX4 システムの概要

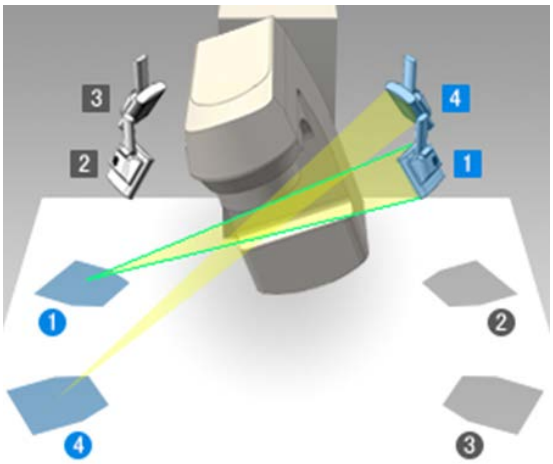


図 2 X 線管球と FPD のプリセット例 [1)]

【方法・結果】

魚沼基幹病院では，SyncTraX FX4 システムの頭蓋内 SRT への臨床利用に向けたコミッショニングとして，「画質」，「撮像座標と治療座標の一致性」，「CBCT と SyncTraX FX4 の位置決め精度の比較」「SyncTraX FX4 の被ばく線量」，「End to End テスト」の 5 項目について検討している．各検討項目の詳細については以下の通りである．

「画質」

AAPM TG-142 ガイドラインに基づき，スケーリング，空間分解能，コントラスト分解能，均一性の 4 項目について検討した．

4 つのプリセットの何れもスケーリング 0.5 mm 以内，空間分解能：2.3 lp/mm，コントラスト分解能の CNR：101.9，均一性の CV：0.16%と基準内であることが確認された．

「撮像座標と治療座標の一致性」

撮影座標と治療装置の座標の一致性を評価するため，8 mmφ のタングステン球のファントムを用いて，TrueBeam の照射中心と SyncTraX FX4 の画像中心との空間変位量を測定した．各軸の誤差が 0.05 mm 以内となるようにガントリー角 0°，90°，180°，270°で測定し，SyncTraX FX4 の 4 つのプリセットにて画像を取得した後，ImageJ を用いて放射線中心と画像中心のズレ量をピクセル単位で計測した．

4 つのプリセットすべてにおいて，TrueBeam の放射線中心と SyncTraX FX4 の画像中心のズレは 0.4 mm 未満, Truebeam と SyncTraX FX4 の画像中心のズレはそれぞれ 0.2 mm 未満であることが確認された．4 つのプリセット間の各座標のずれは, Truebeam と SyncTraX FX4 の画像中心間の AP 方向（最大 0.16 mm）を除いて，0.1 mm 未満であった．

「CBCT と SyncTraX FX4 の位置決め精度の比較」

市販の熱可塑性シェル（Qfix; Avondale, PA）を使用して頭部ファントムを固定した後，CT（SOMATOM Definition AS, Siemens）を用いて 1 mm のスライス厚で画像を撮影した．次に，CT データを治療計画装置 Eclipse ver.13 に取り込み，アイソセンタを頭蓋底の中心に設定した．

ファントムをアイソセンタに配置し，カウチの平行移動（Lng，Lat，Vrt）については 0～20 mm の範囲，回転移動（Rtn，Pitch，Roll）については 0°～1.5°の範囲でランダムに移動させた．次に CBCT を用

いた 3D/3D 骨照合の Auto Matching によりセットアップ誤差を補正し，SyncTraX FX4 を用いて bony structure(BS)-based matching を自動で行った．各プリセットで 20 データセットを取得し，CBCT と SyncTraX FX4 システム間のシフト相関を検討した．

CBCT と SyncTraX FX4 の移動量平均差及びピアソンの相関係数（括弧内）は Lng：0.16～0.25 mm（1.0），Lat：0.05～0.12 mm（1.0），Vrt：0.29～0.32 mm（1.0）Rtn：0.03～0.25 deg（0.995），Pitch：0.14～0.18 deg（0.990），Roll：0.06～0.09 deg（0.995）であった．

「SyncTraX FX4 の被ばく線量」

SyncTraX FX4 は，管球（#1 および#2）から 37.7°の角度，線源-検出器間距離（SDD）の値が 235.3 cm，検出器-撮像器間距離（DID）の値が 181.9 cm，管球（#3 および#4）から 43.8°の角度で SDD が 208.1 cm，DID 値が 209.1 cm にて X 線を照射できる．アイソセンタに固体線量計（Piranha）を設置し，各管球の空気カーマを測定した．

固体線量計は X 線管からのビームと直交するように設置し，照射時は計測しない X 線管球を鉛で遮蔽した状態で測定した．管電流は 50, 80, 100, 200, 250, 320, 400, 500 mA，管電圧は 70, 80, 90, 100, 110 kV とし，照射時間は 50 ms とした．測定は 管電流と管電圧の組み合わせ 40 通りにてそれぞれ 5 回行い，平均値および標準偏差を算出した．論文では，4 つのプリセットそれぞれについて，2 本の管球の放射線量が等しいという仮定のもと，1 回の測定につき平均値の 2 倍を空気カーマとした．結果はいずれの管電流，管電圧においても，プリセット#4 の空気カーマ値はプリセット#3 の値よりも大きかった．

「End to End Test」

市販の熱可塑性樹脂マスクを頭部ファントム用に成形し，5 mm 径の金マーカーを埋め込み，CT（を用いて，スライス厚 1 mm にて治療計画 CT 画像を取得した．治療計画上のアイソセンタは，マーカー中心で設定した．Eclipse で DRR を作成後，TrueBeam と SyncTraX FX4 へそれぞれデータを転送した．

位置確認は, SyncTraX FX4 の画像中心が金マーカーと一致するように調整し, ガントリー角 0°, 135°, 180°，315°，カウチ角 0°，30°，60°，90°，照射野 2 cm×2 cm の条件にて照射し，EPID にて画像を取得した．マーカー中心と画像中心とのオフセットは，「画像と治療座標の一致」に記載したのと同じ方法で ImageJ ソフトウェアにより評価した．

ガントリーとカウチの角度の組み合わせ（16 種類）において，マーカー中心と画像中心のオフセット中央値は 0.31 mm（0.14-0.49 mm）であった．また，ガントリーやカウチの回転に対する角度依存性はみられなかった．

【結論】

今回のコミッショニングの結果，SyncTraX FX4 の各種性能は頭蓋内 SRT に十分であることが実証された．

SRT における画像中心と放射線中心の一致については，Novalis Tx リニアック において Vrt，Lng，Lat 方向でそれぞれ-0.7±0.2 mm，-0.6±0.2 mm，0.0±0.2 mm のオフセットが，また空間的不確実性の評価において，ExacTrac X 線装置と放射線中心との間の中心オフセットの偏差が 0.5 mm 以内であることが報告されている．今回，SyncTraX FX4 の撮影中心と TrueBeam の照射中心のオフセットは，すべてのプリセットにおいて十分に小さい（0.4 mm 未満）ことが明らかとなり，IGRT システムとして十分な性能を発揮することが確認された. CBCT と SyncTraX FX4 の位置決め精度差の RMS 値は（<0.13 mm, <0.10°）

と十分小さく許容されるが，系統誤差も少なからずみられたため臨床使用においては注意が必要である．放射線量は，最高撮影条件において 0.66 mGy と AAPM TG-75 レポートの kV X 線画像に対する放射線量の範囲内（0.1～2.0 mGy）であり，臨床的に許容できるが，AAPM TG-180 レポートで推奨されているように，位置精度や放射線量の観点から，更なる臨床的検討が必要である．End to End テストでは，頭蓋内 SRT に必要な位置精度（1 mm 以下）を十分に満たし，ガントリーやカウチの角度依存性も発生しないことを確認した．これは，non-coplanar 照射を同じ精度で照射できることを示しており，位置確認に関して SyncTraX FX4 システムの臨床的有用性があることを示している．

今回行った各試験は AAPM TG-142 に準拠して実施した. Monthly-QA では画質の傾向や撮影座標と治療装置の座標の一致を，Annualy-QA では加えて放射線量を評価することが重要である．TG-142 報告書では，2 つの位置照合システム（CBCT と SyncTraX FX4 システムなど）間の座標の一致度合いをどの程度の頻度で測定すべきかについての勧告はなされていないが，論文著者はそのような測定を 6 ヶ月ごとに行うべきであると提言する．

