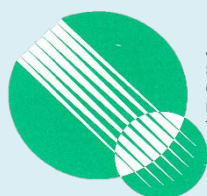


ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol. 32 No. 1 (通巻 54)



2018 年(平成 30 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. 32 No. 1 (通巻 54)

・巻頭言

「世運隆替（せうんりゅうたい）」 有 路 貴 樹.....4

・第 76 回放射線治療部会開催案内.....5

・放射線治療関連プログラム（第 74 回日本放射線技術学会総会学術大会）6

教育講演[放射線治療部会] 予稿

「DIR ガイドラインの概要」 木 藤 哲 史.....8

・第 76 回放射線治療部会 発表予稿

「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

座長「本シンポジウムの概要」 有 路 貴 樹
辰 己 大 作.....11

1. DIR のアルゴリズム-装置の違いを含めて- 武 村 哲 浩.....12

2. DIR の受入試験, コミッショニング, QA 佐 々 木 幹 治.....13

3. DIR の臨床への応用と注意点 -自動輪郭抽出と線量分布合算-
武 川 英 樹.....15

4. DIR の臨床での様々な利活用 今 江 禄 一.....16

・専門部会講座入門編「放射線障害防止法の改定について」 筑 間 晃 比 古.....17

・専門部会講座専門編「IGBT ガイドラインの概説」 小 島 徹.....19

・第 75 回放射線治療部会 発表後抄録

教育講演「放射線治療線量計の分離校正の意義」 清 水 森 人.....20

シンポジウム「電離箱線量計の分離校正の実際」

座長集約

1. 電位計の仕組み

2. 電位計の国際規格

3. ユーザー点検

4. 分離校正サービスについて

中 口 裕 二

小 島 秀 樹.....25

井 原 陽 平.....27

河 内 徹.....32

木 下 尚 紀.....35

佐 方 周 防.....47

・専門部会講座入門編「体内における放射線の相互作用」

小 森 雅 孝.....52

・専門部会講座専門編「Deformable Image Registration のアルゴリズム」

武 村 哲 浩.....54

・寄稿 治療技術事始め (新連載)

第一回 シェル創世記

佐々木潤一.....58

・Multi-scale technology (新連載)

1st. Triangle products

橘 英 伸.....72

・第 45 回秋季学術大会(広島市) 座長集約77

・第 48 回放射線治療セミナー 報告

参加レポート

羽 生 裕 二.....91

野 瀬 英 雄.....92

・地域・職域研究会紹介

(北海道放射線治療 語る部屋 の紹介)

畑 中 康 裕.....93

・世界の論文紹介

Predicting survival time of lung cancer patients using radiomic analysis

Ahmad Chaddad, Christian Desrosiers, Matthew Toews, et al.

Oncotarget, 2017, vol.8, (No. 61), pp: 104393-104407

永 見 範 幸.....96

巻頭言

「世運隆替（せうんりゅうたい）」

国立がん研究センター東病院放射線技術部
放射線治療室
有路貴樹



会員皆様におかれましては、本学会、部会活動へのご支援、ご厚情を賜り厚くお礼を申し上げます。

私事ではありますが大型バイクで天気の良い休日は箱根までふらっと出かけます。バイクを安全に乗るにはもちろん前を見て交通状況やいろんな情報を見て判断、危険予知する必要があります。またメンテナンスも大事です。手を抜いたり安全を確認せず突っ走れば事故につながります。かといって安全ばかりを重視していれば楽しさも半減します。このバランス感覚が重要であり放射線治療と共通する部分が多いのではないかと考えています。

さて、第3期がん対策推進基本計画(平成29年10月24日厚生労働省ホームページより)が公開されました。分野別施策として“がん医療の充実”が挙げられ、この中で放射線治療の充実という事が書かれています。安全で高精度な放射線治療は今後も重要である事は当面変わらないと思います。しかしながら“がんゲノム医療”や医療経済を大きく変えると言われる免疫療法やウイルス治療などナノテクノロジーや抗体等を利用したDDS(drug delivery system)の開発が盛んに行われています。中でもオバマ前大統領が2012年の一般教書演説で世界に誇った近赤外線免疫療法は臨床的なインパクトが大きい治療法であり当院でも先日、勉強会が開催され治験が開始される予定です。他にも多くの医療技術が開発され、ここ数年でがん医療が大きく変わると考えています。このような環境のなかで医師が行わなくてもよい業務を見直す事が進められています。内閣も働き方改革を宣言しています。今後は多くの知識を活用して放射線技師が治療計画を策定出来る様な環境を進めることで、これに関連する例えば自動化などの研究範囲も広がると考えています。

放射線治療の業務として10年前にやっていた事、現在行っている事、10年先に行うべき事を考え、時代の流れに見合う業務やこれに関係する研究や人材育成、また働き方をバランスよく行う事が今後は重要であると考え、これからも関係する皆様と頑張っていこうと思っています。

第76回放射線治療部会開催案内

教育講演9 [放射線治療部会] 4月15日 (日) 8:50~9:50 国立大ホール

司会 山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「DIRガイドラインの概要」

がん・感染症センター 都立駒込病院 木藤 哲史

第76回放射線治療部会 4月15日 (日) 9:50~11:50 国立大ホール

「放射線治療におけるDeformable Image Registration (DIR)の利用」

司会 国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

都島放射線科クリニック 辰己 大作

1. DIRのアルゴリズム -装置の違いを含めて-

金沢大学 武村 哲浩

2. DIRの受入試験, コミッショニング, QA

徳島大学病院 佐々木幹治

3. DIRの臨床への応用と注意点 -自動輪郭抽出と線量分布合算-

関西医科大学 武川 英樹

4. DIRの臨床での様々な利活用

東京大学医学部附属病院 今江 禄一

放射線治療関連のプログラム

第74回日本放射線技術学会総合学術大会(横浜市)

合同教育セッション 4月13日(金) 9:10~11:40 302室

「前立腺の診断から治療まで」

司会 国立病院機構東京医療センター 萬 篤憲
近畿大学医学部附属病院 奥村 雅彦

1. 「泌尿器科医の立場から」

東海大学 宮嶋 哲

2. 「前立腺癌におけるマルチパラメトリックMRI の役割」

獨協医科大学 楫 靖

3. 「前立腺癌に対する放射線治療」

慶應義塾大学 大橋 俊夫

4. 「放射性医薬品による前立腺癌の診断と治療」

東京医科大学 吉村 真奈

5. 「前立腺癌高精度放射線療法における診療放射線技師の役割」

多根総合病院 川守田 龍

6. 「前立腺癌に対する高精度放射線治療 ～医学物理士の立場から～」

広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター 小野 薫

専門部会講座(治療)入門編 4月14日(土) 8:00~8:45 F201+202室

司会 東京女子医科大学病院 羽生 裕二

「放射線障害防止法の改定について」

東京医科大学病院 筑間晃比古

JSRT-JSMP 合同特別講演 4月14日(土) 10:00~10:50 502室

司会 藤田保健衛生大学 林 直樹

「The TG-132 Concept and Evolution of Imaging and Image Use in Radiotherapy」

Washington University Sasa Mutic

専門部会講座(治療)専門編 4月14日(土) 12:00~12:45 F201+202室

司会 広島大学病院 中島 健雄

「IGBT ガイドラインの概説」

埼玉県立がんセンター 小島 徹

第 115 回日本医学物理学会学術大会(横浜市)

Seminar

April 14 (Sat.) 13:35-15:05 (418 + 419)

Introduction of the Revised Standard Dosimetry of Absorbed Dose to Water in Brachytherapy. (Standard Dosimetry in Brachytherapy 18)

	Moderator: Teikyo Univ.	Shinji Kawamura
	Kyoto Prefectural Public Univ. Corporation	Tadashi Takenaka
1. The current status of measurement standards for sealed brachytherapy sources in Japan	Kindai Univ.	Takahiro Yamada
2. Supplement to the uncertainty evaluation and dose calculation algorithms	Keio Univ.	Takashi Hanada
3. Dosimetry and QA for 125I Permanent Implant Brachytherapy	Osaka Univ.	Yutaka Takahashi
4. Dosimetry of source strength for high dose rate brachytherapy	Saitama Cancer Center	Toru Kojima
5. Quality assurance in brachytherapy for accident prevention	National Cancer Center Hosp.	Hiroyuki Okamoto

Symposium

April 14 (Sat.) 15:10-17:00 (418 + 419)

A Separate Calibration of a Radiotherapy Dosimeter

	Moderator: Chiba Cancer Center	Toru Kawachi
	QST/NIRS	Makoto Sakama
1. Electrometer guideline for radiotherapy dosimeter	NMIJ, AIST	Morihito Shimizu
2. Basic principles of electrometer for ion chamber	EMF Japan Co., Ltd.	Yohei Ihara
3. Performance checks for an electrometer in a radiotherapy clinic	Univ. of Fukui Hosp.	Naoki Kinoshita
4. The calibration service of ANTM as the secondary standard dosimetry laboratory in Japan	ANTM	Nobuhiro Takase

予稿

「DIR ガイドラインの概要」

がん・感染症センター都立駒込病院 木藤 哲史

非剛体画像レジストレーション (deformable image registration; DIR) とは、被変形画像の各画素の位置をそれに対応する目標画像の画素位置に移動させるベクトルを生成し、被変形画像を目標画像に一致するように変形させる照合のことである (図 1 参照)。

放射線治療領域における DIR では、治療計画 CT や CBCT (cone beam CT) 等の画像を被変形画像とし、その画像に紐付いた情報 (画素値、輪郭、治療計画パラメータ、線量分布等) を目標画像に一致させる技術として用いられる。

2017 年に AAPM より DIR に関するタスクグループレポート 132[1]が報告されたことにより、臨床における更なる利用増大が見込まれる。このような現状を鑑み、JASTRO QA 委員会は、DIR の臨床使用における国内のガイドラインを策定することとした。また、DIR の臨床的な有用性については、過去の DIR に関する文献を網羅的に調査し、ガイドラインに記載する内容を決定した。本予稿では、DIR ガイドラインの内容の極々一部を紹介する。

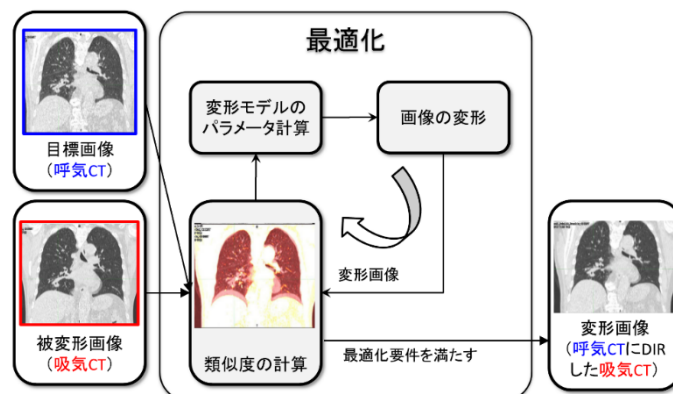


図 1 DIR アルゴリズムの流れ

放射線治療領域における DIR の意義

臨床における DIR の利用については、具体的には、以下のような利用方法が挙げられる。

- MRI (magnetic resonance imaging) や PET (positron emission tomography) /CT 等の診断画像と治療計画 CT の DIR により、臓器や標的の輪郭を正確に描出するための輪郭描出支援[2]や輪郭のセグメンテーション[3]
- 治療計画 CT での輪郭のセグメンテーション[3]や、再治療計画 CT への輪郭のプロパゲーション[4]

- 4DCT 等の多相情報を利用した四次元の治療計画[5]
- 機能画像等を作成して治療計画に応用すること[6]
- 治療計画 CT で計算された線量分布を治療期間中の再治療計画 CT 又は画像誘導機器による照合画像に DIR を行うことにより，日々の治療精度を確認することや，基準とする画像へ向けての線量合算[7]
- 適応放射線治療及びオンライン適応放射線治療[8, 9]
- 再照射症例において，過去に投与された線量分布を新規の治療計画 CT に反映し，再治療計画すること[10]

DIR の精度検証

DIR の精度評価とは，変形画像と目標画像の一致度を確認することである．その検証方法を以下に挙げる[11]．

1. 視覚評価．簡便だが評価者の主観的な判断が精度評価に影響を与えるため，臨床で使用する場合には，統一した判定基準を作成する必要がある．例えば，“全く一致していない”を示す 0 から“完全に一致している”を示す 4 までの 5 段階尺度で評価する方法がある．
2. 輪郭情報に基づく定量的評価．DIR で作成された変形画像上の輪郭と目標画像上の輪郭の一致度を評価する．ダイス係数（図 2 参照），ジャッカード係数，ハウスドルフ距離等がある．
3. 解剖学的指標を使用した目標レジストレーション誤差．被変形画像と目標画像で解剖学的特徴が等しい位置に指標を設置し，その 2 点の座標差を評価する（図 3 参照）．

ダイス係数 =

$$\frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|}$$

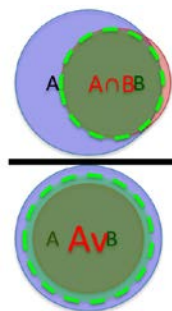


図 2 ダイス係数の算出

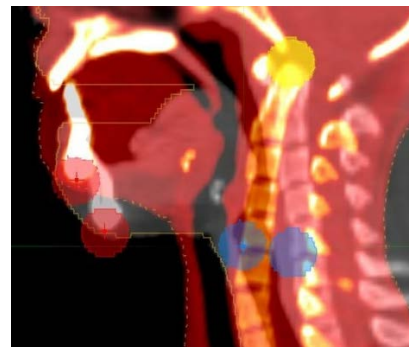


図 3 目標レジストレーション誤差の算出

DIR を利用する際の注意点，実施体制

DIR は様々な画像とそれに附随する情報を利用する技術であり，作業全体に渡ってそれらの情報の関連付けに間違いがないように注意しなければならない．また，臨床で DIR を使用する場合は，適用する部位及び使用するアルゴリズムやパラメータごとにその精度を検証し，コミッシングしなければならない．

DIR を実行するソフトウェアは，治療計画装置と同様の品質管理及び品質保証が必要である．従って，DIR ソフトウェアの品質管理について責任をもって実施する者（医学物理士等）を指定することが望ましい．

以上に挙げた DIR の利点や注意点，精度検証法を踏まえ，臨床面で積極的に活用して頂きたい．

参考文献

- [1] K.K. Brock, S. Mutic, T.R. McNutt, *et al.*, Use of image registration and fusion algorithms and

- techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132, *Med. Phys.*, 44 (2017) e43-e76.
- [2] X. Yang, N. Wu, G. Cheng, *et al.*, Automated segmentation of the parotid gland based on atlas registration and machine learning: a longitudinal MRI study in head-and-neck radiation therapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 90 (2014) 1225-1233.
- [3] J. Yang, A. Amini, R. Williamson, *et al.*, Automatic contouring of brachial plexus using a multi-atlas approach for lung cancer radiation therapy, *Pract. Radiat. Oncol.*, 3 (2013) e139-147.
- [4] S. Thornqvist, J.B. Petersen, M. Hoyer, *et al.*, Propagation of target and organ at risk contours in radiotherapy of prostate cancer using deformable image registration, *Acta Oncol.*, 49 (2010) 1023-1032.
- [5] N. Hardcastle, W. van Elmpt, D. De Ruyscher, *et al.*, Accuracy of deformable image registration for contour propagation in adaptive lung radiotherapy, *Radiat. Oncol.*, 8 (2013) 243.
- [6] T. Yamamoto, S. Kabus, T. Klinder, *et al.*, Four-dimensional computed tomography pulmonary ventilation images vary with deformable image registration algorithms and metrics, *Med. Phys.*, 38 (2011) 1348-1358.
- [7] M. Guckenberger, A. Kavanagh, M. Partridge, Combining advanced radiotherapy technologies to maximize safety and tumor control probability in stage III non-small cell lung cancer, *Strahlenther. Onkol.*, 188 (2012) 894-900.
- [8] D.L. Schwartz, A.S. Garden, S.J. Shah, *et al.*, Adaptive radiotherapy for head and neck cancer--dosimetric results from a prospective clinical trial, *Radiother. Oncol.*, 106 (2013) 80-84.
- [9] L. Dong, Online Adaptive Radiotherapy: Are We Ready?, AAPM Summer School, 2011.
- [10] S. Senthil, G.H. Griffioen, J.R. van Sornsen de Koste, *et al.*, Comparing rigid and deformable dose registration for high dose thoracic re-irradiation, *Radiother. Oncol.*, 106 (2013) 323-326.
- [11] K.K. Brock, S. Mutic, T.R. McNutt, *et al.*, Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132, *Med Phys*, DOI 10.1002/mp.12256(2017).