【コメント】

今回紹介した論文は，RTRT システムである「SyncTraX FX4」を頭蓋内 SRT の IGRT に利用できるかについて検討を行ったものである. SyncTraX FX4 は高精度放射線治療の位置精度を担保することが必要なため，論文内で示された項目は最低限確認すべき項目である．しかし，ガイドラインが無い中で進めることは難しく，具体的な方法と頭蓋内 SRT の IGRT に使用することができる結果を示した本論文は参考にすべき点が多い．RTRT の治療成績を担保することはアクセプタンステスト及びメーカーが推奨する Daily，Monthly QA にて行っていたが，筆者は論文著者と同様に通常及び頭蓋内 SRT を目的とした IGRT 装置として利用できないかを模索していた．

「画質」について

論文著者は島津製作所社製の画像評価ファントムを用いているが，筆者は透視室より X 線チャート等を借用することで同様の結果を得た．

「撮像座標と治療座標の一致性」について

当該項目と後述する「CBCT と SyncTraX FX4 の位置決め精度の比較」は頭蓋内 SRT の治療精度を担保するうえで特に重要な確認事項であると考える. 筆者は肝臓 RTRT 用の 2 mmφ の金マーカーをファントムとして使用し，TrueBeam Service mode 内の「Ball Detect」機能を用いて MV 中心に設置した．論文内では ImageJ を使用しているが，2 mmφ の金マーカーはピクセル単位の位置ずれを目視で確認することが可能である．その結果，金マーカー中心の自動抽出が 1 ピクセルずれる現象を発見し，島津製作所にファームウェアの修正を依頼した．本論文の内容からは脱線するが，帯広厚生病院は 2018 年 11 月に新築移転をし，TrueBeam と SyncTraX FX4 を新規導入したが，移転直後は建屋のコンクリートの固まりが甘く，座標一致精度を維持することに難渋した．しかし，RTRT の依頼も複数件あり管球及び FPD について 3 か月毎の調整を行った経緯がある．建築業者からは安定するまで 2～3 年の時間を要する旨の連絡があり，実際の QA 結果からも相違ないものであった．

「CBCT と SyncTraX FX4 の位置決め精度の比較」

筆者も CBCT を基準とした SyncTraX FX4 の位置決め精度を比較した. 当初の SyncTraX FX4 は 4 軸対

応（Pitch，Roll 補正は非対応）であったこともあるが，論文内で示されたような結果を得ることはできなかった．よって，治療計画における PTV マージン付与と SyncTraX FX4 の CBCT に対する位置照合精度の観点より使用を見送ることとした．本論文が発表された後 6 軸対応となり，より精度の高い位置照合が可能と考え再コミッショニングを実施した結果，シェルを骨と認識し CBCT との間に位置決めの差異を生じた．この現象について，島津製作所と協議を行い，関心領域からシェルの部分を削るソフトウェア「erosion」を作成戴いたところであるが，昨今の新型コロナウィルス感染症の影響で当院のファームウェアアップデートには至らず確認できていない．この点について，論文著者と筆者の施設間にて臨床使用しているシェルの材質や厚みが異なる可能性があり，それぞれの結果に影響を及ぼしていると考えた．また，Erosion に関しては，近日中に島津製作所と Varian Medical Systems 社にて適合性評価・検証を予定されている．

「SyncTraX FX4 の被ばく線量」

筆者は論文著者同様に管電圧，管電流，空気カーマ等の確認は固体線量計（Piranha）を用いて行った．透視装置であることを鑑み，日本工業規格（JIS Z 4752）に準拠したコミッショニングを行ったが，管球角度について#1・#2：37.7°，#3・#4：43.8°と斜出する機構となっているため，測定に方向依存性（正確な測定のためには垂直入射±10°を担保）のある Piranha を 40°前後で設置する必要があった．筆者はアクリル板を加工して図 3 に示すジグを作成し，簡易的に再現性よく測定する環境を整えた．また，放射線治療室は壁が厚く Bluetooth が利用できないため，20 m の USB ブースターケーブルをピット内に通して有線接続にて測定を行っている．いずれの項目も許容範囲内であることを確認したが，管電流計測器はオプション購入となることと，わずかな設置誤差が比較的大きな管電流誤差として検出されてしまうことに注意が必要である．また，管電圧，管電流に関しては定期点検時にメーカーも確認しているので，情報を共有して管理していくことも一考である．

「End to End Test」

筆者は「撮像座標と治療座標の一致性」の評価に Winston-Lutz 試験の結果を加えて評価を行った．マーカー中心と画像中心のオフセットは中央値で 0.27 mm と論文著者と同様の結果を得た．SyncTraX FX4 は non-coplanar のジオメトリにおいても位置ずれを確認することができるが，これまでのコミッショニング結果と頭蓋内 SRT の PTV マージンを考慮すると，位置照合精度は論文で提案された方法から，もう一歩踏み込む必要があると考えている．

現在 SyncTraX FX4 を導入している施設は 19 施設と少なく，またコミッショニングガイドラインも発行されていないため，当院を含めた各施設において暗中模索であることが推察される．今後の展望として，各種精度管理やノウハウを施設間で共有することができれば安心してより良い放射線治療を提供できる可能性があると考える．

図 3　筆者が作成した Piranha 設置用ジグ

参考文献

1）SyncTraX FX4 取扱説明書.2018;M557-1034C:14.

菊地 隆浩 (帯広厚生病院)

世界の論文シリーズ

変形性関節症における低線量放射線治療(LDRT)の使用について：総説

The Use of Low-Dose Radiation Therapy in Osteoarthritis: A Review

Austin P.H. Dove, Anthony Cmelak, Kaleb Darrow, et al.

Int J Radiation Oncol Biol Phys. 2022;114(2):203-220.

※詳しくは右上の QR コードより実際の論文をご確認ください.

本論文は，変形性関節症(以下：OA)における低線量放射線治療(以下：LDRT)の使用に関して米国より発表された review 論文である．OA の治療における LDRT は，他国での臨床使用や調査にもかかわらず，米国では最小限の使用しかされていない．米国以外で発表された数多くの最近の研究では，OA に冒された関節に対する LDRT による治療後，中～長期の疼痛緩和と可動性の改善が示されている．

本論文では前半に，米国における OA の疫学，病態生理，現在の治療法，および医療負担について概説されている. 後半では, 米国における LDRT の歴史的使用と現代における LDRT の歴史を概説し, LDRT の有益性と LDRT による二次発がんのリスクについて論じ，治療計画の考察と線量および分割，エネルギー，ビーム配置，固定化技術に関する推奨事項の概略を述べている．

結論として, LDRT は費用対効果が高く, 副作用の少ない非侵襲的な治療法であることが示されており，最新の LDRT による OA 治療における潜在的な役割について，さらなる調査が望まれる．

【導入】

放射線治療(RT)は, 1 世紀以上にわたって良性疾患の治療に世界中で使用されてきた. X 線が発見され，治療目的で急速に採用されて以来，放射線治療の利点とリスクに関する我々の理解には多くの進歩があった. 数十年にわたる研究により, RT は線量によって異なる生物学的効果を持つことが明らかになった．従来型および寡分割型 RT は，悪性疾患の治療に使用される抗増殖原理を有する．一方，1 回あたりの照射線量が 1Gy 以下の分割では，RT は強い抗炎症作用を有することが示されている．ただし，1Gy 以下の小照射量の範囲では，線量効果関係が線形であると仮定できないことに注意する必要がある．抗炎症作用を利用し，低線量放射線治療(LDRT)は痛みを伴う筋骨格系疾患の治療に成功した．この論文では，OA に対する LDRT の使用に焦点を当てた文献の批判的レビューと要約を提供する．

【疫学】

変形性関節症(OA)は，最も一般的な関節炎であり，3,200 万人以上のアメリカ人が罹患している．世界保健機関(WHO)によると，OA は最も急速に増加している健康状態であり，米国における身体障害の原因の第 2 位となっている．現在，アメリカ人の 7 人に 1 人が OA と診断されており，高齢化に伴いその発症率と有病率は増加し続けることが予測されている．OA の発症，有病率，進行について 25 年以上調査

している Johnston County Osteoarthritis Project によると，膝・股関節の生涯発症リスクは，それぞれ 46%と 25%である．

【症状と病態生理】

OA は，関節のこわばり，痛み，可動域の減少などの症状が現れる進行性の疾患である．一般的に，手や腰，膝など，大小さまざまな関節に影響を及ぼす．OA は関節の骨と骨の間にある軟骨の変性が原因であることは知られているが，その病因やメカニズムは複雑であり，正確なメカニズムの理解は進んでいない．構造的には，関節裂隙の狭小化，骨棘形成，軟骨下骨の硬化，骨変形などが起こり，これらは X 線写真で確認することができる．臨床的には，持続的な関節痛，45 歳以上の年齢，30 分以内の朝のこわばりがあれば，OA と診断される可能性がある．