予稿「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

0. 本シンポジウムの概要

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

都島放射線科クリニック 辰己 大作

現代の放射線治療において X 線画像を利用しない日はないというほど、放射線治療における画像利用は普及している。さらに、放射線治療計画において MRI 画像や PET 画像などを利用し、ターゲットやリスク臓器を同定する作業は当たり前のように行われるようになった。これは、放射線治療計画装置や放射線治療計画支援ソフトの進歩によるところが大きく、装置さえあれば、容易に画像の重ね合わせができるようになった。また近年、非線形イメージレジストレーション DIR (Deformable Image Registration) の技術が急速に普及しており、DIR を利用したターゲットやリスク臓器の描出支援 (セグメンテーション)、輪郭抽出 (プロパゲーション)、さらに線量合算や適応放射線治療など、臨床に大きなメリットをもたらしている。DIR の技術は、容易に利用することができる一方、得られた結果が正しくない、もしくは正しいかの判断が難しい場合もあり、利用には細心の注意が必要といわれている。さらに、DIR を導入する際の精度検証方法も確立されておらず、実際に何もチェックせずに利用している施設も多いのではないと思われる。このたび、DIR ガイドラインが発刊されることになり、これを機に、より具体的に DIR の利用について理解を深めるために、本シンポジウムを開催することになった。

今回のシンポジウムでは、DIR の導入から利用、またその注意点について DIR ガイドラインの作成メンバーである 4 名の先生方にご講演を頂く。金沢大学 武村 哲浩先生からは DIR のアルゴリズム-装置の違いを含めて、徳島大学病院 佐々木 幹治先生からは DIR の受入試験、コミッショニング、QA について、関西医科大学 武川 英樹先生からは DIR の臨床への応用と注意点 -自動輪郭抽出と線量分布合算-について、東京大学医学部附属病院 今江 禄一先生からは DIR の臨床での様々な利活用について報告して頂く。

このシンポジウムを通して DIR 技術の安全利用の理解が進むことを期待する。

予稿 「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

1. DIR のアルゴリズム-装置の違いを含めて-

金沢大学 武村 哲浩

Deformable Image Registration (DIR) 技術がようやく放射線治療の分野で臨床利用されだしている。簡単などころでは臓器や標的の輪郭作成補助や過去の治療計画から新しい治療計画へ体型や臓器変化に合わせた輪郭の複写，より活用しているところでは線量合算などに使用されている。

これら臨床利用において，DIR 技術の理解が不確かなままであると DIR により生じた不具合などに対処できない。市販されている DIR システムのアルゴリズムはブラックボックスでメーカーもあまり公にしていない。しかしながら，基礎的なアルゴリズムを理解しているだけでも使用する DIR システムの挙動を理解しやすくなる。現在本邦で販売されているシステムは主に，demons 系，free form deformation (FFD) 系，finite element modification (FEM) 系に別れる。本シンポジウムでは，demons 系や FFD 系は第 45 回秋季学術大会 (広島，2017) にて講演した内容とかぶるためおさらい程度に概説し，取り上げなかった FEM 系のアルゴリズムを紹介する。また，主な DIR システムにおいてそれぞれの違いや DIR 精度についても論文から紹介する。

予稿 「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

2. DIR の受入試験, コミッショニング, QA

徳島大学病院 佐々木 幹治

DIR を臨床導入するためには, DIR 装置の受入試験とコミッショニングが必要となる. DIR 装置の受入試験とは, 仕様書通りに稼働することを確認するために行う試験である. DIR ソフトウェアで使用する基本的な機能の多くは治療計画装置と重複するため, 試験項目は AAPM TG-53¹⁾および日本医学物理学会 TG01²⁾に準拠する.

DIR の精度は, 画像の種類や部位により異なることが報告されており, 商用のソフトウェアでも DIR の結果は, 毎回同じ結果を示さない. また, 使用方法により精度が異なるとの報告もある. そのため, 臨床開始前に使用用途にあわせた DIR の精度を評価することが望ましい. DIR の精度評価検証方法には, 視覚評価, 輪郭情報に基づく定量評価, 解剖学的指標を使用した定量評価がある. 視覚評価は, 簡便であるが, 評価者の主観的な判断が精度評価に影響を与えるため注意が必要である. 臨床で使用する場合には, 観察者間での評価のばらつきを低減させるための統一した判定基準を作成する必要がある. 具体的な評価法の例として, “画像全体が良好に一致している”を示す 0 から “利用すべきでない”を示す 4 までの 5 段階尺度を用いて評価する方法がある. 輪郭情報に基づく評価は, 被変形画像と目標画像の両画像上に輪郭が作成されている場合のみ使用が可能である. DIR のアルゴリズムによって算出された変形ベクトル場を被変形画像の輪郭に適用させることで, 目標画像上に変形した輪郭が作成される. 作成された輪郭と目標画像上の輪郭の一致度から, DIR の精度を双方の輪郭の類似度として評価する手法である. 指標としてダイス係数, ジャカード係数, ハウスドルフ距離等がある. これらの指標を用いた方法では, DIR の精度を定量的に評価できるが, 体積の一致度のみを評価しているため, ボクセル単位での一致度を評価することはできないとされている. 解剖学的指標を使用した目標レジストレーション誤差 (target registration error : TRE) による定量評価は, 変形画像と目標画像で同一の解剖学的特徴を示す位置にそれぞれ指標点を設置し, その 2 点の座標差を DIR の誤差として評価する方法である. コミッショニングに用いられる精度検証用のツールとしては大きく分けて 2 種類あり, ①ファントム (物理ファントムと仮想ファントム) と患者画像である. 物理ファントムや仮想ファントムを用いたコミッショニングでは, DIR ソフトウェアで求めたボクセル単位の変形量と既知の変形量を比較することで, 容易にボクセル単位の空間的な DIR の精度を評価できる. しかし, どちらのファントムも現実に近い変形を再現させることはできるが, 実際に臨床条件を完全に再現できるかが課題となる. 患者画像では, 臨床で使用する目標画像と被変形画像

を検証用のデータとして使用する．この方法では実際の臨床条件で検証が可能であるが，ファントムでの検証とは異なり変形量が既知ではないため，正確に空間的な DIR の精度を評価することが困難である．しかし，コミッショニングのみでは，全ての臨床使用条件を網羅した評価を行うことは困難である．従って，患者毎に DIR の精度を確認することが望ましいといえる．年 1 回の定期的 QA では，コミッショニングで評価したデータを基準として使用し，試験結果の不変性を確認する．また，ソフトウェアのバージョンアップ等によりシステムの仕様が変更された場合は，再度 DIR の精度を評価する．この項目においても同様にコミッショニングで評価したデータを基準として使用することが望ましい．

- 1) B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, et al., American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Med. Phys., 25 (1998) 1773-1829.
- 2) 日本医学物理学会 QA/QC 委員会, X 線治療計画システムに関する QA ガイドライン 日本医学物理学会 タスクグループ 01, 2007.

予稿「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

3. DIR の臨床への応用と注意点

- 自動輪郭抽出と線量分布合算 -

関西医科大学 武川 英樹

近年リリースされている放射線治療計画装置および治療計画支援装置の多くはDIRを応用した機能を搭載している。ターゲットやリスク臓器の自動輪郭抽出や異なる画像で計算された線量分布の合算がこの代表である。

自動輪郭抽出は、基準となる輪郭情報を有するデータベース（アトラス）に基づいて輪郭抽出を行うセグメンテーションと、対象となる患者がすでに保有する自身の輪郭情報に基づいて輪郭抽出を行うプロパゲーションがある。自動輪郭抽出は輪郭作成に要する時間を短縮するだけでなく、輪郭の再現性を向上させることが多数報告されている。一方で、自動抽出された輪郭をそのまま採用するのは現時点で難しい場合が多い。そのため、抽出された輪郭をスライス毎に確認し、必要に応じた修正が必要となる。

線量分布合算は異なる画像に基づいて計算が行われた線量分布を、画像間の解剖学的に対応する点に基づき合算を行う。4DCTの各呼吸位相で計算された線量分布の合算、治療期間中に取得した複数の治療計画画像に対して計算された線量分布の合算、以前に照射した治療計画と再照射の治療計画における線量分布の合算、外部照射と腔内/組織内照射の線量分布の合算などが想定される。DIRによる線量合算は画像間に解剖学的な対応点があるという仮定の下で計算されるが、画像間に対応点がない変形も存在しており、その使用と解釈には注意を払わなければならない。

DIRを応用した自動輪郭抽出、線量分布合算はどちらも同じプロセスにて行われており、画像間の変形量（変形ベクトル場）の計算を行い、この情報に基づいて輪郭/線量分布の変形を行っている。そのため、自動輪郭抽出、線量分布合算の精度はDIRにより計算される変形ベクトル場の精度に依存する。自動輪郭抽出では抽出する輪郭辺縁の変形ベクトル場の精度が特に重要となるが、線量分布合算においては輪郭内部も含めた線量計算領域全体の精度が求められる。

自動輪郭抽出、線量分布合算ともに通常の放射線治療でも利用可能であるが、適応放射線治療や4次元治療計画、再照射で特に有用である。今後これら治療が普及するにつれてこのDIRの臨床応用に触れる機会が多くなると予想され、臨床使用に当たっては、自動輪郭抽出および線量分布合算の特徴および注意点を把握しておくことが重要である。本講演では、DIRの臨床応用である自動輪郭抽出、線量分布合算の臨床的有用性ならびに使用上の注意点を自験例、最新知見を踏まえ報告する。

予稿 「放射線治療における Deformable Image Registration (DIR) の利用」

4. DIR の臨床での様々な利活用

東京大学医学部附属病院 今江 禄一

現状の放射線治療において、医用画像は治療計画時の線量計算や照射時の位置照合など様々な場面で利用されており、多くの場合、基準画像として治療計画用画像が用いられる。分割照射による放射線治療では完遂まで一定の期間を必要とし、照射時に患者の体重や形態、呼吸などが計画時と異なる症例に遭遇することがある。照射時と計画時の差異は計画した線量分布と実際に投与された線量分布の差異につながると考えられ、これらの差異に対して DIR は柔軟に対応することが期待されている。

DIR が有効活用される症例として、①治療期間内に体重変化や形態変化が生じる、②標的が動く、③同一もしくは隣接部位への再照射、④異なる照射技術を組み合わせて治療を行う、などが挙げられる。近年では画像誘導放射線治療 (Image-guided radiotherapy: IGRT) が実施可能な照射装置が増えたことにより、以前より簡便に治療室内で画像が取得できるようになった。IGRT によって得られた画像と DIR を用いた新たな取り組みが行われており、その結果は今後の臨床に浸透していくと予想される。

当院では治療計画装置の1つである RayStation (RaySearch 社製) が研究用のライセンスで納入されており、RayStation の機能の1つとして DIR を使用する環境がある。臨床においては IMRT が全体の3割以上を占め、IGRT は全体の7割程度で実施されている。また、肺癌や前立腺癌に対する体幹部定位放射線治療では照射中のコーンビーム CT (cone beam computed tomography: CBCT) 画像を取得しており、これら臨床で得られた治療直前や治療中の CBCT 画像と DIR を組み合わせることによって、積算線量分布など新たな評価法の確立を模索している。

同一もしくは隣接部位への再照射が必要となった症例では過去の線量分布と新たに作成する線量分布の合算を行うことで、再照射の実施によって正常組織の耐容線量を超過しないかを把握することが期待される。また、新たに作成する治療計画に強度変調放射線治療を採用する場合には、過去の輪郭を最適化計算用の輪郭として利用することが可能である。小線源治療では外照射と同様に輪郭描出支援や線量合算に DIR が利用され、2つの異なる照射技術、例えば小線源治療と外照射を組み合わせる治療を行う場合においても DIR が利用される。再照射や小線源治療における DIR の利用は当院では未検討であるため、先行研究を参考に DIR の有用性や現状の課題について報告する。

予稿

「放射線障害防止法の改定について」

東京医科大学病院 筑間 晃比古

今回の法律改正を行う事になった背景は、平成28年1月、IAEA(国際原子力機関)による IRRS(総合的規制評価サービス: Integrated Regulatory Review Service)を受け、その結果、国際基準との整合性という観点から、我が国は、放射線源による緊急事態への対応等、放射線規制に関する取組を強化すべきであるとの勧告を受けた。その勧告は「放射性物質及び関連施設に関する核セキュリティ勧告」題された物であった。IRRSの結果から我が国は、国際的に放射線規制に関し、放射線源による緊急事態への対応等を含め世界的に最も後進国であると指摘されたも同然であった。それを受け原子力規制委員会は検討チームを設置、議論を重ね約1年後の平成29年2月1日の原子力規制委員会において、放射線障害防止法の改正条文案を決定した。その後、第193回通常国会で可決され、平成29年4月14日に公布したが公布後1年以内又は3年以内の2段階施行となった。2段階施行となった要因は、従来の安全管理に関する項目に加え放射性同位元素等の盗取、テロを想定した防護措置(セキュリティ対策)の強化を新たに取り入れたためである。この防護措置の強化を求められる施設は、特定放射性同位元素(24核種)を有し使用をする施設が対象であり、医療機関ではガンマナイフ、血液照射装置、リモートアフターローディング腔内照射装置を有する施設である。リニアックのみを使用している施設は対象外となる。防護措置の強化については現在も内容について検討中であるため、今回は暫定で決まっている一部を解説するに留める。

今回の改正の概要をまとめてみる。

1. 報告義務の強化
2. 廃棄に係る特例
3. 試験、講習等の課目の規則委任
4. 危険時の措置の強化
5. 放射線障害の防止に関する業務の改善の導入
6. 教育訓練
7. 記帳項目の見直し
8. 事業者責務の取り入れ
9. 法律名の変更及び法目的の追加強化
10. 防護措置(セキュリティ対策)の強化

1～7：平成30年1月5日公布済、平成30年4月1日施行

改正法の一部の施行に伴う原子力規制委員会 関係規則の整備等に関する規則等

8～10：平成31年9月頃施行予定

医療機関においては前述した項目全てが必要ではない、特に2から4までの一部においては対象外の内容である。今後は従来までの安全管理とは別にセキュリティの部門も関係することになった。それでは特に注意をしなければいけないのは何なのか？今回の法改正において重要な点は、組織が自主的に放射線障害防止に関し必要な措置を予防規程に記載し確実に遂行することである。今後の放射線規制部門による立入検査は、届出された予防規程とおりに安全管理が行われているかを確認する。特に病院管理部門の関与が重点であり必須であることを理解し組織として行動することである。

予防規程の届出期限は平成31年8月30日までである。法（規則）は既に平成30年4月1日に施行されており、あと1年4ヶ月の間に全てを決めて届けなければならない。

とある研究会で講演した際に「実験照射の使用線量は記録して記帳しましたよね？」と聞いたところ、その発表者は答えに窮し固まってしまった。今後、このようなことが発覚すれば法律に定められた罰則が適用され、悪質であれば許可証にある放射線照射がすべて停止となりえる。改正法令により今後は、放射線障害防止に関し組織全体が取り組む手順を確認し行使していくことが求められている。

今回の講演時間で全ての内容を話すことは不可能であるが、出来る限り内容をまとめ話す予定である。

参考出展

原子力規制委員会HP http://www.nsr.go.jp/activity/ri_kisei/index.html

予稿

「IGBT ガイドラインの概説」

埼玉県立がんセンター 小島 徹

2016 年 4 月の診療報酬改定で、子宮頸がんの密封小線源治療腔内照射において、画像誘導密封小線源治療加算が認められた。診療報酬の加算と臨床的有用性によって、今後も Image Guided Brachytherapy (以下, IGBT) を実施する施設は増えていくと考えられる。このような状況を鑑み、日本放射線腫瘍学会小線源治療部会はワーキンググループを立ち上げ、IGBT を安全に臨床導入するためのガイドライン (以下, IGBT ガイドライン) の第 1 版を 2017 年 5 月に発行した。現在は、パブリックコメントの反映や日本放射線技術学会および日本医学物理学会から共同認定を受け、第 2 版の策定を進めている。

本ガイドラインの目的は、医師、診療放射線技師、看護師、医学物理士、放射線治療品質管理士らを対象として、IGBT を安全に臨床導入するために必要な技術的な問題点に対する指標を示し、IGBT の普及を促すことである。本報告では、IGBT の優位性や IGBT を実施する上での技術的な問題点などの基礎的な内容を含めて、IGBT ガイドラインの概要を述べる。

IGBT ガイドラインの目次

1. はじめに
2. IGBT の診療報酬上の定義
3. ガイドラインの目的
4. 実施体制の整備
 - 4.1 IGBT 施行に必要な人的要件
 - 4.2 推奨する人的要件
 - 4.3 運用指針
 - 4.4 機器・設備
5. 治療計画画像の取得
 - 5.1 CT
 - 5.2 MRI
 - 5.3 アプリケーターの固定
6. 治療計画
 - 6.1 治療計画画像
 - 6.2 アプリケーター再構成
 - 6.3 最適化計算
 - 6.4 線量計算と不均質補正
 - 6.5 治療計画の記録
7. 品質管理・保証
 - 7.1 受入試験
 - 7.2 治療計画装置のコミッショニング
 - 7.3 不均質補正治療計画のコミッショニング
 - 7.4 日常点検・定期的品質管理

放射線治療線量計の分離校正の意義

産業技術総合研究所 計量標準総合センター 清水 森人

1. はじめに

放射線治療における線量計測に用いられる線量計は「放射線治療用線量計」と呼ばれる[1]。線量計は一般に「検出器」と検出器からの信号を読み出す「測定装置」からなり、検出器には「電離箱」、測定装置には電離箱からの出力電流や電荷を読み取る「電位計」が用いられるのが一般的である。放射線治療用線量計は検出器と測定装置が接続されて初めて線量計として機能するものであり、我が国ではこれまで電離箱と電位計を一体として品質管理の対象とし、Co- γ 線を基準線質とした水吸収線量校正を行う際も一体で校正を実施する一体校正を長年行ってきた。しかし、実際にユーザーが使用する放射線治療装置や電離箱の種類が増えてきたことから、従来の電離箱と電位計を一体とした校正ではユーザーの使用条件に十分に対応できなくなりつつある。

その対策として電離箱と電位計を個別に校正する「分離校正」が医用原子力技術研究振興財団（以下、ANTM）などの国内の二次校正事業者によって開始される予定である[2]。分離校正においても、一体校正においても、計測値に直接的な変化は無く、分離校正へ移行するメリットを直感的に理解することは多くのユーザーにとって困難である。そこで、放射線治療用線量計の分離校正の意義として、一体校正の問題点、分離校正へ移行することによってもたらされるメリットやデメリット、今後の放射線治療用線量計の校正の展望について説明する。

2. 放射線治療用線量計の一体校正の問題点

分離校正のメリットを理解するために、まずは一体校正の問題点について整理する。計測器の校正は、計測する対象や条件に応じて、参照標準やその範囲、条件などを決めるのが原則である。基準としては主に次の3つが挙げられる。