【リスク因子・現在の治療法】

OA のリスク因子には，高齢や性別(女性)，肥満，OA の家族歴，関節のアライメントや形状などの解剖学的要因，または関節損傷の既往などが挙げられる．

OA の正確な疾病メカニズムが不明であり，病因が多因子性であることから，早期の退行性 OA に対する決定的な治療法はなく，後期の治療は患者の運動能力を回復し，QOL を向上させることを目的とした症状緩和が中心となる．どのような介入を行うかは患者によって異なり，すべての患者に対する介入の順序や組み合わせに関する普遍的なガイドラインは存在していない．保存的治療では，減量や適度な運動，リハビリテーションなどが行われる．保存的治療を試みた後の OA に対しては，非ステロイド性抗炎症薬(NSAIDs)が第一選択薬であり，一般的な痛みの緩和に役立つが，長期間の使用には心血管イベントや消化管出血, 慢性または急性腎不全などのリスクも伴う. OA に罹患しやすい高齢の患者では, NSAID の使用により，非致死的 CV イベントが年間 1000 分の 7，致死的 CV イベントが年間 1000 分の 2，消化管出血のリスクが 4 倍となる過剰リスクがあることが示されている．さらに，全体の約 25%の患者がこれらの治療に反応しないか，時間とともに反応性を失う．ごく一部の患者には，関節洗浄，デブリドマン，滑膜切除術，高周波焼灼術，人工関節置換術などの外科的治療が適応となるが，出血，感染，その他の合併症のリスクがある．

【医療システムおよび患者の負担】

OA は，身体的，心理的，経済的な影響を総合的に考えると，患者さんに大きな困難をもたらす可能性がある. OA は一般的に痛みや関節可動域の減少を伴い, QOL の大幅な低下や活動量の減少につながる．2040 年までには，成人の 10%以上が関節炎に関する活動制限を経験すると言われている．OA は運動量の低下と関連していると思われる心臓病の発症リスクを 50%高めることや，うつ病や不安神経症の関連性が高いことも指摘されている．OA は，米国で 2 番目にコストのかかる疾患であり，入院費全体の 4%を占めている. ある研究では, 関節炎を患っている患者は, そうでない患者に比べて収入が年間平均 4,000 ドル少なく, 直接医療費が平均 11,000 ドル以上かかると推定されている. 間接コスト(取得損失)と直接コスト(医療費)を含む米国の総コストは，それぞれ年間 170 億ドル，650 億ドルである．OA 患者における健康関連の QOL の低下と，複数の治療処置による相当な社会経済的コストを考慮すると，OA は米国の医療制度に大きな負担を与えている．

【LDRT の概要】

ドイツでは，RT 全体の 3 分の 1 以上が良性疾患に対するもので，その中には 15,000 人以上の OA 患者が含まれている．米国では，頭蓋内髄膜腫，前庭神経鞘腫，パラガングリオーマ，化膿性汗腺炎，眼窩炎性偽腫瘍，筋膜線維腫症，ケロイド再発防止，異所性骨化防止などの様々な良性疾患に対して毎年数千人の患者が治療を受けている．数十年にわたり，LDRT は OA を含むさまざまな炎症性疾患の治療に使用されてきた．LDRT は，OA 患者に対する有効な代替治療法と位置付けられており，複数の臨床試験において，照射した患者の 63%から 90%で症状の疼痛緩和が示され，急性副作用がほとんどないことが証明されている．

【放射線生物学的機序】

放射線治療後の疼痛緩和の正確な病態生理学的機序については，現在も研究が続けられている．

最近の放射線生物学的研究によると，低線量の放射線は，多数の炎症経路や，内皮細胞，白血球，マクロファージなどの細胞成分の調節に基づいて，抗炎症効果を発揮することが分かっている．マクロファージは，炎症性サイトカイン，活性酸素種，一酸化窒素を分泌する能力など，複数の経路を通じて炎症経路に不可欠な役割を果たすことが示されている．1Gy 未満の線量ではマクロファージを抗炎症性 M2 表現型に偏向させることができるが，1Gy 以上の線量では炎症性 M1 表現型に偏向することがある．複数の前臨床試験で証明されているように，LDRT は 0.3Gy から 1Gy までの線量で白血球の接着とそれによる細胞の移動を減らすことにより内皮細胞を調整することも示されてきた．LDRT は，照射された白血球からの炎症性サイトカインの産生を減少させ，これらの細胞のアポトーシスを増加させる．

関節炎の動物モデルを用いたいくつかの研究は，0.5～1.5Gy/fr および総照射 2.5～7.5Gy が，臨床的にも組織学的にも抗炎症効果を実証していることを明らかにしている．現在，OA などの慢性変性疾患や炎症性疾患に対して放射線照射を行った患者の末梢血における LDRT の効果を検討する前向き研究である Immunophenotyping From Blood of Chronic Degenerating Joint diseases and receiving LDRT (IMMO-LDRT01) が実施されている．最近発表されたこの研究の中間解析では，250 名の予定患者のうち 125 名が統計的に有意な痛みの改善を示すとともに，CD25 や HLA-DR などの既知の活性化マーカーの発現を測定することにより，全身性免疫細胞の活性化を抑制する結果が得られたと報告している．

LDRT の炎症に対する正確なメカニズムを明らかにするために，さらなる研究が必要である．

【二次発がんのリスク】

低線量の電離放射線は二次悪性腫瘍(SM)を誘発する可能性があり，閾値がなく，線量に比例してリスクが増加する確率的効果として発生すると考えられている．OA における LDRT の発がん性リスクを評価する際には，年齢，性別，および治療の解剖学的部位などの因子を考慮する必要がある．複数の研究が，LDRT による SM のリスクの推定を試みている．SM のリスク推定に関する一つの課題は，SM リスクに関する我々の理解の多くが，原爆被爆者における発生率を調査したコホート研究および従来の RT 技術による治療後に SM を発症した患者に基づいていることである．リスクを推定するための複数の数学的モデルが存在するが，ほとんどのモデルは全身放射線被曝を想定しているため，治療用放射線による SM リスクを過大評価している．Radiotherapy and Oncology 誌に掲載されたある研究では，様々な良性疾患に対

して RT 治療を受けた患者における致死的腫瘍誘発のリスクを推定している．この研究では，25 歳，50 歳, 70 歳で膝の OA に対して総線量 6Gy の LDRT を受けた患者の推定実効線量 13mSv(ちなみにこれは腹部骨盤コンピューター断層撮影［CT］スキャンと同様の実効線量である)と仮定した場合，致死的腫瘍の誘導生涯リスク度はそれぞれ 1000 人に 2 人，1000 人に 0.7 人，1000 人に 0.3 人と推定された．膝は発がん感受性が低い組織に囲まれているため実効線量を計算する際の組織加重係数が低くなるが，肩や股関節など他の関節は発がん感受性の高い臓器に囲まれているため，発がん感受性が高くなる．例えば，同じ研究において, 肩の OA に対して総線量 6Gy の LDRT を受けた 25 歳女性の推定生涯死亡腫瘍リスクは 1000 人中 20 人であり，推定実効線量は 93mSv であった．これらや他の発表にもかかわらず，良性疾患に関するドイツ放射線治療・腫瘍学会(以下：DEGRO)ガイドラインの最近の更新では，LDRT による OA 治療による SM の既知の報告例はないと報告されている. 最近発表された, 肩の非悪性疾患に対して LDRT を受けた女性患者の乳癌発生を調査する後ろ向き研究では，自然発生率と比較して SM のリスク上昇は認められなかった．放射線による SM の確率的影響は知られているが，LDRT による SM の正確なリスクを定義することは非常に困難である．2018 年の DEGRO ガイドラインでは，SM のリスクを最小限に抑えるために，OA に対する LDRT は主に 40 歳以上の患者さんに推奨されている．

【非発がん性リスク】

LDRT は，急性期の副作用が非常に少ないことが示されている．1000 人以上の患者を含むいくつかの研究のレビューにおいて，1 人の患者のみが軽度の皮膚発赤を報告した．その他の急性または遅発性の副作用は認められなかった．さらに，前臨床試験において，LDRT は炎症を起こしていない健康な関節の機能に悪影響を及ぼさず, LDRT が OA に対する放射線照射後の外科手術に悪影響を及ぼす可能性を示唆する文献は存在しない.

【LDRT の歴史】

X 線が発見されてわずか 3 年後の 1898 年，Sokolow によって関節炎に対する放射線治療が初めて発表され，治療を受けた 4 人全員が完全に痛みに対する反応を示した．その後，30 年以上にわたって，関節炎の治療を受けた数百人の患者の痛みが著しく緩和されたという複数の研究が発表された．しかし，これらの研究では，線量や分割の方法は非常に多様であり，中には放射線量を全く詳しく説明していないものもあった．これら初頭の発表の後，1933 年に OA 用放射線治療に関する最初の臨床研究が十分に記述され，照射野の設計，線量，分割計画の原則が示された．この重要な発表の後，数十年にわたり，放射線照射の原理，最適線量および分割計画をさらに最適化する研究が発表された．過去のデータを分析すると，約 3 分の 2 の患者が OA に対する LDRT により，疼痛または可動性の改善の恩恵を受けた.