参照標準：計測対象となるべく近いものを参照標準として校正する

範囲：計測対象の範囲よりも広い校正範囲で校正点を設定する

条件：計測時となるべく同じ条件で校正する

参照標準については、一体校正でも分離校正でも校正に用いられる標準場はCoガンマ線場であり、両者に差は無い。当然、Coガンマ線はユーザーが計測の対象とする高エネルギー光子線や電子線、陽子線や炭素線とは全く線質が異なるため、この方法は理想的な校正方法ではない。現在は、線質の違いによる感度変化を補正する手法が線量計測プロトコルに採用されているが不確かさが大きいことが課題となっている。

一体校正

電離箱と電位計を一体とした電離箱線量計の感度の校正

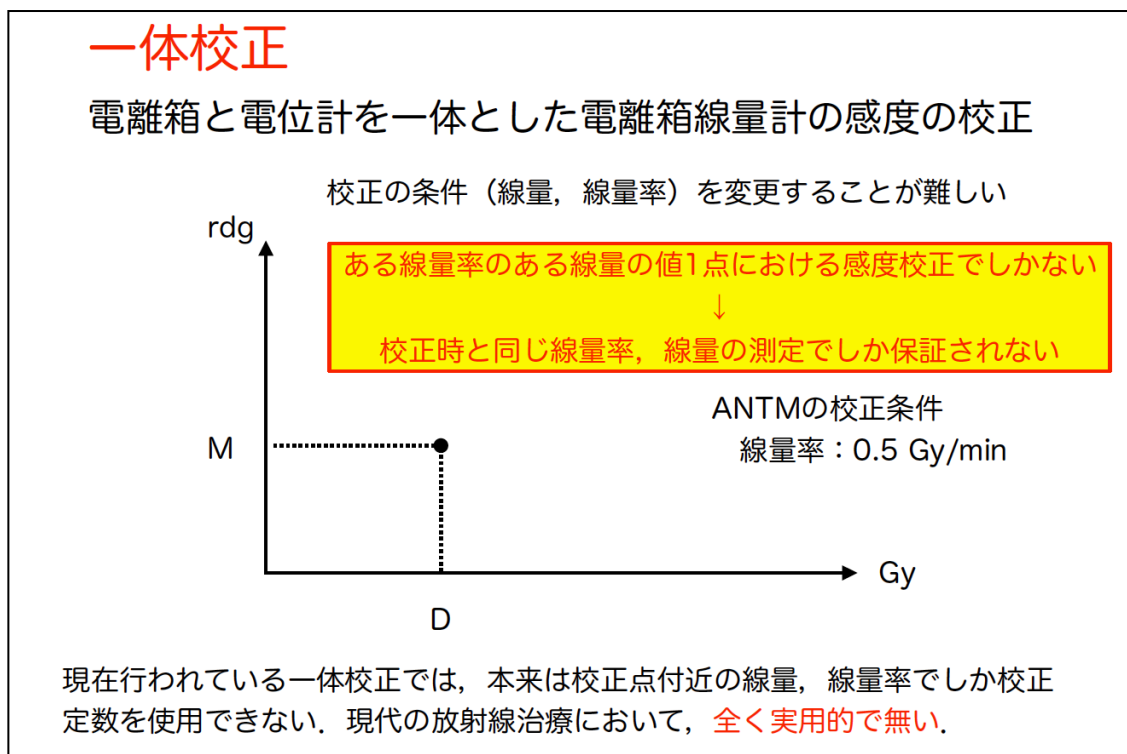


図1 一体校正の概要（発表スライドより）

次に、範囲や条件についてはどうであろうか。実は、国内の二次校正事業者が実施している放射線治療用線量計の一体校正は、ある線量率、線量の校正点1点についてのみ校正する1点校正である。校正点を増やす、すなわち照射する線量を変化させるには、強度の異なる線源を用意するか、照射時間を変えるしかない。前者は校正にかかるコストが大きく、後者は校正できる線量計の数が制限されるため、国内唯一のCoガンマ線水吸収線量の二次校正事業者であるANTMは1点校正を実施している。

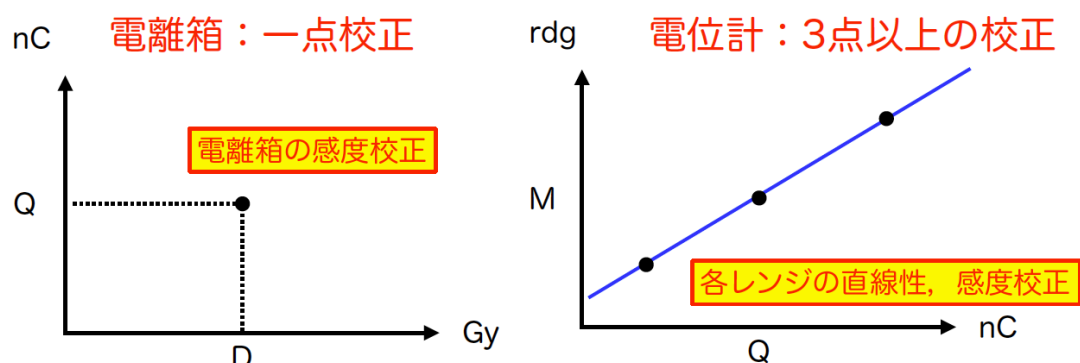
1点校正の場合、その校正定数は校正時の線量率と線量の値の近傍でしか用いることはできない。ところが、現在の放射線治療は線量率が大きくなる傾向にあり、一回の治療で照射する線量が大きい治療法も存在している。一般的な放射線治療装置である医療用リニアックからの高エネルギー光子線の線量率は、校正で用いられるCoガンマ線源の10倍以上もあり、最新のものでは40倍もある。したがって、この差に起因した不確かさが計測値の不確かさとして加わることとなる。現在のCoガンマ線場における一体校正は、線質、線量率、線量ともにユーザーの計測対象から外れているのである。

ユーザーにとっては直接的な問題点ではないが、校正事業者にとっての一体校正の問題点として、持ち込まれる電離箱や電位計の種類が増えていることもあげられる。校正対象の種類が多くなると管理が煩雑となるため、ヒューマンエラーを誘発しやすい。また電離箱の感度や電位計のレンジによっては、校正時に最適なレンジを使用できないことも問題である。一体校正は校正事業者にとっても、ユーザーにとっても、決して良い校正方法ではない。

3. 放射線治療用線量計の分離校正によるメリットとデメリット

分離校正では、電気標準にトレーサビリティを持った標準電位計を用いて電離箱を校正し、電

放射線治療用線量計の分離校正



分離校正では、電位計の直線性なども含めて検証されるため、線量計測の信頼性が向上する。その他のレンジも校正されるため、測定対象の線量に応じて最適なレンジを使った測定が可能となる。

図2 分離校正の概要（発表スライドより）

位計についても電気標準にトレーサビリティを持った標準電荷発生器を用いて電位計の校正を行う。電離箱の校正については従来通り Co ガンマ線場で行うため、校正点の数は1点校正となるが、標準電位計を用いて、電離箱毎に最適な条件で校正されるため、水吸収線量校正定数の不確かさが改善される。また、校正業務における標準電位計などの操作は自動化することが可能となり、校正担当者が電離箱の取扱いに集中でき、ヒューマンエラーの防止につながる。1点校正の問題については、放射線治療用線量計のリファレンス線量計として主に使用されているファーマ形電離箱などは、線量率や線量に対する応答特性が古くから研究されており、放射線治療で使用される範囲においては十分に明らかとなっている。したがって、電離箱の出力については、既に得られている知見を元に補正することで、実用上十分な不確かさで線量計測を行うことができる。

電位計については、回路の特性によっては入力電流や入力電荷の大きさによって、応答が異なる可能性が否定できないため、校正点を十分に確保する必要がある。そこで、電位計の校正では、校正点を容易に増やすことができる、直流電流源とシャッター回路を組み合わせた電荷発生器を用いて電位計を校正する。この手法であれば、ユーザーの計測範囲を確実にカバーすることができ、必要に応じて最適な校正条件で電位計を校正することができる。

ここまでは、一体校正よりも分離校正の方が優れている点を説明してきたが、では、電離箱と電位計を分けて校正することで生じるデメリットは何だろうか。すぐに思いつくのは、電離箱と電位計の相性による不具合が発生する可能性である。この不具合は電離箱と電位計を接続して始めて判明するものであり、電離箱や電位計を受け入れる際には念頭に置いておく必要がある。もっとも、このリスクは他の電離箱や電位計との比較試験を行っていれば、容易に避けられるリスクである。実務的なこととしては、電離箱や電位計毎に校正定数が与えられるため、電離箱や電位計の取り違えや、校正条件の勘違い等に対する防止策が新たに必要となるということである。電離箱や電位計が校正から返却されてきた際には、電離箱校正時の収集電荷の極性や電圧の印加条件、電位計校正の極性やレンジなど、十分に確認した上でワークシートなどへ入力していくことが重要となる。分離校正による校正料金の高騰については従来から懸念されていたが、電位計

の校正周期が 3 年以内となっているため[3]， 3 年間の平均でみれば一体校正から大幅な変化は無いと見込まれている．電離箱と電位計の校正を同時に行う年は短期的に校正料金の負担が大きくなるは避けられないが，線量計メーカーなどが提供するメンテナンス契約などを活用することで，計画的な予算運用を行うこともできる．

4. 今後の線量計校正の展望

分離校正は我が国における線量計校正の体制も大きく変える可能性を持っている．まず，電位計の校正に必要な設備は電離箱校正に比べて安価であり，民間企業でも校正に必要な器材を容易に揃えることが可能である．その気になれば JCSS 校正事業者として参入することもできる．デジタルマルチメータなどの電気計測器の多くは，各メーカーが自社製品に限定した JCSS 校正サービスを安価に提供しており，電位計メーカーも少しずつこれにならうと思われる．ユーザー向けに点検や校正などのサービスを提供することで，メーカーは次の製品開発に必要なデータを収集することができ，最終的には性能に優れた電位計の提供というかたちでユーザーにも還元される．メーカー提供の点検や校正サービスを受けることはユーザーとメーカーの双方に大きな利益をもたらすはずである．

さらに，分離校正は電離箱の校正における参照標準の問題を解決し，線量計測の不確かさを改善する糸口となり得る．2 で述べたように，理想的な校正方法としては，ユーザーが計測対象とする放射線と同じ線質で電離箱は校正されるべきである．しかし，放射線治療装置の線質毎に電離箱を校正する場合，校正対象の線質が多いほど，校正にかかる時間は長くなり，それに比例して校正にかかるコストは大きくなる．また，時間がかかるということは，年間に校正できる電離箱の数も少なくなるということを示している．産業技術総合研究所では高エネルギー光子線の線質毎の水吸収線量標準を開発し，標準供給を行っているが，コストや時間の問題から一般にはまだ普及していない．そこで，産業技術総合研究所は分離校正の開始にあわせ，より高速な電離箱の校正手法を開発した．この手法は，高速電流測定技術を用いて電離箱の出力電流を測定し，その平均値でもって電離箱を校正する技術である．この校正手法によって 1 本の電離箱の校正にかかる時間は従来の 10 分の 1 以下となり，校正にかかる時間やコストは大幅に削減された[4]．この技術は電子線にも応用することができ，将来的には高エネルギー光子線，電子線の水吸収線量校正定数が従来の Co ガンマ線水吸収線量校正定数よりも安価に一般の放射線治療施設へと供給されることとなる．

5. おわりに

放射線治療用線量計の分離校正の意義として，分離校正のメリット，デメリット，線量計校正の今後について説明した．分離校正に関して，当初は不安の声もあったが，徐々に分離校正の全体像やメリットが明らかになり，期待する声が増えてきているように思う．現在は，分離校正の開始に向けた最終段階の準備が進められており，来年度には開始がアナウンスされる予定である．

分離校正の開始に向け，関連学会から様々な文書が既に出されている．特に電位計については，校正開始に向けて放射線治療用線量計としての推奨性能要件や点検方法などをまとめた電位計ガイドラインが刊行されている．電位計ガイドラインは全体で 83 ページもあり，読みこなすには苦勞すると思うが，ユーザーに関する事項だけに限れば 21 ページであるから，まだ読もうと思えば読めるはずである．それ以外の部分については，電位計の性能について少し確認したくなった際に手にとる程度で良いはずである．

参考文献

- [1] “Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy”, IEC 60731:2011-02.

- [2] 高瀬信宏:「分離校正サービスに関する進捗と留意点」, 線量校正センターニュース 6, 18-20, 2016.
- [3] 「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」, 日本医学物理学会, 2017.
- [4] 平山憲, 佐藤優樹, 清水森人, 森下雄一郎, 佐藤昌憲, 保科正夫:「医療用リニアック装置からの高エネルギー光子線を用いた電流測定による電離箱線量計の校正」, 医学物理 37 sup. 1, 166, 2017.

第75回放射線治療部会（広島市）シンポジウム
「放射線治療用線量計の分離校正の実際」

座長集約

熊本大学医学部附属病院
札幌東徳洲会病院

中口 裕二
小島 秀樹

第75回放射線治療部会シンポジウムでは、「電離箱線量計の分離校正の実際」というテーマで、4人のシンポジストの先生に講演をいただいた。今日の放射線治療用の線量測定器（線量計）の校正においては、ユーザーは電位計と電離箱線量計（接続ケーブル等）を梱包して、財団線量校正センターに送り、財団線量校正センターでは、送られてきた電位計と電離箱線量計を1組として、特定二次標準線量計をもとに決定された ^{60}Co γ 線照射線量標準場で比較校正を行っている。今回のシンポジウムのテーマである、分離校正では、この校正を電位計と電離箱線量計を別々に校正を行う。この分離校正について、利点と我々が新たに注意しなければならない事項について、線量校正に関して豊富な知識を有する先生方にご講演をお願いした。特に、分離校正では、電位計の管理が重要となっており、分離校正における電位計の管理を中心に講演をいただいた。

1. 電位計の仕組み

電位計の基本的な構造、仕組みについて、EMFジャパン株式会社の井原陽平先生に解説をお願いした。電離箱線量計からの電離電流を電荷の読み値に変換する方式に、①電荷蓄積方式、②電流積算方式、③自動放電方式があり、それぞれの利点や注意すべき事項について解説をいただき、ゼロ点ドリフトやシフト、ノイズに関して、電位計の構造から説明いただき、電気回路図を用いた資料が多数あったが、我々にも理解できるように丁寧にご教授いただいた。

2. 電位計の国際規格

電位計の国際規格について、千葉県がんセンターの河内徹先生に講演をお願いした。国際規格としては、IEC（国際電気標準会議）、IPEM（英国の医学物理工学会）、JSMP（日本医学物理学会）の3機関が発表した電位計の規格またはガイドラインを紹介いただき、特にJSMPの電位計ガイドライン（2017）は、最近、発表され、国内事情を配慮した内容であり、実際の臨床でも参考になるガイドラインとなっている。講演ではIPEMとJSMPの電位計に対する性能要件の違いについて触れられていたが、詳細は抄録を参照していただきたい。国内のユーザーにとっては、最も参考になるガイドラインの1つである。

3. ユーザー点検

電位計のユーザー点検については、実際に臨床で活躍されている、福井大学医学部附属病院の木下尚紀先生に講演をお願いした。その項目と方法を解説いただき、更に、国内で主に使用されている電位計のガイドラインへの順応状態について、ご自身で取得されたデータを示して、説明をいただいた。一部の電位計では、ガイドラインを満たせていない項目があり、大変有益な情報であった。

4. 分離校正サービス

医用原子力技術研究振興財団の佐方周防先生には、実際の校正サービスについて説明いただいた。財団では、既にサービスの準備は整っており、審査機関による承認待ちの状態である旨が説明された。また、実際の電位計の基準電荷における校正、分離校正を利用することによるユーザーのメリットについて説明があった。今後、分離校正が普及し、校正の精度が向上することが望まれる。

JSMP ガイドラインでは、分離校正を受ける場合、電位計は3年に1回以上、電離箱は1年に1回以上、定期的に電位計の JCSS 校正を受けることとする一方、1年に1回以上、定期的にユーザーによる電位計の点検を行うことが記載されている。本シンポジウムではその根拠が示され、「分離校正は、電位計の品質が保証された上で利用可能となる」ことが理解できたと考えられる。

最後に、お忙しい中本シンポジウムの講演をお引き受けいただいた先生方に改めて感謝の意を表します。

1. 電位計の仕組み

EMF ジャパン株式会社 井原 陽平

近年の放射線治療の多様化と高度化に伴い、電離箱線量計の分離校正や、電位計の正しい性能評価、安全性の評価が求められている。そして昨年、日本医学物理学会から「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」（以下、電位計ガイドライン）が発行された。これにより電位計としての性能要件が明確になり、電荷測定において不確かさが評価された測定値を得ることができるようになった。電位計の製造販売事業者はガイドラインの性能要件を満たすように設計、製造、メンテナンスを行うことになるが、一方で正しい測定を行うには使用者が電位計の基本的な仕組みやリスク要因を理解し適切に運用することが重要である。

電位計の基本的な機能は、電離箱に一定の高圧が印加された状態で、電離箱からの電離電流を電荷の読み値に変換することである。図1のように、抵抗器やコンデンサに電離電流が流れることでその両端に電位差が現れるが、この電位差を高精度に測定することで電流や電荷を得ることができる。ここで、もし入力端子の電位が電流や電荷によって変化すると、高圧の誤差やケーブルの静電容量による誤差が生じるため、入力端子をゼロ電位にして測定する必要がある（図1）。