【米国での経験】

歴史的に見ると，米国では 1980 年代まで OA を LDRT で治療するのが一般的であったが，薬物治療の選択肢が増えたことなどにより，治療が減少した．1998 年，各国の 1300 以上の施設における良性疾患に対する放射線治療の実践パターンを分析した世界的な調査研究によると，米国では OA に放射線治療を行う施設は 10%に満たないのに対し，中央ヨーロッパ諸国では 85%以上の施設が OA に放射線治療を行

うことがわかった．この診療パターンの違いは，良性疾患の治療のために二次発がんの小さなリスクを受け入れるか否かに依るのかもしれない．

さらに, OA に対する LDRT の有益性を疑問視する 2 つの否定的な臨床試験が 1970 年代に発表された．1970 年，さまざまな痛みを伴う運動器疾患(399 人のうち 125 人が OA)に対する LDRT を調査した無作為二重盲検試験で，実験群には 1 週間かけて 3 分割で 4.5Gy または 3 分割で 6Gy を，偽群には鉛遮蔽をした．6 週間後の疼痛評価では，治療群で 69%，偽群で 64%の改善という有意でない統計的差が見られた．また，1975 年の疼痛のある変性疾患患者 104 名(OA 患者 40 名)を対象とした放射線治療と偽薬治療の無作為二重盲検試験では，6 週時点でどちらの群も痛みの改善に統計的な差は認められなかった．この 2 つの研究では OA に対する放射線の有用性を示すことはできなかったが, LDRT の抗炎症効果に関する理解から，1 日あたりの最大線量として 1Gy，1 分割あたりの理想線量は 0.3～0.7Gy とされており，これらの臨床試験の放射線量は現代の推奨値と同じではないことに注意する必要がある．さらに，両試験において，患者の大半は OA ではなく，他の骨格疾患が含まれており，有意でない統計的所見の一因となっている可能性があることに注意すべきである．

【ドイツのパイオニアたち】

現代のドイツの研究者たちは，エビデンスに基づいた OA 治療のパイオニアである．1995 年，DEGRO は，非悪性疾患に対する放射線治療の数十年にわたるドイツの臨床経験を検討するために,「良性疾患に対する放射線治療に関するドイツ共同グループ(以下：GCG-BD)」という科学的タスクグループを結成した．このタスクグループは，関連する臨床データを体系的に議論・評価し，2000 年には最初の国内ガイドラインを発表し，さまざまな非悪性疾患に対する放射線治療を利用可能なエビデンスレベルにまで向上させるための前向きな試験を行っている．2018 年に発表された最新の文献では，LDRT は 60%～90%の照射患者において, 急性期の副作用がほとんどなく, 症状の疼痛緩和をもたらすことが示されている．

【LDRT の利点】

最大規模の研究として，2008 年から 2020 年にかけて，大小関節の OA を有する 65 歳以上の高齢者 970 人の 1185 の解剖学的部位を対象に，0.5 または 1Gy を週 2 または 3 回，2 週間投与する LDRT を行ったレトロスペクティブ解析が発表されている．数値評価スケールを用いると，疼痛強度は直ちに有意に減少し, RT 終了 8 週間後には 65.6%の患者が治療に伴う疼痛緩和を報告した. 初期の反応が不十分な場合，384 コースの再照射が行われ，2 コース目の再照射後 8 週間での疼痛緩和は 61.0%であった．

ドイツのガイドラインに従って LDRT を受けた 483 人の患者のレトロスペクティブ研究では，治療を受けた患者の 70%が LDRT 後に痛みが改善したことが確認された．注目すべきは，1 回あたり 0.5Gy を受けた患者は, 1 回あたり 1Gy を受けた患者と比較して, 有意に良好な結果を示したことである. ALARA の原則を考えると，これらのデータは，SM リスクを抑えるために 1Gy ではなく 0.5Gy/fr を使用することの有用性を示唆している．

最近, 多施設共同前向き無作為化試験である ArthroRad Trial において, OA に対する LDRT(週 2 回 0.5Gy 分割で合計 3Gy)vs.超低線量 RT(週 2 回 0.05Gy 分割で合計 0.3Gy)の効果を，患者を盲検化して評価した．いくつかの in vitro の研究では，1Gy 未満の分割の範囲では非線形な線量効果関係のために，分割あたり 0.5Gy よりはるかに少ない線量で抗炎症効果が起こりうることが示されており，この研究の超低線量の根

拠となっている．244 関節の治療後 3 ヶ月の結果では，両群とも改善がみられ，統計学的な有意差は認められなかった．著者らは，LDRT および超低線量 RT とプラセボを比較する研究をさらに行うべきであると結論づけた．

【LDRT への批判】

最近発表されたオランダの研究では, LDRT とプラセボの比較試験が行われた. 2017 年, European Society for Radiotherapy and Oncology は，手と膝関節の OA の疼痛緩和と機能改善に対する LDRT の役割を検討した 2 つの無作為化二重盲検試験の結果を発表している．

1 つの研究は手の OA 患者 56 人を対象とし，もう 1 つの研究は膝の OA 患者 55 人を対象とし，低線量(1Gy の分割で 6Gy，週 3 回の分割)vs.偽群の同じ無作為二重盲検化デザインを適用したものである．両試験において, 著者らは, 3 ヵ月後の時点で治療群と偽群の間に差がないことを指摘した. その後の発表で, 彼らは 6 ヶ月と 12 ヶ月の結果を報告したが，治療群と偽群の間で結果に有意差は認められなかった．

この 2 つの試験の発表後，GCG-BD は試験の限界について概説する回答を発表した．両試験の最も明白な批判は，試験デザインの一部として，期待される有効性が 40%はあるとして設定された患者数が少ないことである．さらに, 十分な効果が得られない場合は, 6～12 週目に 2 回目の RT が推奨され, 約 40%の患者が効果を得るために追加治療を必要とすることが研究で示されていることに言及している．両研究は，よくデザインされて実施されたものであるが，OA に対する LDRT の有益性がないことを示唆する決定的な証拠を提供するものではないことを指摘している．

【OA に対する LDRT の今後の方向性】

現在，米国以外では，OA に対する LDRT を研究するいくつかの前向き研究が進行中である．ドイツでは，現在進行中の前向き観察型臨床試験 IMMO-LDRT01 が，30 以上の免疫細胞サブセットとその活性化状態について，マルチカラーフローサイトメトリーに基づくアッセイを用いて，LDRT 前，中，後の免疫状態の変化を調べることを目的として行われている．臨床効果に加えて，この試験は OA や他の慢性変性関節疾患に対する LDRT への応答に関わる主要免疫関連機構を明らかにするものであり, 前述した 125 例の中間解析が発表された研究である. スペインでは, 現在進行中の前向き無作為化試験 Radiotherapy 3 vs 6Gy in Gonarthrosis and Coxarthrosis は，股関節または膝関節の OA 患者に無作為的に 3Gy(0.5Gy/分割，週 3 分割)または 6Gy(1Gy/分割，週 3 分割)を投与し，最適投与量を決定する非劣性試験で，終了予定日は 2023 年である．

【治療計画の概要】

現在，OA に対する LDRT を用いた治療計画に関するコンセンサス・ガイドラインの文献は限られている．DEGRO からの 2018 年アップデートによる最新の LDRT の推奨事項と，最近発表されたスペインのグループによる 3D 計画治療アトラスを含む提案の概要を紹介する．なお，これらは治療計画のための入門書であり，コンセンサスのための推奨事項ではない．

【小関節　治療計画】

2018 年の DEGRO ガイドラインでは，小関節に推奨される治療エネルギーは，100～200kV の範囲のオ

ルソボルテージ，または 6MV のリニアックベースの治療で，前後対向 2 門あるいは後方 1 門照射※後述を使用する．6MV のエネルギーを使用する場合，均質な線量分布を得るために 5mm のボーラスを考慮することが推奨される．線量は 1 回 0.5〜1Gy，週 2 回で 3〜6Gy を推奨する．標的体積は患部関節全体とすることが推奨され，中点を線量指示点とし，照射野サイズに関する推奨は限定的である．疼痛緩和が不十分な場合は，6〜8 週間後に同じ線量と分割で再治療を検討することが可能である．爪の成長障害を防ぐため，爪の鉛遮蔽を検討する必要がある．