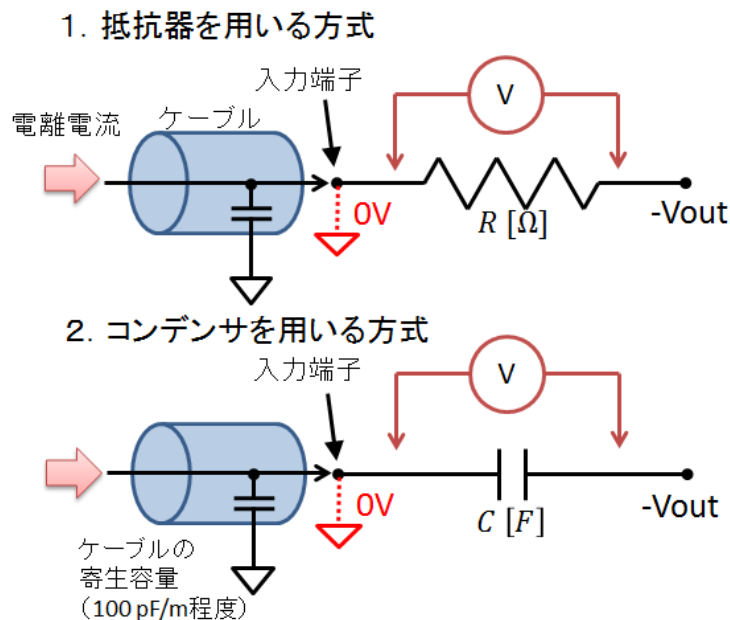


図1 電流測定の基本

入力端子をゼロ電位にする方法として、一般的にオペアンプが用いられる。オペアンプは2つの入力の電位差を増幅し出力する差動増幅器であるが、図2のように、オペアンプに負帰還をかけることで、オペアンプの2つの入力端子を同電位にすることができる。これをバーチャルショートと呼び、入力電位をゼロに固定しながら、電離電流を全て帰還素子に流すことができる。こ

の結果、電流や電荷によって素子に現れる電位差が出力に負の電圧値として現れる．この V_{out} を適切なアナログ-デジタル変換器(ADC)でデジタル値に変換することで電流や電荷が得られる．

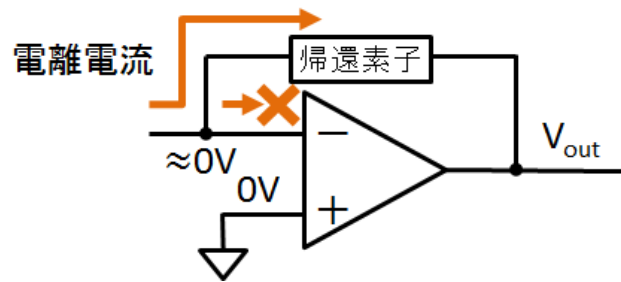


図2 オペアンプを用いた電流測定の基本回路

この基本回路を用いることで電位計が実現されるが、帰還素子やアナログ-デジタル変換器の後の処理方法の違いにより、主に次の3つの方式に大別できる．

- ① 電荷蓄積方式
- ② 自動放電方式
- ③ 電流積算方式

電荷蓄積方式は図3のように帰還素子にコンデンサを用いた方式である．電離電流は全て C_f に電荷として蓄積される．この方式の長所は、コンデンサを用いることから積算値である電荷を直接測定できることである．また電荷を積算する方式のためノイズが平均化されることから電流の変動に強く、高分解能と高感度化が容易である．一方、短所はコンデンサの容量によってレンジが制限されること、電荷の漏れがあること、コンデンサは温度や湿度や環境に影響を受けやすいことが挙げられる．またバーチャルショートに誤差が出た場合、ケーブルの容量が直接精度に影響することも無視できない．

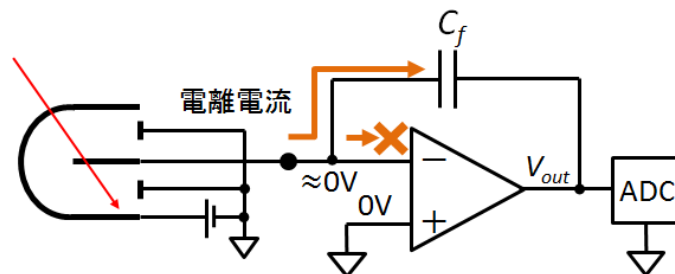


図3 電荷蓄積方式電位計

自動放電方式は、図4のように、コンデンサを用いる点で電荷蓄積方式と同一であるが、静電容量によってレンジが制限される問題を解決するため、定期的にスイッチ (sw) を入れ、強制的に電荷をリセットする方式である．これによりレンジが広く確保でき、比較的小型で特性の良いコンデンサを用いることが出来る．一方、リセットする瞬間はデッドタイムとなり、補正が必要になる．特にパルス放射線によるパルス電流とリセットが重なったときに大きな誤差となる可能性がある．なおこの方式は2次標準用電位計の IPEM ガイドラインでは使用を推奨されていない．

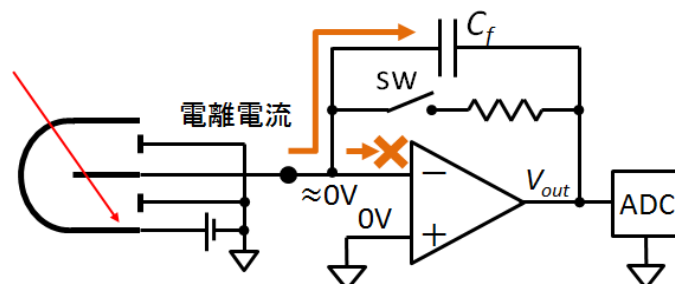


図4 自動放電方式電位計

電流積算方式は、抵抗器を用いて電流を電圧に変換し、その電圧を高速で高精度なアナログーデジタル変換器でデジタル値に変換し、この値を積算することで電荷を得る方式である。この方式は電荷蓄積にコンデンサを用いる他の方式と比べて、ゼロ点や測定値が周囲環境の影響を受けにくく、また長期安定性に優れているなどの特長を有している。しかし、増幅回路の時定数やアナログーデジタル変換の方式が入力信号に対して適切でないと誤差を生じる可能性がある。例えば IMRT などのパルス放射線を測定する場合には一度でも入力電流範囲を超えてしまうと、正しい電荷を得ることができない。後述するが、この解決に伴う周波数応答への影響にも注意が必要となる。

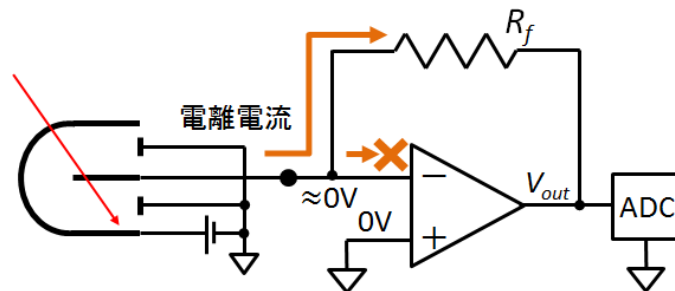


図5 電流積算方式電位計

このように回路方式によって配慮すべき点が異なるので、電位計の回路方式を把握し、これに応じた測定が必要である。

これらの方式で実現される電位計は、非常に微弱な電流や電荷を扱うことから、製造者側およびユーザー側での取り扱いが重要である。これは電位計ガイドラインのリスク分析表に詳細に記されているので参照いただきたい。例として温度影響を挙げると、図6は電流積算方式電位計（弊社 EMF520 型）のゼロ点の温度影響（ゼロ点ドリフト）の実測値である。この電位計は定格入力電流範囲 20pA～2nA であり、 $\pm 0.3 \text{ fA/}^\circ\text{C}$ 以内で合格としている。この結果から、ゼロ点ドリフトの係数は1台1台異なり、また非線形な特性となることが分かる。すなわち、ユーザー側でも温度影響に関して注意を払い、使用環境を整えて、またメーカーが指示する安定化時間を守って測定を行うことが重要である。

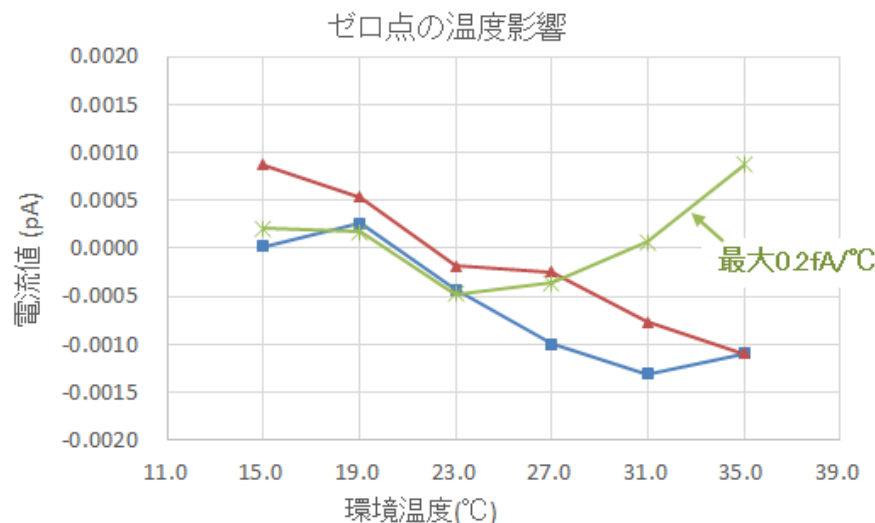


図6 電流積算方式電位計（EMF520 型）ゼロ点の温度影響

電位計ガイドラインでは，パルス電流への対応についても述べられているが，特に電流を直接電圧値に変換する電流積算方式においては注意が必要である．図 7 の波形はリニアック 10MV 600 MU/min～2500 MU/min、360 pps、パルス幅 4.5 μ 秒で，ファーマー形電離箱の出力を実測したものである．電流積算方式の回路で増幅しオシロスコープを用いて測定した．破線は電離箱のカタログ値を直線で図示したものである．

この電流をそのまま電流積算方式のアンプに入力すると，容易にピーク電流がレンジの上限を超えることが推測できる．図 7 の例では平均電流の 38 倍程度のピーク電流が現れており，平均電流でレンジを決定するとピーク電流がレンジの上限を超える可能性が高い．また，アナログ-デジタル変換器のサンプリング周期を 1msec とすると，140 μ sec のパルス幅に対してサンプリング周期が遅く，数え落としによる大きな誤差が発生する．

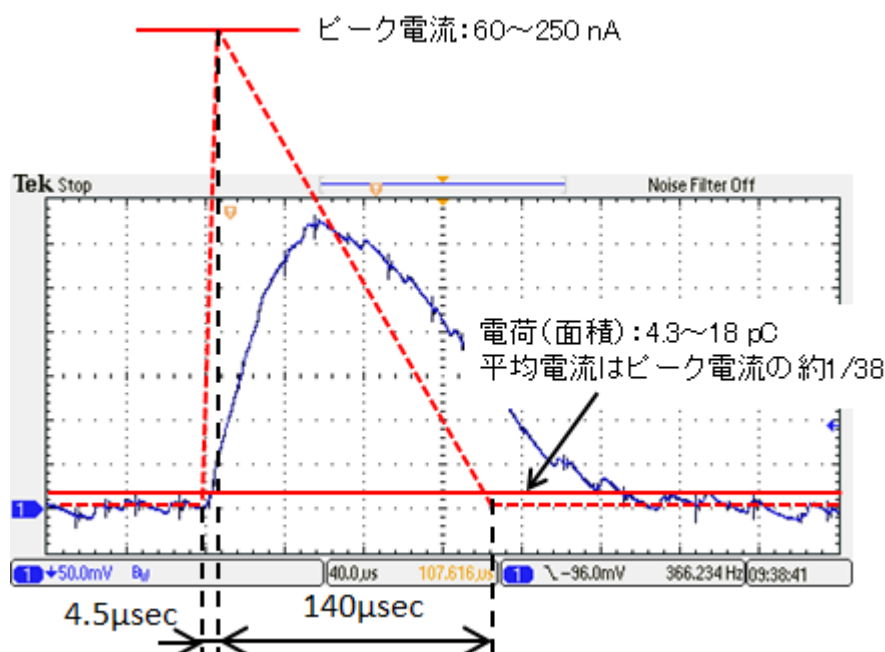


図 7 リニアック照射によるファーマー形電離箱の出力電流波形

そこで，電流積算方式の帰還抵抗器に並列にコンデンサを挿入し，この電荷蓄積効果によって波形の面積を維持したまま鈍らせる方法が取られる（図 8）．これによりアンプ出力のピーク値がレンジ上限に到達しにくくなり，数え落としの問題も解決できる．一方で電流積算方式の電位計の応答時間はこの時定数に依存するため，この方式の電位計は周波数特性にも注意が必要である．例えば照射後信号が十分減衰するまで積算しなければ正確な電荷を得ることができない．

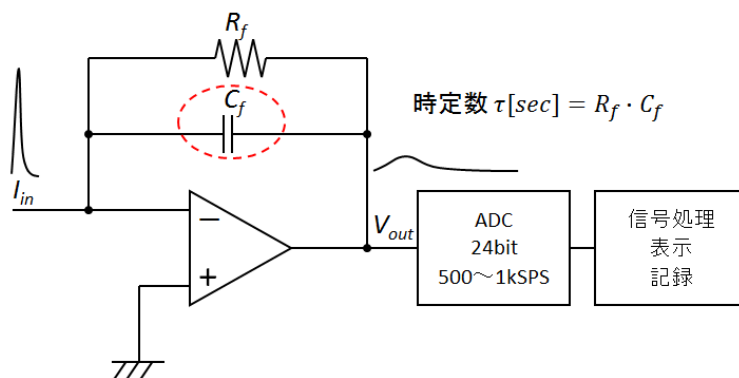


図 8 電流積算方式のパルス電流への対応

最後に、電流積算方式電位計の採用例として、弊社の EMF521 型シリーズを紹介する。電流積算方式を採用し、単レンジにしたことで、ゼロ点ドリフトの温度係数、応答（電位計校正定数）の温度係数、直線性、ダイナミックレンジを向上させた製品である。この電位計は高精度な部品を選別し、恒温槽を用いた全数検査を行い、製造、調整を行っている。ユーザー側においても適切な利用と保管、メンテナンスを実施し性能を維持いただきたい。



図 8 EMF521 型シリーズ

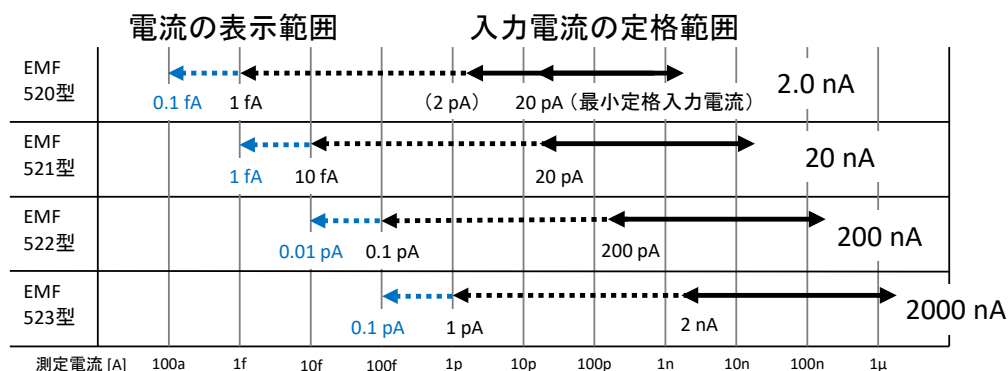


図 9 EMF521 型シリーズの電流レンジ

2. 電位計の国際規格

千葉県がんセンター 河内 徹

現代の放射線治療において患者投与線量の標準不確かさの低減目標値は 3%とされ、未だに多くの努力が必要である。この目標を達成するためには電位計に起因する相対標準不確かさを 0.2%にする必要があると試算されている。この講演では IEC（国際電気標準会議）、IPEM（英国の医学物理工学会）、JSMP（日本医学物理学会）の 3 機関が発表した電位計の規格およびガイドラインを紹介した。本稿はその記録である。

IEC60731（v1.0(1982), v2.0(2002), v3.0(2011)）¹⁾は電離箱と電位計について性能の試験方法を標準化し、さらに放射線治療のために性能要件（＝試験の合格値）を定めている。図 1 は電位計の不確かさ要因が指示値に及ぼす影響を示している。つまり、IEC60731 規格はこれらの不確かさ要因それぞれについて試験方法と性能要件を定めたもの、といえる。このほかに、表示機能（“補正あり”の指示値である場合に明示する機能など）や取扱説明書の構成などにも言及し安全性の向上を図っている。しかし、IEC60731 の性能要件は発表当時の最低限のレベルを定めたものなので、最近では不十分となってきた。例えば、最高レベルのリファレンスクラスに適合しても電荷測定におけるにおける指示値の相対標準不確かさは 1.6%以下しか保証されない。