スペインのグループによる 3D 計画治療アトラスでは，関節全体と軟骨，さらに周囲の滑液包， 筋肉挿入部位，周囲の軟部組織構造を治療範囲に含めることを推奨している．このアトラスはさらに，個々の関節部位の計画標的体積(PTV)についての詳細な推奨事項を示している．CT による断面撮影は，臨床的に標的が十分に定義できるのであれば，小関節ではオプションとして提案されている．磁気共鳴画像などの追加画像があれば，標的を明確にするために使用することができる．治療の再現性を高めるために，四肢の熱可塑性マスクや真空成形のカスタムバッグなどの固定具を検討することが推奨される．表面界面付近で不均一な線量分布が予想される場合は，5〜10mm 厚のボーラス材を検討する．爪の生え変わりを防ぐために爪床を遮蔽することが推奨される．しかし，アトラスに記載されているより正確な PTV ガイドラインでの照射をすることで，放射線安全の原則である ARALA の原則を守ることができる．さらに，LDRT は，SM のリスクを抑えるために，40 歳以上の OA 患者にのみ推奨される．

【大関節　治療計画】

2018 年の DEGRO ガイドラインでは，股関節と膝の両方の OA に対する LDRT の治療計画ガイドラインも含まれている．膝の場合，関節の中間点に処方された，4MV 以上のエネルギーを使用する，前後または横方向に対向するビームが推奨されている．さらに，100〜200kV のオルソボルテージが検討されることもある．股関節の治療では，10MV 以上の高エネルギーで，関節の中間点に処方された前後対向ビームが推奨される．他の関節部位と同様に，股関節および膝関節の推奨線量は，1 回あたり 0.5〜1Gy，総線量は 3〜6Gy で，週 2〜3 回の治療が行われている．股関節の治療では性腺の遮蔽を考慮する必要がある．

スペインのグループによる 3D 計画治療アトラスでは，大関節の場合の治療範囲は，小関節と同様に，関節全体と軟骨，および周囲の滑液包，筋挿入部，周囲の軟部組織構造を含むことが推奨される．臨床的に標的が十分に特定できない場合は，CT による断面撮影と 3D プランニングが提案される．治療のための固定は，腫瘍治療計画用と同様の装置を用いて検討されるべきである．

【治療の適応】

2018 年の DEGRO ガイドラインでは，膝の OA 治療としての LDRT はカテゴリーB(行わなければならない)として推奨されており，これは米国内でよく行われている外科的切除後のケロイドに対する推奨と同じである．股関節，肩関節，小関節の OA 治療としての LDRT は，カテゴリーC(実施可)として推奨されている．足首の下部と上部の治療は，データが不十分であるため推奨カテゴリーが与えられていないが，最近のデータでは LDRT の良好な反応が示唆されており，将来の更新で推奨が調整される可能性が高い．さらなる臨床研究と，リウマチ科，整形外科，疼痛専門医など他の専門医との協力により，米国における LDRT の適切な適応を明確にすることができる．現在のところ，LDRT は，他の医学的介入が尽

くされた後，あるいは人工関節置換術などのより積極的な介入治療の前(より保存的な治療が望まれる場合)の難治性治療オプションとして適切であると思われる．

【検討】

他国では臨床的に使用され，研究されているにもかかわらず，米国では OA 治療における LDRT の使用は最小限にとどまっている．米国以外で発表された数多くの最近の研究では，OA に罹患した関節に対する LDRT による治療後，中～長期の疼痛緩和と可動性の改善が示唆されている．LDRT は，費用対効果の高い，副作用の少ない非侵襲的治療法であることが示されている．LDRT は歴史的に米国で使用され，その後放棄されたが，LDRT の放射線生物学とその抗炎症効果に関する我々の理解の進歩により，米国での OA に対する LDRT の有効性を前向きに再調査することが望まれる．

LDRT の質を保証するために，投与量，分割，技術など，治療スケジュールを明確に定義することが強く求められている．さらに，治療成績の評価を向上させるために，適切な治療の臨床的エンドポイントおよび標準化された奏功評価の開発が必要である．共同研究や調査が増えれば，OA に対する LDRT の有効性を真に決定するための臨床試験の適切なサンプルサイズを達成することができる．したがって，現在の既存文献をさらに評価し，拡大するために，前向きな臨床試験で患者を治療することを検討することを推奨する．

我々はまた, 歴史的に治療されてきた他の良性疾患における RT の使用について再評価することを推奨する．現在，足底筋膜炎における LDRT の有効性を示唆する強力なデータがあり，疼痛軽減において約 80％の有効性がある．さらに，転子嚢炎，内側および外側上顆炎，各種関節の腱障害，Dupuytren 拘縮，Lederhose 病, 異所性骨化などの他の筋骨格障害における有効性を示唆するデータがある. 米国以外では，これらの疾患に対する放射線の有効性を裏付ける多くの最新データが存在するが，米国ではこれらの疾患に対する放射線の調査および使用はより限定的である．

良性疾患における RT の使用を評価するための DEGRO 科学タスクフォース, GCG-BD の形成と同様に，これらの疾患の治療について再評価し，合意勧告を作成するためのタスクフォースを米国内に設立することを提言する．新しい革新的な治療法と臨床試験を開発することで，新しい適応疾患の調査を促進することができる．過去 10 年間，米国ではがん以外の疾患に対する RT の革新的な使用に関する成長が見られた．2017 年，難治性心室頻拍(VT)の心臓アブレーションに定位 RT が有効とする画期的な報告がなされた. その後の第 1/2 相臨床試験「EP-guided Noninvasive Cardiac Radioablation for Treatment of Ventricular Tachycardia」で，難治性 VT に対する定位 RT が有効かつ安全であることが明らかにされた．震え運動障害に対する定位放射線手術の安全性と有効性については，複数の研究が発表されている．その他，現在研究中の革新的な RT 治療としては，アルツハイマー病におけるアミロイドプラーク形成抑制のための RT 使用，神経精神疾患に対する放射線手術，難治性疼痛に対する放射線手術と三叉神経痛，COVID-19 治療に対する全肺照射が挙げられる．

これらの非悪性腫瘍の治療の目的は，機能を回復し，生活の質を向上させることである．米国内に RT に関する協力団体を設立することで，治療に関するコンセンサスとエビデンスに基づく勧告を作成し，メンバー間の協力により, 非悪性疾患における機能的 RT の革新的な使用に関する研究の質を向上させることができる．

【結論】

他国では臨床的に使用され，研究されているにもかかわらず，OA 治療における LDRT は米国では最小限の使用しかされていない．米国以外で発表された数多くの最近の研究では，OA に罹患した関節に対する LDRT による治療後に，中～長期の疼痛緩和と可動性の改善が示唆されている．LDRT は，費用対効果が高く，副作用の少ない非侵襲的な治療法であることが示されている．OA 治療における最新技術の潜在的な役割について，さらなる調査を行うことが推奨される．

コメント

※解剖学的正位に則って考えて，手背から手掌側への照射を PA 照射と記載しているのだと考える．

今回この論文を紹介したのは，Red Journal の HP で直近 30 日の Most Read 論文(2022 年末時点)であったことから，世界的に関心が高いと考えたからである．LDRT といえば，コロナ肺炎への治療が近年の Hot トピックだが，コロナも終息の兆しを見せはじめ，LDRT の普及に OA 治療は魅力的である．

膝 OA は高齢女性に多く，日本では 60 歳代の女性で約半数，80 歳以上で 8 割以上が罹患し，患者数は 2,500 万人以上と推定される．また腰椎 OA は高齢男性に多く，日本の推定患者数は膝 OA よりも多く，3,700 万人以上とされている [1]．LDRT は汎用型リニアックで実施可能であることから，前述の患者数を LDRT で治療できれば相当な増収につながるが，現状では診療報酬を加算できないと思われる．また，日本人の中には「放射線＝悪．恐ろしいもの．」という認識が強く，良性疾患に対して積極的に放射線治療を選択するのは難しいかもしれない．

今後も LDRT の動向を追っていくとともに，いち診療放射線技師として，医療放射線の安全性をより普及させられるような研究活動をしていきたいと思う．

村山 祐輝 (北海道がんセンター)

参考文献

1) 関矢仁，他．変形性関節症(OA)．病気が見える vol.11 運動器・整形外科．メディックメディア社，東京，2017，398.

世界の論文シリーズ

TomoEQA: Dose verification for patient-specific quality assurance in helical tomotherapy using an exit detector

Min Cheol Han, Kyung Hwan Chang, Jihun Kim, et al. Physica Medica,2021; 82:1-6.