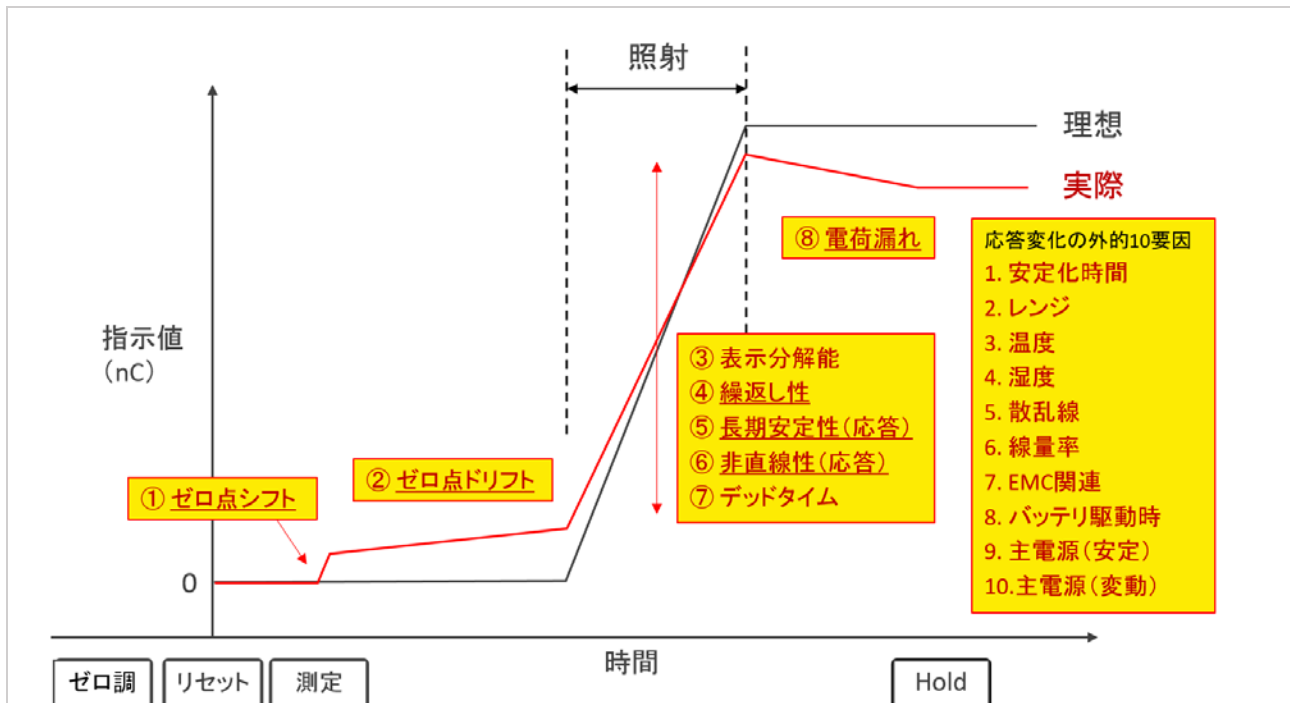


図 1 電位計の不確かさ要因が指示値に及ぼす影響

ゼロ点調整の後、リセットした状態を起点とする。黒線は理想的な応答、赤線は不確かさ要因の影響による応答の変化を示す。「応答変化の外的 10 要因」は主要因①～⑧に影響して作用する。

（産業総合研究所 清水森人先生のスライドを一部改変後、許可を頂いて掲載）

そのため、IPEM および JSMP はそれぞれの測定のニーズから逆算したより厳しい性能要件を提案した。両者とも試験方法は IEC60731 とほぼ同じである。表 1 に各規格の主な性能要件を示す。

これらの性能要件の中で「有効範囲」の下限は特に重要な意味をもつ。なぜなら、小電流かつ小電荷であるほど測定電荷の不確かさは大きくなることから、小電流かつ小電荷な「有効範囲」の下限を要求する規格ほど高性能な電位計しか適合できなくなるためである。IEC60731 の有効範囲は“表示分解能、非直線性、繰返し性、主電源（変動）の性能要件が満たされる範囲”と定義され、その範囲を仕様書に示すだけで良かった。IPEM および JSMP も定義は同じであるが、それぞれの測定ニーズを考慮した厳しい有効範囲の下限を設定している。次節から IPEM と JSMP のガイドラインを解説し、両者を比較してみた。

IPEM の電位計ガイドライン（2000）²⁾は、イギリスの 2 次標準で用いる電位計が満たすべき性能要件を定めている。このガイドラインの目的は具体的であり、350 pA で 5 nC の電荷測定（電離体積 0.33 cm³ の電離箱に線量率 2.0 Gy min⁻¹ の ⁶⁰Co γ 線で 0.5 Gy 照射した場合）における指示値の相対標準不確かさを 0.3 % 以下にすることである。ただし、IPEM の 2 次標準には診断用 X 線、¹⁹²Ir、⁶⁰Co など様々な線種がある。著者らはこれらの線量標準を全て調査し、有効範囲の下限を ¹⁹²Ir 線源で電離体積 0.33 cm³ の電離箱を校正するケースである 1 pA かつ 1 nC としている。このほかに、繰返し性を 5 nC のみで行うこと、いくつかの性能要件を単位付きの絶対量で定義したことなどの特徴は興味深い。

JSMP の電位計ガイドライン（2017）³⁾は、放射線治療における重要な計測（標準線量計測など患者投与線量の決定に直接関わる計測）に用いる電位計が満たすべき性能要件を定めている。有効範囲の下限は 20 pA で 1 nC の電荷測定に設定され、指示値の相対標準不確かさ 0.3 % 以下が求められる。また有効範囲の上限は、¹⁹²Ir 線源（370 GBq）の線源強度をウェル型電離箱で計測するケースが想定された。さらに、これまで見落とされてきたパルス放射線の影響（パルス状の信号入力への応答に対する影響）など、新たな性能要件が追加されている。

表 1. 電位計に対する主な性能要件の比較

性能要件	IEC : 1982	IPEM : 2000	JSMP : 2017 ^a
有効範囲 ^b	示せばよい	1 pA ~ 5 nA 1 nC ~ 500 nC	20 pA ~ 1 μA 1 nC ~ 10 μC
表示分解能	≦ 0.25 %	≦ 2.0 pC	≦ 0.1 % (≦ 1.0 pC)
非直線性	≦ 0.5 %	≦ 0.2 %	≦ 0.2 %
繰返し性	≦ 0.25 %	≦ 0.1% @ 5nC	≦ 0.1 %
長期安定性	≦ 0.5 %/年	≦ 0.2 %/年	≦ 0.2 %/年
安定性（15min~6h）	≦ 0.5 %	≦ 0.2 %	≦ 0.2 %
ゼロ点ドリフト	≦ 0.5 %	≦ 5.0 fA	≦ 0.1 % (≦ 20 fA)
ゼロ点シフト	≦ 0.5 %	≦ 5.0 pC	≦ 0.1 % (≦ 1.0 pC)
温度(ゼロ点ドリフト)	≦ 1.0 % (15~35℃)	≦ 0.015 %/℃	≦ 0.015 %/℃
湿度（漏れ電流）	≦ 1.0 %	≦ 10 fA	≦ 0.1 % (≦ 10 fA)
散乱線(ゼロ点ドリフト)	≦ 1.0 %	≦ 10 fA	≦ 0.1 % (≦ 10 fA)
漏れ電流	≦ 0.5 %	≦ 10 fA	≦ 0.1 % (≦ 10 fA)
主電源変動	≦ 0.5 %	≦ 0.2 %	≦ 0.2 %

^a JSMP 列の括弧：IPEM との比較のため、有効範囲の下限值における性能要件を単位付きで示す

^b有効範囲：表示分解能，非直線性，繰返し性，主電源（変動）の性能要件が満たされる範囲

講演では IPEM と JSMP の性能要件を比較したが，最終的にどちらが厳しいかは明言できなかった．ここでは講演後の調査も含めて両者の比較を紹介する．まず，有効範囲の下限は IPEM の方が厳しく，入力電流 1 pA に対する応答まで正確さを要求している．しかし，それぞれの性能要件通りの性能をもつ電位計で同じ小電流かつ小電荷（20 pA, 1 nC）を測定する場合，電荷測定における指示値の相対標準不確かさ^{*}は IPEM で 0.54 %，JSMP で 0.43 %となった．よって，同じ土俵ではやや JSMP の方が厳しい性能要件を課していると考えられる．

※ 電荷測定における指示値の相対標準不確かさ

電荷測定における指示値の相対標準不確かさは電位計校正定数の相対標準不確かさと合成することで電位計に由来する測定電荷の相対標準不確かさを得るために用いる

この比較は IPEM ガイドラインの Table 6 に基づいたワーストケースについての試算であるが，両者の差は主にゼロ点シフトの相対標準不確かさ（ $u_{\text{IPEM}} = 0.29\%$ ， $u_{\text{JSMP}} = 0.06\%$ ）に由来した．また，このワーストケースにおける最大の不確かさ要因は IPEM と JSMP とともに「長期安定性の相対標準不確かさ（ $u_{\text{IPEM}} = u_{\text{JSMP}} = 0.35\%$ ，校正から 3 年後を想定）」であった．つまり，IPEM または JSMP ガイドラインに適合する電位計にさらに何かを要求する場合，2 年または 3 年の校正間隔を考慮するとより良好な長期安定性が望まれる．ここで，JSMP ガイドラインではユーザによる電位計の長期安定性の点検が推奨されている．これを利用して，例えば電位計校正定数 k_{elec} を 1.000 ± 0.002 の範囲で管理すればこの長期安定性の相対標準不確かさを 0.12 %，全体の相対標準不確かさを 0.28 %まで低減できることが示された．

ただし，このワーストケース以外の比較では IPEM と JSMP に差はほとんど生じない．例えば，校正から 1.5 年後に 350 pA で 5 nC（電離体積 0.33 cm³の電離箱に ⁶⁰Co γ 線で線量率 2.0 Gy min⁻¹ で 0.5 Gy 照射した場合）の電荷測定を行う場合，指示値の相対標準不確かさは IPEM で 0.26 %，JSMP で 0.25 %となる．これは IPEM ガイドラインの Table 5 に基づいた試算である．

最後に注意して頂きたいのは，「JSMP ガイドラインに 適合する 電位計」は表 1 の有効範囲の全域において性能要件を満たさなければならない，ということである．有効範囲の全域ではなく，部分的に性能要件を満たす場合，製造販売業者はその電位計を「JSMP ガイドラインに 部分適合する 電位計」と称し，有効範囲の上限と下限を明示しなければならない．またユーザはこのことを理解し，部分適合する電位計についてはその有効範囲を確認して使用目的に合うか判断しなければならない．

JSMP 電位計ガイドラインは将来を見越して厳しい性能要件を設定している．現在，国内の製造業者や海外の電位計の販売業者は，取り扱っている電位計の性能を慎重に確認しているはずである．また今後，分離校正が始まれば k_{elec} の変動など型式ごとの特徴がより詳細に見えてくると思われる．今後の展開に注目して頂きたい．

参考文献

1. International Electrotechnical Commission (IEC), Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, IEC 60731:2011-02.
2. M. Morgan, E. G. A. Aird, R. J. Aukett, S. Duane, et al.: IPEM guidelines on dosimeter systems for use as transfer instruments between the UK primary dosimetry standards laboratory (NPL) and radiotherapy centres, Phys. Med. Biol. 45, 2445-2457 (2000).
3. 清水森人，河内徹，木下尚紀，坂間誠，他：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，日本医学物理学会 計測委員会 電位計ガイドライン WG，2017.

第 75 回放射線治療部会（広島市）シンポジウム
「電離箱線量計の分離校正の実際」

3. ユーザー点検
福井大学医学部附属病院 木下 尚紀

はじめに

電位計の長期安定性は、電離箱に比べ良い。しかし電位計は必ず経年劣化が起こり、そしていつかは壊れる。経年劣化は動作停止等の極端な変化として現れる場合は少なく、その異常を発見するのが遅れることもある。故障や経年劣化に気づかず使用を継続すると思いがけない事故につながる可能性があるため、電位計の点検は重要である。

本報告は 2017 年 6 月に日本医学物理学会から公開された「放射線治療用線量計に用いられる電位計ガイドライン」（電位計ガイドライン）¹⁾ で記述されたユーザーによる電位計の点検について解説する。

1. 点検の概要

1.1. 点検項目と頻度

表 1 に電位計の点検項目と点検頻度を示す。この表に示した性能は測定値に直接影響を与えるため、定期的に点検を実施する必要がある。ユーザーは電位計の点検を自ら実施できるが、定期的に製造販売業者に点検を依頼することが望ましい。その理由は信頼性の高い点検を受けられるからである。また製造販売事業者による劣化/磨耗した部品の交換や装置内部の清掃等のメンテナンスを受けることは、性能維持を図る有効な手段である。

表 1 電位計の点検項目と点検頻度。

点検項目	頻度
繰返し性，非直線性，感度変化	1 年に 1 回以上
ゼロ点ドリフト	1 年に 1 回以上
ゼロ点シフト	1 年に 1 回以上
電荷漏れ	1 年に 1 回以上

1.2. 点検結果の判定基準

ユーザーは表 2 に示すような段階的な点検結果の判定基準を定め、電位計の管理を行う

のが望ましい。電位計ガイドラインの各点検手順で示した判定基準は、表 2 の介入レベルに相当する。一方、許容レベルに相当する基準値は電位計ガイドラインで示されていない。ユーザーは、正常時の点検結果やカタログに記述されている性能を参考にして許容レベルを設定する必要がある。

表 2 点検結果の判定基準と対応

判定基準	定義	対応
介入レベル	計測に影響を及ぼす劣化/故障が疑われる	直ちに使用を中止し、メーカーに点検整備を依頼する。
許容レベル	軽微な故障/経年劣化が疑われる	時機を見てメーカーに点検整備を依頼する。

1.3. JCSS 校正依頼までの流れ

図 1 に JCSS 校正を依頼するまでのフローチャートを示す。校正事業者に電位計の JCSS 校正を依頼する場合、事前に電位計の点検を実施しておくことが望ましい。

点検の結果、介入レベルを満たした電位計は JCSS 校正を受けることができる。一方、介入レベルを超えた電位計は一旦 JCSS 校正の依頼を中止し、製造販売事業者による点検整備を受けてから JCSS 校正を受ける必要がある。

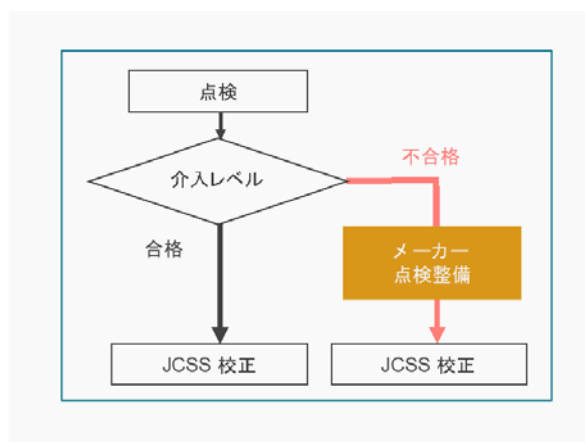


図 1 JCSS 校正を受けるまでの流れ。電離箱と電位計の一体校正を受ける場合、表 1 の点検を実施しておくことが望ましい。分離校正を受ける場合、少なくとも表 1 のゼロ点シフト、ゼロ点ドリフトおよび電荷漏れについて点検を実施しておくことが望ましい。

2. ユーザーによる電位計の点検

電位計ガイドラインで示されたユーザーによる点検(ユーザー点検)は、一部の試験(感度変化、直線性、繰り返し性)を除き簡便に電位計の状態を確認できる。ユーザーは、故障が疑われる緊急時や製造販売事業者に点検を依頼できない時にユーザー点検を用いるとよい。また日常業務の負担にならない程度でユーザー点検を実施することは、品質管理上望

ましい。著者が行った各点検の一例を以下に示す。そこで示した手順は概略を示した。そのため各施設で電位計の点検を行う場合は、電位計ガイドラインで示されたユーザー点検の手順を確認してから実施すること。

2.1. ゼロ点シフト

ゼロ点ドリフトとは、「放射線未照射で電位計を測定状態に変えた時、ゼロの指示値が突然変化する現象」である(図 2)。



図 2 放射線未照射状態で電位計を測定状態にした時の指示値

2.1.1 点検手順

1. 延長ケーブルは接続せず、電位計の電源を投入する(図 3)。印加電圧を 0 (V)または印加 OFF にする。



図 3 入力コネクタはキャップで閉じておくこと

2. 電位計をウォームアップ時間以上放置する。
3. ゼロ点調整実施後、放射線未照射で電位計を測定状態にする。
4. 測定開始直後から約 10 秒間、電位計の指示値を観察する。この測定を 3 回繰り返す。

2.1.2 評価

1. 3 回の測定で 1 番ゼロから離れた値をゼロ点シフト S (C)とする。
2. 最小入力電荷 Q_{eff} (C)に対するゼロ点シフトの割合 S_{rel} (%)を算出する。

$$S_{rel} = 100 \times \frac{S}{[Q_{eff}]}$$

Q_{eff} (C): JCSS 校正時に電位計に入力する最小電荷

(分離校正開始後、校正事業者のホームページ等で Q_{eff} を確認すること)

2.1.3 点検結果

著者が行った点検結果を表 3 に示す。点検に必要な時間は、準備と片付けを含めて 20 分程度であった。

介入レベルを超えた RAMTEC 1000plus は、放射線未照射で測定開始状態にすると読み値が大きく変動する症状があり、故障が疑われた。このような場合、ユーザーは本点検を使用することで電位計の状態を簡便に把握できる。点検の結果が介入レベルを超えた場合、ユーザーは直ちにその電位計の使用を止め、製造販売事業者に点検整備を依頼すること。

表 3 ゼロ点シフトの点検結果

電位計	S_{rel} (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC 1000plus	-0.12	不合格
RAMTEC Smart	0.04	合格
RAMTEC Duo	0.02	合格
EMF 521	0.00	合格

2.2. ゼロ点ドリフト

ゼロ点ドリフトとは、「放射線未照射で電位計を測定状態に変えた時、ゼロの読み値が連続的に変化する現象」である。

2.2.1 点検手順

1. 延長ケーブルは接続せず、電位計の電源を投入する(図 3)。印加電圧を 0(V)または印加 OFF にする。
2. 電位計をウォームアップ時間以上放置する。
3. ゼロ点調整実施後、放射線未照射で電位計を測定状態にする。
4. 測定開始直後と約 50 秒後の電位計の指示値の値を記録する。この測定を 3 回繰り返す。