本論文は, tomotherapy の IMRT 患者 QA を出口検出器で得たデータで行い，従来の患者 QA と比較するもので, tomotherapy 版の portal dosimetry である．しかし，検出器に入射したデータ(サイノグラム)から MLC の開口時間を割り出し，元の計画と比較する binary MLC 特有の QA である．

【背景・目的】

IMRT における患者 QA は，電離箱とフィルム(または，半導体検出器)で行うが、この従来法はいくつかの限界がある．まず，ファントムを用いて検証するため, 患者固有の解剖学的関心領域の評価が出来ない．次に二次元測定された線量分布に基づくガンマ解析と患者の実際の線量付与との相関が弱い．最後に時間のかかるプロセスが必要という点である．

汎用型のリニアックでは, MLC ログファイルで解析する手法が考案されているが, tomotherapy は対応していないため，代替案として QA プランを一度ファントム無しで照射してそのときの出口検出器データから MLC の性能をリーフ開口時間(leaf open time:LOT)で算出する間接的手法が考案された．その手法に基づき MLC の LOT ベースで検証できる患者 QA システム TomoEQA を開発した．これは，出口検出器のデータから新たな DICOM データセット(実測から算出した LOT 情報を新たなプランとして登録すること)として出力し, Mobius 3D のような二次チェックプログラムで三次元線量計算ができるものである．TomoEQA を用いて出口検出器から得た LOT で患者 QA する手法を評価するため， 20 人分の患者 QA を実施し，従来法と比較した．

【方法】

Tomotherapy は, 64 枚のバイナリーMLC の各リーフに, open と close がある(ガントリ 1 回転を 51 プロジェクションに分け，プロジェクション毎に各リーフの開口時間が定められていて，その一つずつを LOT としている). 出口検出器は, 512 チャンネル以上のチャンバーを持つ円弧型検出器であり，ビームフルエンスがカウントされる．検出器データから LOT への変換は, chen ら [1]と Schopfer ら [2]の論文に基づいている(この論文では，サイノグラムから LOT への変換をする手法を考案したわけではないので割愛する). このシステム(TomoEQA)を用いて，全 20 症例(脳 7 例，前立腺 2 例など含むさまざまな部位) の検出器データから得られた LOT を新たなプランとして Mobius 3D に送り線量計算した．このプランと元のプランの線量分布を比較する．

TomoEQA の検証のため，従来の QA(以下，従来法とする)である電離箱線量計 A1SL と EBT3 フィルムを用いて点線量測定と二次元線量分布を測定した．また, Mobius 3D と Plan Check でも比較をした. 5%以

上の点線量誤差と, 3mm3%でガンマパス率が 90%未満をアクションレベルとした.

従来法, Mobius 3D - Plan Check, TomoEQA & Mobius 3D の 3 通りの方法で得られた点線量と線量分布を比較した.

【結果】

① 点線量

従来法は, 全て 5%以内で一致していた. Mobius 3D ‐ Plan Check と TomoEQA & Mobius 3D は, 1 例だけ 5%を超える症例があった(従来法では 2%程度).

② ガンマ解析

20 例で今回使用した三種類の方法は, 3mm3%で全てパス率 90%以上であった. この 20 例以外で過去に従来法でパスしなかった症例が 1 例(85.9%)だけあったので今回の検証してみたところ, Mobius 3D ‐ Plan check では, 96.3%であり, TomoEQA & Mobius 3D は, 87.8%であった. TomoEQA & Mobius 3D は, 従来法と同じ傾向であった.

【考察】

従来の QA 手法は, 水等価な均一ファントムであるが, TomoEQA では, 患者固有の CT 画像に実測した LOT を当てはめたため, 一対一での比較は難しいが, 1 症例以外は許容値以内でほぼ同じ傾向を示している.

点線量で 1 症例だけ, Mobius 3D - Plan Check と TomoEQA & Mobius 3D でアクションレベルを超えたものがあったが, いずれも Mobius 3D を使用しているため, Mobius 3D の線量アルゴリズムに起因すると考えられる.

ガンマ解析は, TomoEQA & Mobius 3D (97.6%±2.3%)が Mobius 3D ‐ Plan Check(99.1%±6.4%)のパス率より低い値となった. これは, Mobius 3D と Plan Check はアルゴリズムの違い, TomoEQA は実測した若干異なる LOT と元の計画を比較しているためである.

次に LOT について, 各症例で実測と計画で LOT の 2 乗平方根誤差(RMSE)は, 1cm Jaw size で 2.2%～2.6%と低く, 2.5cm Jaw size で 2.7%～9.3%, 5cm Jaw size で 3.1%～7.11%と大きくなっている. また, LOT が小さくなると MLC のレイテンシーが不正確になることが知られている[3]. 他にも, 小さい MLC フィールドや急な動き, 検出器内の散乱線などで実測と計画の LOT の不一致が起きると考えられるが, 本研究では全てガンマ解析はパスした. その不一致は, 線量計算において許容レベル内であったと考える. 今回の検討した 20 例以外で 1 例だけ従来法でパス率が低く, TomoEQA でも同様の傾向を示した症例は, LOT が小さく, これが原因だと考えられる.

本研究は著者らの施設の基準(3%3mm, 90%)で検討したが, より厳しい基準(3%3mm, 95%以上)で行えるかが今後の検討課題である.

【結論】

測定された LOT を使用して, 患者 QA が出来る TomoEQA を開発した. ファントムを設置することなく, 患者形状に基づく三次元線量検証が可能になった. 今後, より厳しいガンマ基準で検証して, 臨床で使用することを想定している.

【コメント】

出口検出器のサイノグラムデータから MLC 開口時間(LOT)を算出する TomoEQA を開発し，臨床プランを検証した論文であるが， tomotherapy のオプションで DA:delivery Analysis というものがあり，ほぼ同等の検証が Mobius 3D なしで可能である．

この論文では，プランパラメータや部位毎については言及されていない．また，ガンマパス率が低い症例を 1 例しか検証していないなど、まだたくさんの研究の余地がある．従来法の代わりとなるわけではないが，この検証が確立すれば患者 QA がパスしないプランの原因の切り分けや，Replan の必要性の判断などに利用出来る可能性は，十分にある．また，このQAはLOTの実測と計画の違いを見るものなので， より多くのプランの LOT を分析すれば，最終的にはパラメータや部位毎など複合的な条件を加味して LOT 的に無理があるプランが計画段階でわかるようになる可能性もあるため，今後の研究が期待される．

中野　聡 (手稲渓仁会病院)

参考文献

1) Quan Chen, David Westerly, Zhenyu Fang, et al. TomoTherapy MLC verification using exit detector data. Med Phys 2012; 39: 143-152.

2) Mathieu Schopfer, François O. Bochud, Jean Bourhis, et al. In air and in vivo measurement of the leaf open time in tomotherapy using the on-board detector pulse-by-pulse data. Med Phys 2019; 46: 1963-1971.

3) Binny D, Lancaster CM, Harris S, Sylvander SR. Effects of changing modulation and pitch parameters on tomotherapy delivery quality assurance plans. J Appl Clin Med Phys 2015;16:87–105.

世界の論文シリーズ

電子線 FLASH 放射線治療の治療計画システム：臨床応用のためのオープンソースシステム

Treatment Planning System for Electron FLASH Radiotherapy: Open-source for Clinical Implementation

Mahbubur Rahman, M. Ramish Ashraf, David J. Gladstone, et al.

Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2022; Mar 15; 112(4): 1023-1032.

はじめに

2020年春に発行された放射線治療部会誌 Vol. 34，No. 1（通巻58）の「世界の論文シリーズ」で，超高線量率（ultra-high dose rate：UHDR）の放射線治療（FLASH-RT）の臨床応用についての論文である「Jonathan Ollivier, et al. Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how? Radiotherapy Oncol. 2019 Oct: 139: 11-17」[1)]を紹介した．UHDRは40 Gy/s（240000 cGy/min）より高い超高線量率のことで，FLASHは患者にUHDRの放射線を照射すること（FLASH-RT）で，正常組織を保護する生物学的効果が得られる現象である．FLASHを臨床応用することで，1回あたり8～10 Gy以上の高線量の投与が可能となり，ビームオン時間が従来の線量率を用いた放射線治療よりも非常に短くなる．ビームオン時間が短くなると，照射中の患者の動きの管理の必要がなくなる．つまり，照射中に動く腫瘍や臓器をターゲットとする場合は，同期，迎撃，追尾照射を考える必要がなく，さらにinterplay効果のリスクを低減できる可能性がある．加えて，線量率がとても高いため，従来の線量率での治療よりも分割回数を減らすことができる．分割回数が少ないことで，照射ごとの位置ずれや不確かさによるリスクを最小限に減らすことができる可能性がある．このFLASH-RTに利用される線質は超高エネルギー電子線（very high energy electrons, VHEE），FLASH X-ray，および陽子線が選ばれる[1-3)]．リニアックから出力されるX線を用いてFLASH X-rayを照射可能にするためにはいくつかの技術的な問題[4)]がある．例えば，加速器の出力はFLASH-電子線の生成に使われるものの100倍である必要があり，光子を生成するターゲットはとても大きな瞬間出力に耐える得る必要がある．つまり，リニアックから出力されるビームを用いてFLASH-RTを実施する場合，VHEEがFLAH-X-rayよりも利用しやすいものと考えられる．