2.2.2 評価

1. ゼロ点ドリフト D (A)を以下の式で計算を行う。3 回の測定で 1 番大きい値をゼロ点ドリフトとして採用とする。

$$D = \frac{|M_2 - M_1|}{50}$$

M_2 (C)：測定開始 50 秒後の電位計の指示値

M_1 (C)：測定開始直後の電位計の指示値

2. 最小入力電流 I_{eff} (A)に対するゼロ点ドリフトの割合 D_{rel} (%)を算出する．算出された値が 0.1 % 以下であれば合格とする．

$$D_{\text{rel}} = \frac{D}{|I_{\text{eff}}|}$$

I_{eff} (A)：JCSS 校正時に電位計に入力する最小電流

(分離校正開始後，校正事業者のホームページ等で I_{eff} を確認すること)

2.2.3 点検結果

表 4 に著者が行った点検結果を示す．点検に必要な時間は，準備と片付けを含めて 20 分程度であった．ゼロ点シフトの点検結果で述べたように，ユーザーは介入レベルを超えた電位計の使用を止め，製造販売事業者に点検整備の依頼をすること．

表 4 ゼロ点ドリフトの点検結果

電位計	S_{rel} (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC 1000plus	0.74	不合格
RAMTEC Smart	0.04	合格
RAMTEC Duo	0.03	合格
EMF 521	0.002	合格

2.3. 電荷漏れ

電荷漏れとは，「測定後，電位計を測定状態で放置した時，指示値が連続的に変化する現象」である(図 4)．点検対象は，電荷蓄積方式および自動放電方式の電位計である．

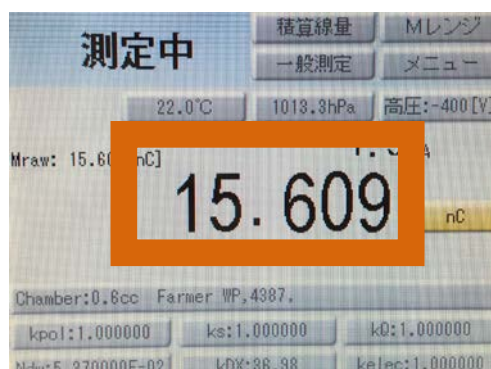


図 4 測定後で電位計を測定状態で放置した時の指示値

2.3.1 点検手順

1. 電位計の電源を投入後，電位計のウォームアップ時間以上，放置する．

2. 電離箱および延長ケーブルは接続する．印加電圧を-100 (V)または+100 (V)にする．
3. 電離箱を放射線照射装置の照射野中心に設置する．電離箱設置に関する補足説明を以下に示す．
 - ✓ ユーザーは任意のファントムを使い点検できる．
 - ✓ 電離箱を設置する深さおよび線源検出器間距離の設定は任意である．著者は，標準計測法の校正条件(X線)と同じ条件で電離箱を配置した(図5)．
 - ✓ 測定深を10 cmより浅くした場合，図5の測定配置に比べ電離箱に照射する時間が短縮される．そのためユーザーはより短い時間で点検を実施できる．

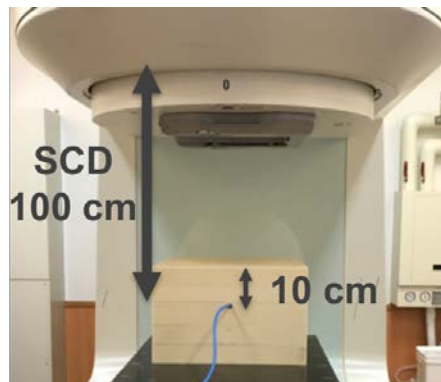


図5 著者が行った測定配置

4. ゼロ点調整実施後，放射線未照射状態で電位計を測定状態にする．
5. 測定開始直後と測定開始50秒後の電位計の指示値を記録する．
6. 電位計を測定状態にして，電離箱に放射線を照射する．電位計のフルスケールの20-30%に相当する電荷を電位計に入力するまで照射を続ける．電位計に入力する電荷の補足説明を以下に示す．
 - ✓ フルスケールとは「測定できる最大値」である．
 - ✓ Mレンジのフルスケールが500 (nC)の場合，フルスケールの20-30%相当に電荷は100~150 (nC)である．ユーザーは電位計に100-150 (nC)相当の電荷を入力するのに必要な照射量を事前に見積もる必要がある．
7. 照射完了3秒後と50秒後の電位計の指示値を記録する．

2.3.2 評価

1. 電荷漏れの割合 L_{rel} (%)を以下の式で求める． L_{rel} が ± 0.1 %以内であれば合格とする．

$$L_{rel} = 100 \times \frac{M_4 - M_3 - (M_2 - M_1)}{M_3}$$

M_1 (C)：未照射状態で測定開始した直後の電位計の読み値

M_2 (C)：未照射状態で測定開始した50秒後の電位計の読み値

M_3 (C)：照射完了3秒後の電位計の読み値

M_4 (C)：照射完了50秒後の電位計の読み値

2.3.3 点検結果

表 5 に著者が行った点検結果を示す．点検に必要な時間は，準備と片付けを含めて 30 分程度であった．

表 5 電荷漏れの点検結果

電位計	L_{rel} (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC 1000plus	-0.004	合格
RAMTEC Smart	-0.01	合格
RAMTEC Duo	-0.01	合格

2.4. 繰返し性、非直線性、感度変化

繰返し性とは「同じ測定条件で電位計に同じ入力を繰り返し行った時の読み値のばらつき」である．非直線性とは「電位計の読み値は入力した信号に比例した値を示す．このような直線関係からのずれの大きさの程度」である．そして感度変化とは「電位計校正定数の変化」である．

ユーザーは電離箱に放射線を照射して得られた信号(電荷)を用いて点検を実施する．この点検方法は使用機器や測定環境の影響を受けるため，電位計ガイドラインはそれらの影響を少なくできる使用機器や測定条件を示した(図 6)．

使用機器	測定条件
電離箱 ✓ 0.6 cm ³ ファーマ形電離箱(勧告) (IEC 60731:2011 リファレンスクラス線量計の性能要件に準拠) 外部モニタ線量計(推奨) ✓ 電位計ガイドラインの性能要件に適した電位計 電離箱の設置 ✓ 水中、空中、または固体ファントムに設置 ➢ 水中 - 水平ビーム用ファントム、防振箱(推奨) ➢ 空中 - アルミ製ビルドアップキャップ装着(勧告)	電離箱、電位計の設置環境 ✓ 電離箱: 1時間当たり温度気圧補正係数の変動 0.5%以内(勧告) ✓ 電位計: 電位計ガイドラインの標準試験条件(勧告) 温度計、気圧計 ✓ 一連の点検で同一の機器を使用(勧告) 電離箱および外部モニタの配置 ✓ 照射野中心に電離箱を設置 ✓ 電離箱と外部モニタの幾何学中心: 3 cm以上離す ✓ 照射野端まで3 cm以上内側に設置 ✓ 深さ、線源検出器間距離: 任意(例: JSMP12の校正条件)

図 6 繰返し性，非直線性，感度変化試験で用いる機器および測定条件．

2.4.1 繰返し性、非直線性の点検手順

1. 点検対象電位計および外部モニタ用電位計(使用する場合)の電源を入れて，ウォームアップ時間以上，放置する．
2. 上記の電位計に電離箱および延長ケーブルを接続する．
3. 電離箱を放射線照射装置の照射野中心に設置する．著者が行った測定配置を以下に示す．

- ✓ 著者は水平ビーム用水ファントム中の水深さ 5 (g/cm²)に電離箱を設置した(図 7).
- ✓ 水平ビーム用水ファントムを使用する場合，入射窓の膨らみによる測定深の変化が問題になる．しかし国内で販売されている水平ビーム用水ファントムの入射窓の膨らみによる測定深の変化は約 5 時間で 0.1 mm 未満である．そのため水平ビームを用いた場合，電離箱設置後の測定位置の変化は非常に小さい．

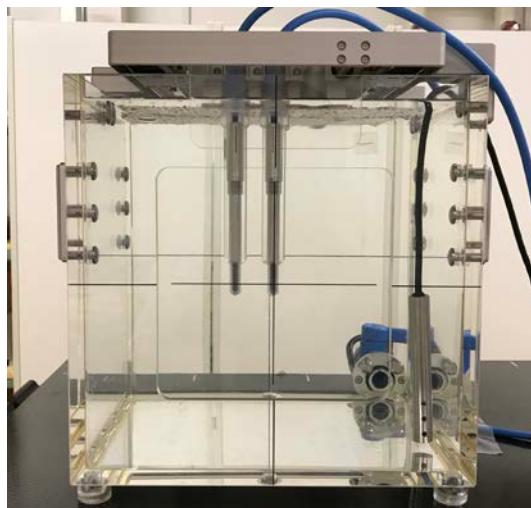


図 7 水平ビーム用水ファントムに電離箱を設置

4. プレ照射後，電離箱に放射線を照射し，電位計の JCSS 校正点に相当する電荷を点検対象電位計に入力する．以下に点検時に入力する電荷の条件を示す．
 - ✓ 通常，電位計の JCSS 校正は，レンジの極性毎に 3 点以上の校正が行われる．JCSS 校正時と同様に 3 点以上の電荷を電位計に入力して点検を行う．
 - ✓ 点検時に入力する電荷と JCSS 校正時に入力する電荷のズレは，±10%以内であれば許容する．
 - ✓ ユーザーは，分離校正開始後に医用原子力技術研究振興財団のホームページ等で JCSS 校正点を確認できる．

2.4.2 繰返し性の評価

1. 各測定点で点検対象電位計に電荷の入力を 5 回以上繰り返し，この時の温度気圧補正済の点検対象電位計の指示値と放射線照射装置のモニタ線量計(または，外部モニタ)の指示値をそれぞれ記録する．外部モニタの指示値に対する点検対象電位計の指示値の比を以下のように記録する．

$$r = M/m$$

M (rdg): 温度気圧補正済の点検対象電位計の指示値

m (rdg): モニタ線量計または外部モニタ線量計の指示値

2. 上記 r の相対標準偏差が各入力点で 0.1 % 以下であるか確認する．

2.4.3 非直線性の評価

1. 直線性 d を次式で算出する.

$$d_{min} = 100 \times \left(\frac{r_{min}}{r_{0.5}} - 1 \right)$$

$$d_{max} = 100 \times \left(\frac{r_{max}}{r_{0.5}} - 1 \right)$$

r_{max} : 最大電荷入力時の外部モニタの指示値に対する点検対象電位計の指示値の比

$r_{0.5}$: 中間電荷入力時の外部モニタの指示値に対する点検対象電位計の指示値の比

r_{min} : 最小電荷入力時の外部モニタの指示値に対する点検対象電位計の指示値の比

2. 算出された値が $\pm 0.2\%$ 以内であるか確認する.

2.4.4 感度変化の点検手順

図 8 は感度変化試験を示した概略図である. 電離箱やケーブルの幾何学的配置はそのままにして, 参照標準電位計を点検対象電位計に換えて同一照射条件で測定を行った場合, 2つの電位計の電荷の指示値 (nC) が等しくなる (図 8 の数式). ユーザーは, この関係を利用して点検対象電位計の電位計校正定数を算出する. そして, 算出値と前回の JCSS 校正時の電位計校正定数の値の変化を確認して感度変化を評価する. 点検手順の概略を以下に示す.



図 8 感度変化試験の概略

点検手順

1. 全ての電位計の電源を入れ, 電位計のウォームアップ時間以上放置する. 参照標準電位計として用いられる電位計の条件は, 以下の通りである.
 - ✓ 電位計ガイドラインの性能要件に適合していること.
 - ✓ 前回の JCSS 校正から 3 ヶ月以上経過していないこと.

間で例えば蒸発による水面変化(鉛直ビーム用水ファントムを使用した場合)やその他の測定環境の変化に注意を払う必要がある。

表 6 繰返し性の結果. 測定値の標準偏差が測定値の 0.1 %以下であれば合格とする.

電位計	入力電荷 Q (C)	相対標準偏差 (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC Smart	$+Q_{\max}$	0.02	合格
	$+Q_{0.5}$	0.01	合格
	$+Q_{\min}$	0.02	合格
	$-Q_{\max}$	0.02	合格
	$-Q_{0.5}$	0.02	合格
	$-Q_{\min}$	0.03	合格

表 7 非直線性の結果. 各点の応答の相違が 0.2%以下であれば合格とする.

電位計	入力電荷 Q (C)	偏差 (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC Smart	$+Q_{\max}$	-0.01	合格
	$+Q_{\min}$	-0.06	合格
	$-Q_{\max}$	-0.07	合格
	$-Q_{\min}$	-0.14	合格

表 8 感度変化の結果. 前回の JCSS 校正時の値から $\pm 0.2\%$ 以内の変化であれば合格とする.

電位計	入力電荷 Q (C)	相対標準偏差 (%)	判定(介入レベル)
RAMTEC Smart	$+Q_{\max}$	0.14	合格
	$+Q_{0.5}$	0.07	合格
	$+Q_{\min}$	0.04	合格
	$-Q_{\max}$	0.06	合格
	$-Q_{0.5}$	0.08	合格
	$-Q_{\min}$	-0.05	合格

3. まとめ

電位計は構成部品の劣化等により、必ず経年劣化が生じる。電位計の経年劣化や故障は測定値に影響を及ぼすため、定期的な点検は重要である。

故障や動作不良は臨床現場でたまに起きることがある。このような場合、一部の試験を除きユーザーによる点検は簡易チェック方法として、非常に有用である。

電位計ガイドラインで定められている判定基準(介入レベル)は、緩い。介入レベルを超えた電位計をモニタ線量計の校正等で使用すると、計測結果に影響を及ぼす可能性がある。そのため介入レベルを超えた場合は、製造販売事業者へ電位計の点検整備を直ちに依頼する必要がある。

謝辞

金沢大学 武村先生，栃木県立がんセンター 伊藤様，名古屋大学 小口先生，東洋メディック様，ユーロメディテック様からファントムと電位計をお借りして，電位計の実験を行いました．このような機会を与えて頂き誠にありがとうございました．

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ワーキンググループ：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，2017
2. “Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy”，IEC 60731:2011-02.

4. 分離校正サービスについて

医用原子力技術研究振興財団 佐方 周防

はじめに

放射線治療の線量測定に用いられる電離箱式線量計の感度校正には、一体校正と分離校正の2種類がある。一体校正では、線量計を構成する電離箱（検出部）と電位計（表示部）を接続し、一つの測定器として校正定数を決める。一方、分離校正では双方を別々に校正し、それぞれに独自の校正定数を与える。分離校正は、冗長性確保や不確かさ軽減など、校正およびユーザー側の双方にメリットのある方法であるが、電位計校正に必要な絶対電荷の評価が難しく、校正手法の点からはやや取りつきにくい面もあって、これまで校正事業者では採用されなかった。近年、精細化が進む放射線治療の分野では、線量に対しても高度な品質管理が求められるようになり、それに対応できる分離校正の実施も要求される機運にある。

現在、わが国の治療用線量計の校正は、医用原子力技術研究振興財団（以下、財団）が二次標準機関の役割を担っているが、その方法は一体校正である。ただ、財団としても、上記のような情勢を背景に、数年前から分離校正システムの構築を進めており、このほどようやく機器の整備、手法の開発、トレーサビリティの確保などが完了し、本校正を JCSS 登録事業者として行うべく製品評価技術基盤機構（NITE）に登録申請の段階である。

1. 財団の分離校正システム

分離校正のシステムは、ユーザー電離箱の校正とユーザー電位計の校正に分かれるが、そのためには水吸収線量（単位：Gy）および電荷（単位：C）の標準量が必要である。前者には、産業技術総合研究所（以下、産総研）において国家計量標準が設定されているので、電離箱の校正ではほぼ一体校正の手法を踏襲できる。一方、後者にはそれがなく、電荷の絶対量を他の標準から組み立てねばならない。

電荷の組み立てには、“電流と時間”あるいは“電圧と静電容量”といった組み合わせが考えられるが、いずれの方法も市販の装置の組み合わせでは、治療用線量の測定で発生する微小な電流あるいは電荷を十分な不確かさで実現することが難しい。よって、財団の電位計校正は、産総研の放射線標準グループで行われている手法でもある、絶対電荷で自己校正した標準電位計を基準とする方法を採用した。

財団の分離校正のトレーサビリティを図1に示す。図の左が電位計校正、右が電離箱校正に関する部分である。

2. 標準およびユーザー電位計の校正

電位計校正に用いる機器を表1に示す。機器の性能および具備条件は、基本的にNITEの示す、直流微小電流・電荷校正についての技術的要求適用指針¹⁾（以下、適用指針）に準拠する。表中の常用参照標準は適用指針で定義された機器で、特定二次標準器で校正され、校正事業者が所有する最も高位の標準器である。ワーキングスタンダードも適用指針で定義され、常用参照標準で校正された機器である。

電位計校正のシステムは、

- ① 電荷を絶対量として読み取れる電荷測定装置（標準電位計）感度の自己校正
- ② 標準電位計による電荷発生装置（標準電荷源）の出力の校正
- ③ 標準電荷源によるユーザー電位計の校正

から構成されている。

①の標準電位計は負帰還素子を外付けできる端子を有しており、この端子に挿入した直流電圧発生装置および標準キャパシタによって電位計の表示倍率および内蔵キャパシタの容量を自己校正する。直流電圧発生装置の出力は標準直流電圧測定装置で校正する。同測定装置と標準キャパシタは常用参照標準なので、標準電位計はワーキングスタンダードに相当し、その測定値は国家標準にトレーサブルな量から組み立てられた電荷（電荷標準、絶対値）と見做せる。自己校正の等価回路を図2に示す。

②の標準電荷源は、直流電流発生装置とタイマー付き電流シャッターから組み立てる。タイマーの時間は、周波数カウンターでモニタする。この電荷源と①の標準電位計を接続し、電位計の校正範囲に応じて決められた条件（電流レベル：A と時間：s）で電流を標準電位計に供給すれば、電荷源の発生した電荷量（電流と時間の積）を校正できる。標準電荷源校正の等価回路を図3に示す。

③のユーザー電位計の校正では、②の標準電荷源と被校正電位計を接続し、電荷源の出力を供給すれば電位計の読みを校正できる。回路としては、図3の標準電位計の部分ユーザー電位計に置き換えればよい。校正証明書には、この電荷出力を校正值として、それに対する電位計の読み値とその不確かさを記す。更に、これを基にして求めた電位計校正定数（ k_{elec} ）を参考値として添付する。電位計校正時の電荷の範囲や極性は財団側であらかじめ決めてあるので、ユーザー側で指定する必要はない。校正に用いる電荷の例を表2に示す。

3. ユーザー電離箱の校正

表1. 電位計校正に用いる装置・機器。直流電流発生装置とタイマー付シャッターの組み合わせが標準電荷源となる。

名 称	型式と製造者	適用指針での定義と校正
標準直流電圧測定装置	ADCMT7461P, ADC	常用参照標準, JCSS 校正
標準キャパシタ	SAC860, 103, 川口電機 WCS104A, 103A, SunJEM	常用参照標準, JCSS 校正
標準電位計	MMA2-17A, 川口電機	ワーキングスタンダード
直流電圧発生装置	ADCMT6161, ADC	校正用機器
直流電流発生装置	6430, Keithley	校正用機器
タイマー付シャッター	TPS0307-00, 川口電機	校正用機器
周波数カウンター	SC-7215, 岩崎通信機	校正用機器

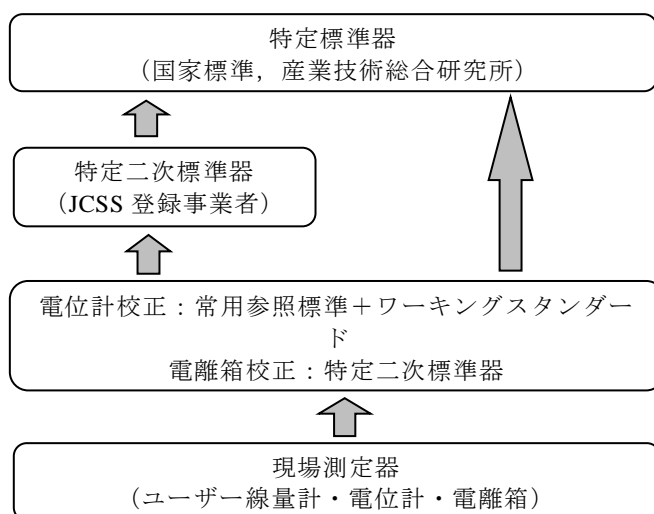


図1. 分離校正のトレーサビリティ。左が電位計校正、右が電離箱校正を示す。

電離箱の校正は、一体校正とほぼ同様の手順で行う。すなわち、水中の γ 線標準場に設置した電離箱の出力を財団の標準電位計で読み取り、標準場の値と標準電位計の測定値を比較して校正定数（水吸収線量校正定数、 $N_{D,w}$ ）を決める。校正に使用する機器を表3に示す。読み取り用の標準電位計は、適用指針のワーキングスタンダードの規格を満足しており、負帰還用素子の外付け端子も有しているので、前項①と同様の電位計感度の自己校正が行える。よって、電離量が少ないケースの校正でも精度のよい測定値が得られ、ほとんどの電離箱につき同じ有効桁数および不確かさの $N_{D,w}$ が供給できる。

測定は作業中の感電事故を防ぐため、全てフローテッドモードで行う。表1の標準電位計は、精度的には優れた測定器であるがフローテッドモードの高圧印加ができない。よって、ユーザー電離箱の校正には、このモードに対応している表3の標準電位計を用いる。これに関連し、ユーザーが円筒形電離箱の校正を依頼するときは、印加電圧の大きさと、集電極に集める電荷の極性を指定していただく。理由は後述する。平行平板形電離箱では極性の指定は必要ない。

4. 校正定数の取扱い²⁾と不確かさ

一体校正では、特定の電離箱と電位計を組み合わせたセットに対し、水吸収線量校正定数（ $N_{D,w}$ 、単位：Gy/rdg、rdgは電位計の読みの単位）が与えられる。この $N_{D,w}$ は、組み合わせたセットにのみ有効である。また、標準計測法12の線量評価式中の電位計校正定数（ k_{elec} ）は1とするか無視できる。

分離校正では、電離箱には水吸収線量校正定数（ $N_{D,w}$ 、単位：Gy/C）、電位計には電位計校正定数（ k_{elec} 、単位：C/rdg）が与えられる。多くの電位計では、単位に読み値の大きさに合わせSI接頭語をつけて表示される

ので、例えば k_{elec} の単位もnC/rdgのように変化する。これらの単位中のCは、電荷の絶対量を表す。故に、 $N_{D,w}$ は、電荷の絶対量に対する電離箱の感度であり、 k_{elec} は電位計の読みを電荷の

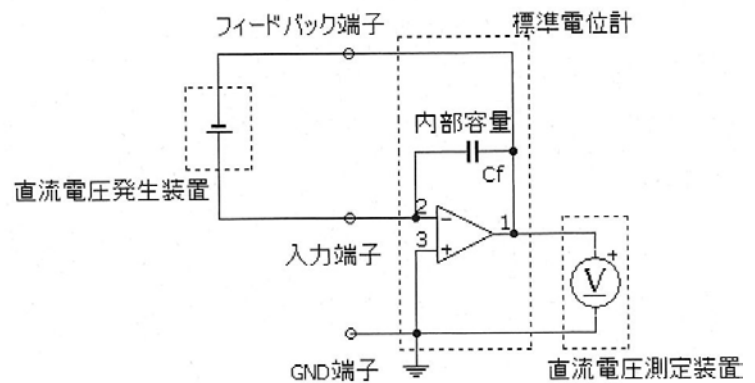


図2. 標準電位計の感度校正の等価回路. 表示倍率校正のため、外部フィードバック端子に直流電圧を印加する。内部容量の推定には、更に直流電圧発生装置と直列に標準キャパシタを接続する。

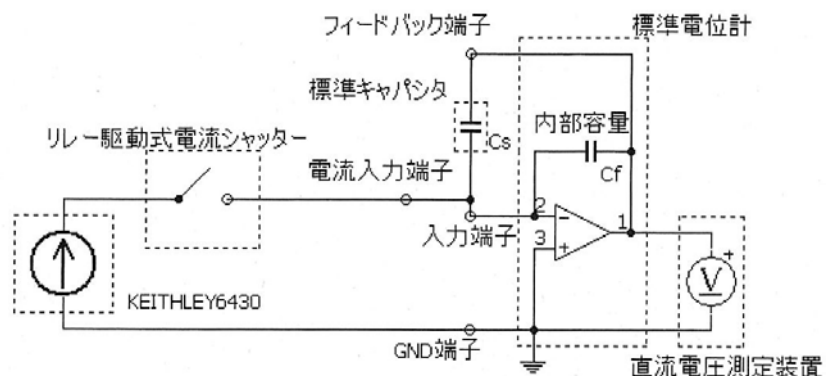


図3. 標準電荷源校正の等価回路. 電荷は、直流電流発生装置（keithley6430）と電流シャッターの時間で制御され、標準電位計で校正される。

表3. 電離箱校正に用いる装置・機器. 標準電位計1はユーザー電離箱の出力読み取り、標準電位計2は電離箱と一体として γ 線標準場の評価に用いる。

名 称	型式と製造者	適用指針での定義と校正
標準電位計 1	6517B#4332742, Keithley	ワーキングスタンダード
標準電位計 2 + 電離箱	6517B#4093695, Keithley + 30013, PTW	特定二次標準器, jcss 校正

絶対量に換算する係数である。よって、この $N_{0,w}$ を持つ電離箱は、 k_{elec} を持つ電位計と自由に組み合わせることができる。校正されていない電位計との組み合わせでは、表示単位が C であっても正しい結果は得られない。

分離校正の不確かさを表 4 に示す。実際の校正証明書には、 $k=2$ とした拡張相対不確かさが記される。

表 4. 分離校正の不確かさ

対 象	項 目	不確かさ (%)
電位計校正定数 K_{elec}	1. 標準電位計の校正	0.049
	2. 標準電荷源の組み立て	0.030
	3. ユーザー電位計の校正	0.053
	合成標準不確かさ	0.078
水吸収線量校正定数 $N_{0,w}$	1. 国家標準	0.4
	2. γ 線標準場設定	0.18
	3. ユーザー電離箱の校正	0.18
	合成標準不確かさ	0.47

5. 分離校正の利点と注意点

分離校正の利点は、

1) 複数の電位計および電離箱を所有する施設では、自由に電離箱と電位計を組み合わせることが可能である。従って、校正数を少なくできるし、冗長性の面からも自由度が高くなる。また、双方の何れかに故障・修理があった場合、あるいは新規購入時には単独で校正できる。

2) 電離箱に比べ、電位計の経年変化は小さいとされているので、電位計の校正やメンテナンスの頻度を緩くすることができる。また、この経年変化を装置別に判定できるので、それに合った校正間隔を決めることができる。

3) 重量のある電位計の校正頻度が減るため、校正のための機器輸送時の料金や労力を節約でき、また輸送中の故障や事故確率を下げることもできる。また、校正事業者側でも、被校正機器の管理および取扱いの労力を軽減できる。

4) 電離箱の校正を校正事業者の標準電位計によって行うので、精度のよい測定値が得られる。よって、出力の小さい電離箱でも、あるいは校正用の ^{60}Co 線源が減衰しても、校正証明書には、全ての電離箱につき $N_{0,w}$ が有効桁数 4 桁で示される。また、手順の自動化、簡素化が図れるので、操作上のミスを防ぎ、作業時間も短縮できる。

などである。一方、分離校正での注意点として

1) (校正側) 電荷量の国家計量標準が設定されていないので、他の標準から組み立てねばならないが、不確かさの小さい電荷源の構成がやや面倒で、コスト増につながるかもしれない。

2) (ユーザー側) 校正証明書の k_{elec} とその不確かさは、校正を行ったレンジおよび電荷の範囲内で有効である。よって、不確かさ確保のため、電離容積の少ない電離箱では多めの線量を照射しなければならない。

3) (ユーザー側) 高圧の印加モードがフローテッドの場合、電位計に表示される印加電圧の極性が、収集電極と高圧電極のどちらを基準としているかによって収集される電荷の極性が異なる。よって、円筒形電離箱を用いる測定では、ユーザーは、自身の電位計について、印加電圧の極性表示と収集電荷の極性の関係を把握しておかねばならない。財団の電離箱の校正証明書には、収集電荷の極性と印加電圧の大きさが記されているので、この条件に合うよう電位計をセットする。

等が挙げられる。これらは欠点というほどではないが、ユーザーが校正を依頼する時、あるいは校正証明書を確認する時に留意しなければならない。その他の電位計の保守および仕様に関する注意点は、日本医学物理学会から示された「放射線治療用の線量計に用いられる電位計ガイドラ

イン」³⁾を参照する。

おわりに

財団の分離校正もようやく実現の運びとなった。ユーザーおよび校正サイドの双方にとって、より合理的且つ効率的で精度の良い線量評価が期待できる。財団のホームページにも、分離校正の見通しおよび料金等が掲示されている。本稿が、ユーザー各位のご理解および業務上の一助になれば幸いである。

謝辞：校正の等価回路図は、医用原子力技術研究振興財団線量校正センターの高瀬信宏氏から提供いただいた。謝意を表します。

参考文献

- 1) (独)製品評価技術基盤機構：技術的要求事項適用指針（直流微小電流・電荷），JCT21007. 第2版，NITE，2009
- 2) 日本医学物理学会編：外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法．通商産業研究社，東京，2012
- 3) 日本医学物理学会：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．JSMP，2017

体内における放射線の相互作用

名古屋大学大学院 小森 雅孝

高エネルギーX線と体内組織の相互作用は、コンプトン散乱が主である。その他の相互作用として光電効果、電子対生成がある。X線エネルギーの変化に対して、コンプトン散乱の減弱係数は大きく変化することはない。一方、光電効果と電子対生成の減弱係数は大きな依存性を示す（図1）。体内組織の原子番号に対する依存性も異なる。何が違うのだろうか？X線と自由電子の散乱、いわゆるトムソン散乱を出発点として、コンプトン散乱と光電効果・電子対生成の違いについて考えてみたい。

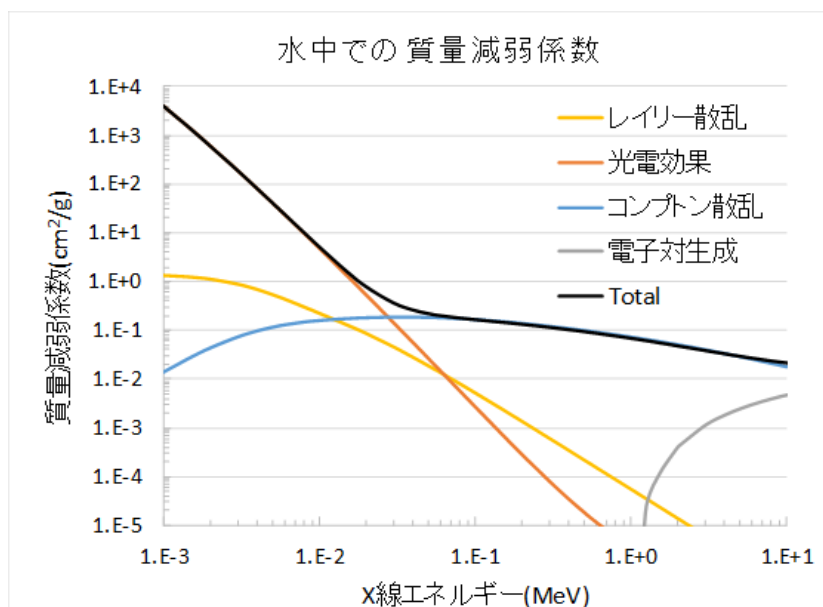


図1 水中での質量減弱係数における各相互作用の成分。XCOM(NIST)により計算。

トムソン散乱は古典散乱とも呼ばれ、古典電磁気学で導かれる断面積はX線エネルギーに依存しない。X線を電磁波として考え、その電場振動により自由電子が振動し、入射X線と同じ振動数の電磁波を放出する。X線エネルギーが数十 keV の領域では、全減弱係数をトムソン散乱で思いのほかよく近似できる。X線エネルギーが低くなる（波長が長くなる）と、電場振動が原子全体の電子に影響を及ぼし、レイリー散乱となる。X線エネルギーが高くなり電子の静止質量と同等以上になると、X線の粒子性が顕著になりコンプトン散乱となる。波と粒子の性質を併せ持つ、つまりX線の量子性である。コンプトン散乱は自由電子との相互作用で近似できるという意味では、トムソン散乱と同種の相互作用と考えることもできる。よってX線エネルギーに対して減弱係数はあまり依存しない。

コンプトン散乱の1原子当たりの断面積は原子番号に比例する。1電子あたりの断面積が一定であるためである。しかし減弱係数に変換する際に、“原子番号/原子量”という項が現れ、水素を除く低原子番号の元素において、減弱係数はほぼ一定となる（図2）。よって体内組織に対する

減弱係数の違いは、水素の含有率でほぼ決まる．脂肪・筋肉と比較すると骨は水素の含有量が少ないので、減弱係数が若干小さくなる．

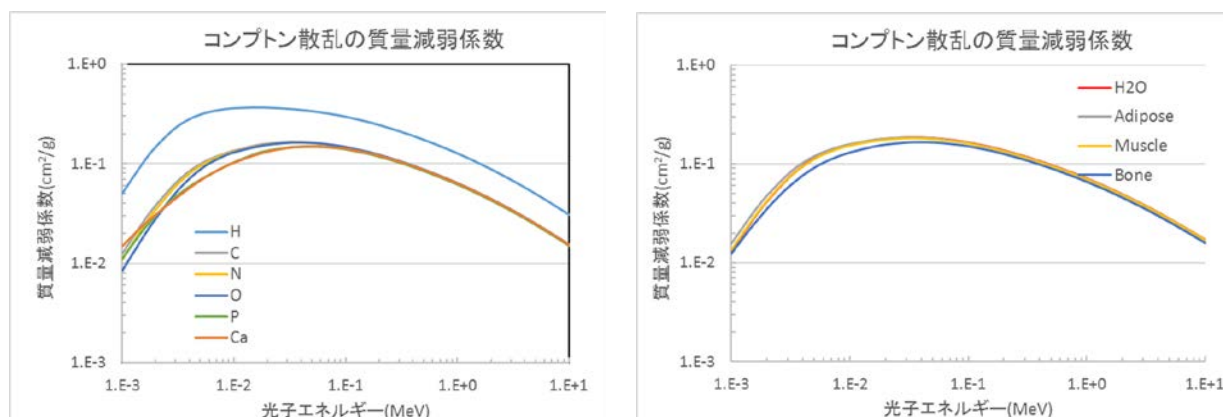


図2 各元素（左）及び体内組織（右）における質量減弱係数のコンプトン散乱成分．

コンプトン散乱が自由電子との相互作用で近似できる一方、光電効果は自由電子で起きることではない．入射 X 線が消滅し、そのエネルギーを自由電子に付与する現象は、エネルギー保存則、運動量保存則を同時に満たすことができないからである．軌道電子の結合エネルギーや原子全体の反跳運動量が必要であり、光電効果は原子全体との相互作用と考えるべきである．入射 X 線のエネルギー・運動量を原子全体で一旦吸収し軌道電子を放出すると考えた方が、コンプトン散乱との違いが理解しやすい．その結果、X 線エネルギーが高くなると原子がエネルギーを吸収しきれなくなり、減弱係数が著しく小さくなる．また、減弱係数が原子番号の 3～4 乗に比例することも理解できる．原子が大きければ、入射 X 線を吸収しやすいからである．電子対生成が自由空間で起きない理由は、光電効果同様、エネルギー保存則、運動量保存則を同時に満たすことができないからである．原子(核)の反跳運動量が必要であり、やはり原子全体との相互作用と考えるべきだろう．