そこで，この「世界の論文シリーズ」では，リニアックから出力される電子線のFLASHの治療計画に関するシステムに関する論文を紹介する．この論文ではGeant4 ベースのモンテカルロ（Monte Carlo: MC）シミュレーション法と治療計画装置（treatment planning system: TPS）のEclipse（Varian Medical Systems, Palo Alto, CA）を用いている．いずれも，治療計画に関する用語で，日本放射線技術学会でよく扱われるため，馴染みやすいものと予想される．なお，詳細なデータや線量分布等の図表については実論文をご確認下さい．

緒言

患者に UHDR で放射線を照射する FLASH-RT が実施されると，体内で FLASH 効果[5-7]が得られる．FLASH 効果は，FLASH-RT によって正常組織への放射線による毒性を低減する効果のことである．近年 FLASH 効果に関する報告は増えている[8-11]．リニアックを用いた電子線の FLASH(electron FLASH：eFLASH)の照射（eFLASH-RT）の安全性を保証する報告[6]があるものの，臨床応用には患者への投与線量を事前に予測することが重要である．しかし，患者体内は水等価ファントムと異なり，構造物が均一ではないため物理密度が異なる．また，腫瘍の大きさや形状は一定ではない．したがって，事前に患者への投与線量を予測するためには，この解剖学的な密度の不均一性と腫瘍のサイズや形状に沿った複雑な照射野形状を考慮し，腫瘍とリスク臓器の線量を予測する必要がある[12]．加えて，治療計画から照射までのフローを確認する必要がある．

Van de Water らは自社の治療計画装置を利用し，陽子線のペンシルビーム走査システムによる FLASH-RT の可能性について検討している[13]. Rahman らの研究[14]は, 臨床使用されているリニアックから UHDR の電子線が照射されたことを想定している．この報告では，装置構成を最小限に改良することで UHDR ビームを照射することが可能になったとしている．従来のビームとは異なる UHDR ビームの特性を TPS でモデル化するためには，リニアックの装置構成の改良点を TPS において再現することが望ましい.

MC 法による線量計算により，複雑な照射野形状や患者体内の不均質物質における線量の予測ができ，その計算結果の不確かさを 2～3%程度に抑えることができる[15]．MC 法は，正確な線量計算と計画の最適化のために，最新の TPS に広く採用されている．この研究では，Geant4 ベースの GAMOS MC ツール上で UHDR 電子ビームの MC モデルを構築し，Eclipse に実装した（図 1 にビームモデルの開発，検証，および治療計画のフローを示す）．この MC モデルは，リニアック（Varian Clinac 2100 C/D）が，臨床使用されるアクセサリと照射野形状により UHDR を照射できるようにモデルされた[14]. MC 法で用いたビームパラメータ（平均エネルギー，エネルギーの広がり，スポットサイズまたは空間的広がり，コーン角度など）は，フィルムで測定された線量プロファイルに最も合うように設定された．測定されたビームパラメータを用いて Eclipse eMC TPS ビームモデルを構成し，2 つのモデル（転移性腎細胞癌とマウスの全脳照射）における線量分布をフィルム測定で検証した．そして，eFLASH-RT の治療計画を臨床で実用することの重要性を示した．この研究の目的は臨床使用されるアクセサリと照射野形状を用いた eFLASH-RT を LINAC 用の MC ビームモデルと治療計画システム（Eclipse）に実装できることを示すことである.

方法

Geant4 ベースの GAMOS MC ツールキットで，LINAC のスキャッタリングフォイルやターゲットなどのヘッド内構造をモデル化した．エネルギースペクトル（σ_E）と線源のコーン角度（θ_{cone}）は，MC の計算結果とフィルムを用いた実測で得られた線量分布が一致するように調整した.

フィルムを用いた eFLASH ビームの線量分布を得るために，改良型 Varian Clinac 2100 C/D から UHDR（～300 Gy/s，または～1 Gy/pulse の超高線量率）で Gafchromic EBT XD フィルム（Ashland Advanced Materials, Bridgewater, NJ）に照射した.

LINAC は 1 回照射で 40 パルスを供給した．フィルムはビーム軸に直交するように，厚みの異なる固体

水ファントムの表面またはファントム間に配置し，後方散乱を確保するために，5 cm の固体水ファントム（Sun Nuclear, Florida, USA）を設置した．

ビーム中心軸に沿って 2.5 cm×2.5 cm のフィルムを設置し，等間隔な深さにおける深部線量百分率（percent depth dose：PDD）を測定した．側方の線量プロファイルは，25 cm×20 cm のフィルムをファントム表面，1 cm，3 cm，4 cm の深さに配置し，線源表面間距離（source to surface distance：SSD）100 cm で測定した．また，SSD を 95 cm, 110 cm, 120 cm に変化させて，表面と固体ファントム中の側方プロファイルを測定した．フィルムは Rahman らの方法[14]を用いて線量を検証した．MC 法を用いてマウス全脳照射のフォワードプランニングを行い，Eclipse を用いて転移性腎細胞癌に対する eFLASH-RT 計画をコンベンショナル（Conv-RT）な治療計画を立案した．これらを FLASH-RT の計算を可能とした Eclipse によるプランと比較した．

結果

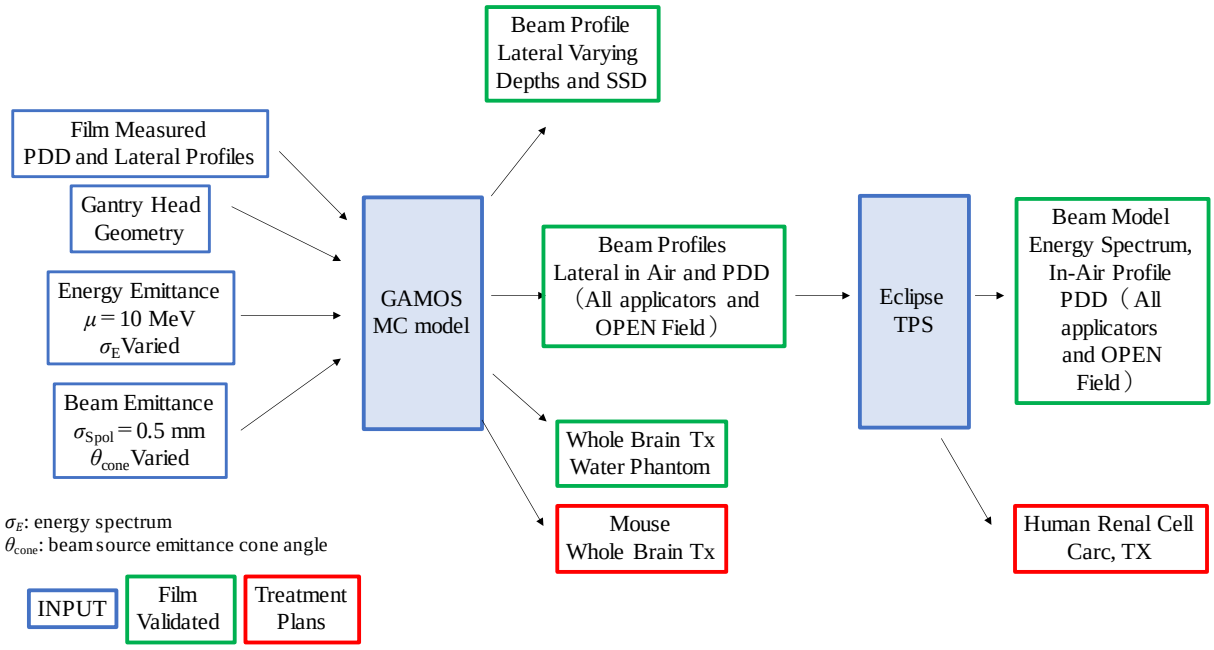
eFLASH-RT のビームモデルは，σ_E = 0.5 MeV で，θ_{cone} = 3.9° ± 0.2°で測定値と最もよく一致した．モデリング後の MC と Eclipse の absolute average error は固体ファントム内で 1.5%，空気中で 3%，PDD は 2%以内で一致し，臨床的に許容できる精度であることが確認された．MC 法を用いたマウス全脳照射のフォワード線量計算では，リスク臓器である肺を温存しながら，マウスの脳全体に十分な線量が照射できることが示された．通常使用されるアクセサリを用いた転移性腎細胞癌への治療計画は eFLASH-RT と Conv-RT で，腫瘍体積の 90%にそれぞれ処方線量の 95%と 90%が照射され，臨床的に十分な精度が担保された計画を立案することができた．

※実論文には詳細なビームプロファイルと線量分布が示されているので，実論文をご確認ください．

結論

この研究では，臨床使用することを想定し，汎用 LINAC による UHDR 照射（eFLASH-RT）を計画できるように TPS プログラムを作成した．マウスとヒトへの治療計画を立案し，MC 法と計算結果を比較した．この TPS は eFLASH-RT ビームモデルにより線量計算ができる最初の装置であり，通常照射のワークフローから最小限の変更だけで治療計画とその評価が可能であることを示した．GAMOS MC モデルの Eclipse TPS への実装について検証するために，複雑な照射野形状および人体組織の不均質性を含めたファントムで評価した．そして，eFLASH-RT と Conv-RT の治療計画の計算精度を Gafchromic フィルムを用いて評価した結果，臨床で許容できる精度であることが確認された．

本研究で紹介した方法は，TPS に設定する UHDR 照射装置をモデル化するために利用することが可能である．(<https://github.com/optmed/eFLASHBeamModeltoTPS>)．FLASH-RT は，UHDR の放射線を照射することで正常組織を保護する生物学的効果が得られる現象を利用している．現在の治療計画装置では，線量率が線量分布に表現されていない問題がある．将来的に，FLASH-RT の線量率とその生物学的効果が線量分布に反映されることが必要である．そして，臨床応用を想定した大規模動物試験で，更なる検証が行われる予定である．



※論文内の Figure1 を参考に筆者が作成

図 1　GAMOS MC と Eclipse TPS 上における，ビームモデルの開発と検証，そして治療計画を作成する方法の流れを示した図．この図は左から右へ時系列が進んでいることを意味する．

筆者のコメント

この論文では Eclipse の登録データに FLASH-RT 用のビームデータを入力することにより，FLASH-RT 専用の TPS ではなく汎用の TPS を用いて，初めて物理現象について線量分布が計算できるようになったところに新規性があるものと考える．さらに，必要な物理データがオープンソースとなっていることが，新しい試みである．ところで，FLASH による生物学的効果（FLASH 効果）がなぜ起こるのか，そのメカニズムは全て解明をされておらず，UHDR による生物学的効果なのか物理学的効果との複合的なものなのかどうかも明らかになっていない．FLASH-RT によって，細胞内の酸素濃度に依存した放射化学イベントが早期に起こること [1)]，酸素が枯渇することで照射した組織に放射線抵抗性が生じること [16-19)]などが示唆されている．その結果，相対的に組織が保護される [1)]と考えられている．つまり，FLASH-RT による線量分布を完全に計算するためには物理現象に加えてこれらの生物学的効果が明らかとなり，TPS を用いてこれらの効果が計算できると大変有意義であると感じた．これからの FLASH-RT がより発展し，多くの患者にとって資する技術となることが期待される．

津野 隼人 (群馬県立県民健康科学大学)

参考文献

1. Jean Bourhis, Pierre Montay-Gruel, Patrik Gonçalves Jorge, et al. Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how?. Radiotherapy Oncol. 2019 Oct: 139: 11-17.
2. Buonanno M, Grilj V, Brenner DJ. Biological effects in normal cells exposed to FLASH dose rate protons. Radiother Oncol 2019. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2019.02.009.
3. Patriarca A, Fouillade C, Auger M, Martin F, Pouzoulet F, Nauraye C, et al. Experimental set-up for FLASH proton irradiation of small animals using a clinical system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2018;102:619–26. https://doi.org/ 10.1016/j.ijrobp.2018.06.403.
4. Montay-Gruel P, Petersson K, Jaccard M, Boivin G, Germond JF, Petit B, et al. Irradiation in a flash: Unique sparing of memory in mice after whole brain irradiation with dose rates above 100 Gy/s. Radiother Oncol 2017;124:365–9. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.05.003.
5. Vozenin M-C, De Fornel P, Petersson K, et al. The Advantage of FLASH Radiotherapy Confirmed in Mini-pig and Cat-cancer Patients. Clin Cancer Res. Published online June 6, 2018. doi:10.1158/1078-0432.CCR-17-3375.
6. Bourhis J, Sozzi WJ, Jorge PG, et al. Treatment of a first patient with FLASH-radiotherapy. Radiother Oncol. 2019;139:18-22. doi:10.1016/j.radonc.2019.06.019.
7. Montay-Gruel P, Acharya MM, Petersson K, et al. Long-term neurocognitive benefits of FLASH radiotherapy driven by reduced reactive oxygen species. Proc Natl Acad Sci. 2019;116(22):10943-10951. doi:10.1073/pnas.1901777116.
8. Wilson JD, Hammond EM, Higgins GS, Petersson K. Ultra-High Dose Rate (FLASH) Radiotherapy: Silver Bullet or Fool’s Gold? Front Oncol. 2020;9. doi:10.3389/fonc.2019.01563.
9. Bourhis J, Montay-Gruel P, Gonçalves Jorge P, et al. Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and

how? Radiother Oncol. 2019;139:11-17. doi:10.1016/j.radonc.2019.04.008.

10. Favaudon V, Caplier L, Monceau V, et al. Ultrahigh dose-rate FLASH irradiation increases the differential response between normal and tumor tissue in mice. Sci Transl Med. 2014;6(245):245ra93-245ra93. doi:10.1126/scitranslmed.3008973.
11. Mazal A, Prezado Y, Ares C, et al. FLASH and minibeams in radiation therapy: the effect of microstructures on time and space and their potential application to protontherapy. Br J Radiol. 2020;93(1107):20190807. doi:10.1259/bjr.20190807.
12. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning: AAPM Task Group Report No. 105: Monte Carlo-based treatment planning. Med Phys. 2007;34(12):4818-4853. doi:10.1118/1.2795842.
13. Van de Water S, Safai S, Schippers JM, Weber DC, Lomax AJ. Towards FLASH proton therapy: the impact of treatment planning and machine characteristics on achievable dose rates. Acta Oncol. 2019;58(10):1463-1469. doi:10.1080/0284186X.2019.1627416.
14. Rahmann M, Ashraf MR, Zhang R, et al. Electron FLASH Delivery at Treatment Room Isocenter for Efficient Reversible Conversion of a Clinical LINAC. Int J Radiat Oncol. Published online January 2021. doi:10.1016/j.ijrobp.2021.01.011.
15. Reynaert N, van der Marck SC, Schaart DR, et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. Radiat Phys Chem. 2007;76(4):643-686. doi:10.1016/j.radphyschem.2006.05.015
16. Wilson P, Jones B, Yokoi T, et al. Revisiting the ultra-high dose rate effect: implications for charged particle radiotherapy using protons and light ions. Br J Radiol. 2012;85e933-939.
17. Durante M, Brauer-Krisch E, Hill M. Faster and safer? FLASH ultra-high dose rate in radiotherapy. Br J Radiol. 2018;91:20170628.
18. Pratx G, Kapp DS. Ultra-High-Dose-Rate FLASH Irradiation May Spare Hypoxic Stem Cell Niches in Normal Tissues. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2019;105:190-192.
19. Vozenin, M. C., Hendry, J. H. and Limoli, C. L., Biological benefits of ultra-high dose rate FLASH radiotherapy: Sleeping beauty awoken, Clin. Oncol. (R. Coll. Radiol.),2019 31; 407–415.

放射線治療部会役員氏名

部会長

辰己　大作　(都島放射線科クリニック)

委員

鈴木　幸司　(山形大学医学部附属病院)
林　　直樹　(藤田医科大学)
小島　秀樹　(札幌東徳洲会病院)
中島　大　　(がん研究会有明病院)
佐々木幹治　(徳島大学大学院)
松本　賢治　(近畿大学病院)
廣瀬　貴章　(九州大学病院)
篠田　和哉　(茨城県立中央病院)

編集後記

表紙画像は，札医大 染谷先生撮影のいて座方向，夏の天の川です.「我々が所属する天の川銀河の中心方向を見ているので，多くの散光星雲や暗黒星雲が入り乱れています．外から見ている分には綺麗ですねーで済むのですが，この中に地球が放り込まれたら，かなりの放射線を浴び，超新星爆発で吹き飛ばされたり、ブラックホールに吸い込まれたり，非常に生活に苦労する事が予想されます (そもそも生命が生まれないか？).」

2017 年秋号から約 7 年間，部会誌の編集に携わってきました．様々な出来事がありましたが，なんとか努め上げることができました．皆様の協力が無ければ雑誌編集作業は務まらなかったなあと，強く思います．原稿を執筆いただいた皆様，ありがとうございました．なお私が編集担当の期間は，全て染谷先生の天体撮影画像を表紙へ使わせていただきました．先生毎度コメントありがとうございました．これからも治療部会誌をご愛顧いただくよう，よろしくお願いします．　(小島)

令和 5 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 部会長　辰己　大作

〒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

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