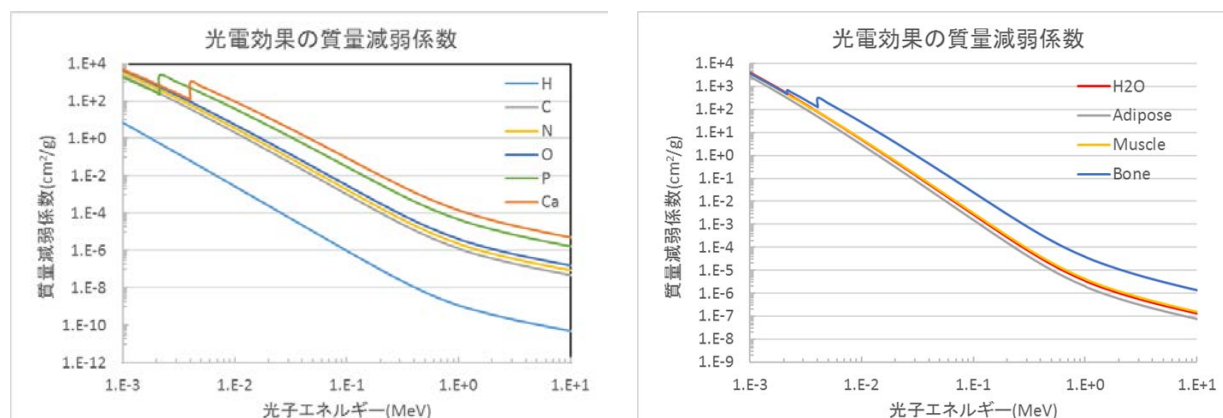


図3 各元素（左）及び体内組織（右）における質量減弱係数の光電効果成分．

Dual-Energy CT における仮想単色 X 線画像も、光電効果とコンプトン散乱の原子番号依存性の違いを利用している．今回の講演をきっかけに、久しぶりに放射線物理学の教科書を見てみようと思って頂ければ幸いである．

参考文献

放射線物理学（放射線技術学シリーズ） 遠藤真広・西臺武弘共編 オーム社
原子物理学（共立物理学講座 21） 菊池健著 共立出版

Deformable Image Registration のアルゴリズム

金沢大学 武村 哲浩

I. はじめに

Deformable Image Registration (DIR)は、放射線治療の分野では放射線治療計画立案時に臓器輪郭を作成する支援によく用いられている。さらに進んで、変更前、変更後などの2つの治療計画を体の変形を補正しつつ線量の合算を行う際にもDIRが使われる。これらDIRを行う上で市販の放射線治療支援システム等を使用することになるが、それぞれのアルゴリズムは様々なものがあり、また詳細はブラックボックスになっている。それらDIRが可能な支援システムを使用する上で、基本的なDIRアルゴリズムを理解しておくことは支援システムでのDIR結果を理解する上で役に立つ。

本教育講座では、DIRの基本的なアルゴリズムとして、市販システムで聞く、もしくは論文等によく目にするアルゴリズムであるoptical flow(OP)[1], B-spline free form deformation (FFD)[2], demons based algorithm (demons)[3]について概説した。さらに、論文より臨床画像を用いた評価での結果と、DIRを試したい場合のフリーソフトおよびそのソフトを用いたDIR結果の1例を紹介した。

II. レジストレーションの概要

DIRであれ、変形のともなわないレジストレーション、いわゆるリジッドレジストレーションであれ、基本的なプロセスは同じである (Fig.1)。共に変形される画像 (図中 source image) を基準となる画像 (図中 reference image) に合わせる処理となる。数式で表すと式(1)のようになる。

$$I_{\text{ref}} = T \cdot I_{\text{src}} \dots (1)$$

ここで、 I_{ref} は基準画像、 I_{src} は変形される画像で、 T が変換パラメータもしくは変換マトリックスとなる。

レジストレーション工程の中では、画像変換、類似度の計算、画像変換のパラメータ調整を、最適化として類似度が良くなるように繰り返し行う。DIRとリジッドレジストレーションとの違いは、画像変換の際のパラメータ T となる。リジッドレジストレーションの場合、この T はX,Y,Zの3軸に対する回転、平行移動で6種類のパラメータ(6自由度)となるが、DIRの場合、各ピクセルの3軸の平行移動となり、全ピクセル数×3の膨大な自由度となる。またDIRの場合の T をdeformation vector field (DVF)と呼ぶ。

III. DIR アルゴリズム

DIR アルゴリズムは全セクションの T を判断する処理になる。説明する3つのアルゴリズムの

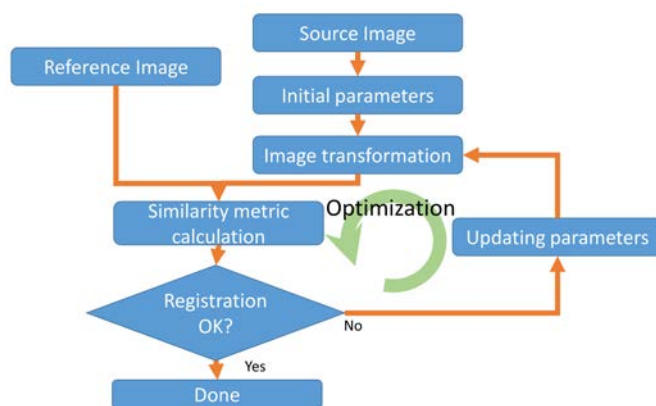


Fig.1 Registration process

違いは、明確な定義は難しいが、概ね部分的に合致する位置を探索する方法が異なると言える。

1. Optical flow

OF による変形は、2 画像の画素値の差を用いる。画素値の差を D_p とすると、基準画像上の対象位置 P_r での画素値の傾き $\Delta \vec{r}_p$ から式(2)により点 P_s の変形ベクトル V_p が求まる。

$$V_p = D_p \cdot \Delta \vec{r}_p \dots (2)$$

全画素について計算することで DVF となる。ただし、1 回の計算では精度良く合わせることは難しいため、繰り返し DVF の計算を行うこと(最適化)でより正しい DVF を求める。

ここで、最適化の中で 2 画像が合致したかの判断が必要になる。DIR の場合式(3)のような計算が一般的に行われる。ここで、 E_{op} は最適化すべきエネルギー、 $E_{src-ref}$ は類似度を表すエネルギー、 E_{reg} は regularization のための項で α はそれに対する重みづけである。

$$E_{OP} = E_{src-ref} + \alpha E_{reg} \dots (3)$$

Regularization は、変形ベクトルの極端な変化を抑制するためのペナルティーとなる値で、DVF 全体で平滑化させる働きをする。重み α によりその効果を調整することになる。また類似度、正確には不一致度には、変形後の画像と基準画像の画素値の対応する位置の画素値を用いて、差分自乗和(平均)SSD、正規化相互相関関数 NCC、相互情報量 MI などがよく使われる。SSD や NCC は同一モダリティからの画像、MI は異なるモダリティからの画像のレジストレーションに向く類似度である。

2. B-spline free form deformation

FFD はコンピュータビジョンの分野で変形を行う一般的な手法である。FFD は変形画像上に等間隔に設定したコントロールポイントを使い、コントロールポイントの変形(移動)を考える。繰り返し処理において、より良い変形になる移動先を見つけていく。Eop については OP で説明した内容と同様であるが、コントロールポイントは間隔をあけて設定されるため、コントロールポイント間の保管が必要となる。それに B-spline が用いられた場合が B-spline FFD となる。B-spline の計算式は、多く情報があるため割愛するが、計算する上で 1 軸あたり前後 2 点、合計 4 点のコントロールポイントしか影響されない。

3. demons based algorithm

Demons も基本的には FFD を踏襲したアルゴリズムである。ただし、臓器の境界に demons とされる変形方向を決める計算点を設けることで、境界面を考慮したかつ画素値の違いを用いた変形となる。Fig.3 に示すように、基準画像の臓器の境界部分に、臓器の内側に変形画像上の画素を入れるか弾くか計算点を配置し、画素値が同等であれば変形画像の画素をフォースベクトルによって内側に移動させる。この処理を繰り返すことで変形画像

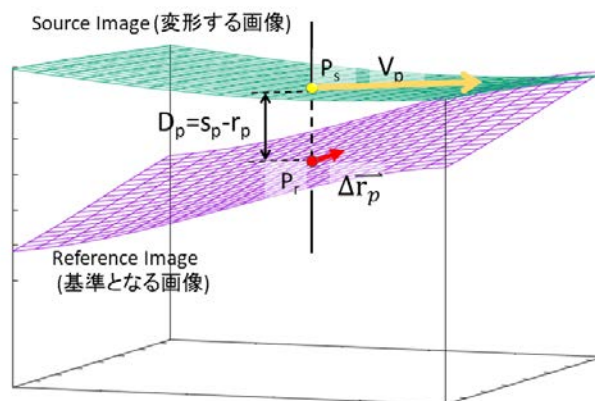


Fig. 2 deformation vector calculation in Optical Flow

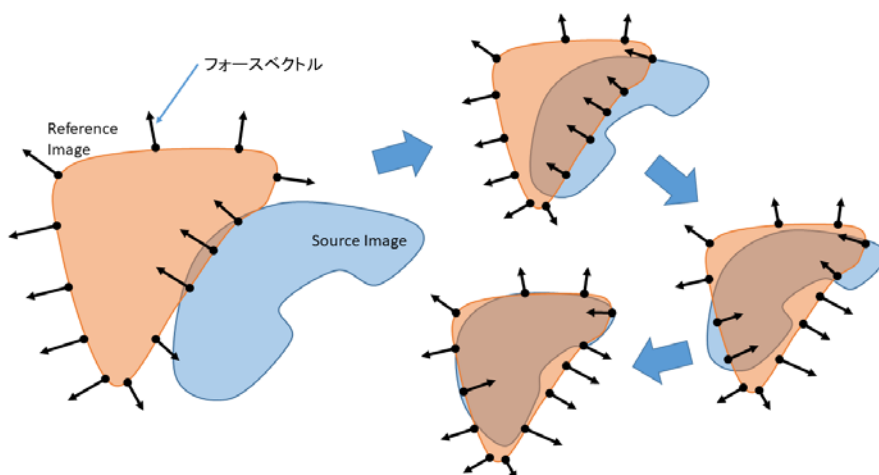


Fig.3 Schematic illustration of demons based algorithm process

上の臓器(水色)は基準画像上の臓器(肌色)に近づく。臓器の外側も同様に計算されるため、画素値が異なる場合は肌色部分から排除され徐々に青色臓器が肌色臓器に合致するようになる。

画素の移動先、移動方向を決めるフォースベクトルは、単純なものでは全て一定にするばあいもあれば、OP のように画素値の差と基準画像の画素値の傾きから計算される方法もある。

IV. 臨床での使用

これらアルゴリズムの違いが、臨床画像でどのような違いとなるかはいくつかの論文がある。Kadoya らの論文[4]では demons が良い結果を示し、ついで OP となっている。ノイズによる影響は Latifi K の論文[5]で、どのアルゴリズムでもノイズの大小による精度への影響はなさそうである。しかしながら、やはり demons 系のアルゴリズムが一番良い結果を出している。また Kadoya ら[6]は、市販ソフトについても評価しており、各ソフトに大きな差はなさそうである。ただし、同じソフトを用いた施設間でも精度に差があり調整次第で精度が変わることを示唆している。具体的な結果については参考文献の論文を参照していただきたい。

V. DIR できるフリーソフト

市販の DIR ソフトは、やはり高価なものであるため施設によってはそのような装置がない馬ありも考えられる。自身の研究で、もしくはとりあえず DIR がどのようなものか試してみたい、という方にはフリーソフトの使用が考えられる。プログラミングのライブラリとしては多く公開されているが、ソフトとして実行できるものは限られる。Plastimatch (<http://plastimatch.org>) はコマンドラインのソフトであるが、ここで紹介した B-spline FFD や demons による DIR が可能である。また、処理として Insight Toolkit のアルゴリズムを用いた処理も選択可能である。DIR 処理だけでなく、フェルドkamp法による CT 再構成や digitally reconstructed radiograph の生成なども可能である。更に、3DSlicer(<https://www.slicer.org/>)を用いれば、3DSlicer のエクステンションにより plastimatch と連携でき、3D 画像を確認しつつ DIR を GUI にて計算させることができる。もし興味ある人がいれば試していただきたい。

Fig. 4 に Plastimatch を用いて B-spline FFD と demons で DIR を行った結果をしめす。右肩の当たりを確認すると demons の方が良い結果となっている。

VI. 最後に

今回紹介したアルゴリズムは基本的な処理となっている。この内容から概略を掴みそれをベースより詳しい内容を理解してもらえたらと思う。

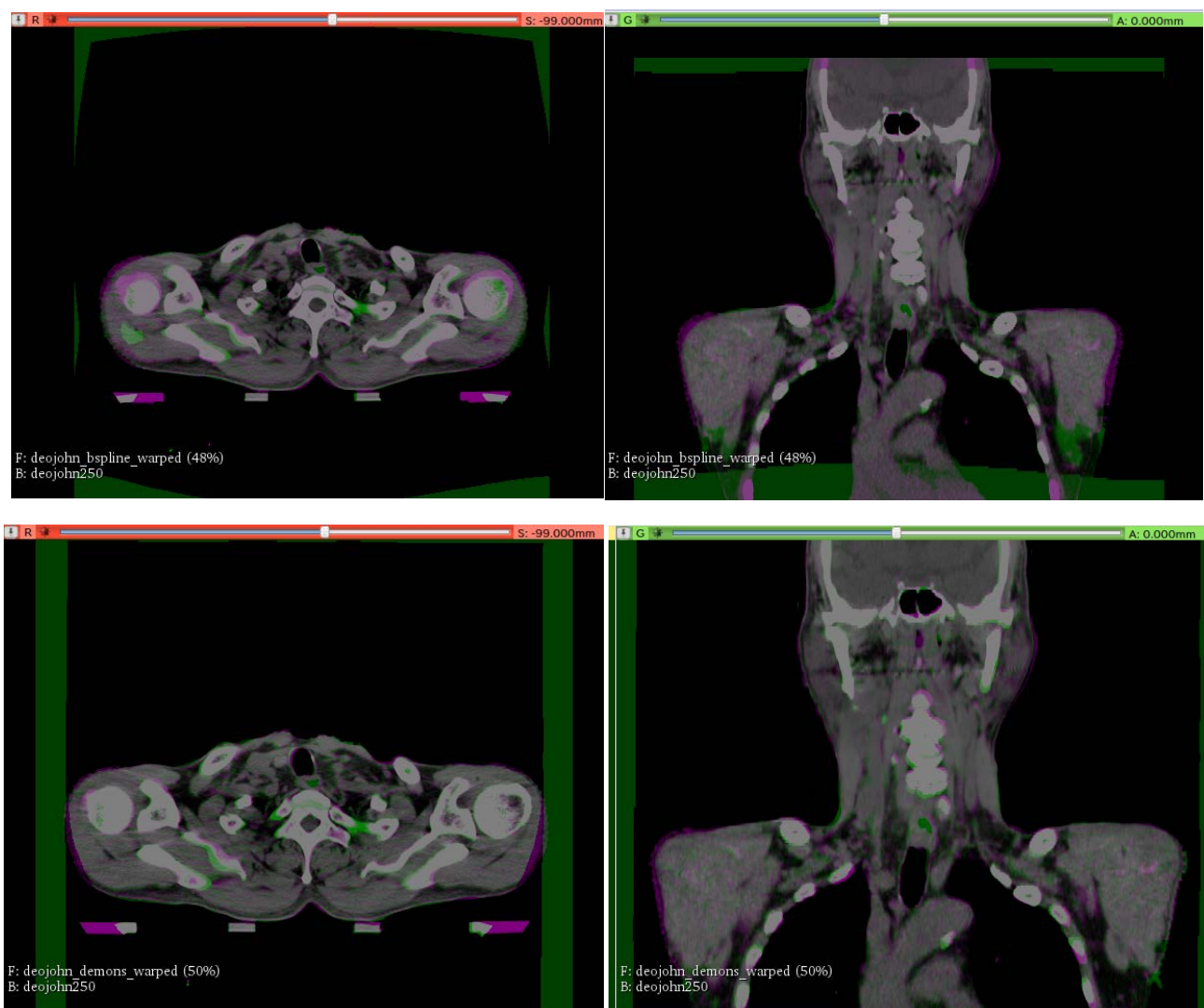


Fig.4 DIR results with B-spline FFD and demons based algorithm.

Top two images are the superimposed images of a reference image (pink) and a deformed image with the B-spline FFD (green). Bottom two images are the superimposed images of a reference image (pink) and a deformed image with the demons based algorithm (green).

参考文献

1. Horn, Berthold K.P.; Schunck BG. Determining Optical Flow. *Artif. Intell.* 1981;**17**:185–203.
2. Sederberg TW, Parry SR. Free-form deformation of solid geometric models. *ACM SIGGRAPH Comput. Graph.* 1986;**20**:151–60.
3. Thirion, J.-P. Non-rigid matching using demons. In *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'96*, 1996
4. Kadoya N, Fujita Y, Katsuta Y et al. Evaluation of various deformable image registration algorithms for thoracic images. *J. Radiat. Res.* 2013;**55**:1–8.
5. Latifi K, Zhang G, Stawicki M, van Elmpt W, Dekker A, Forster K. Validation of three deformable image registration algorithms for the thorax. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2013;**14**:3834.
6. Kadoya N, Nakajima Y, Saito M et al. Multi-institutional Validation Study of Commercially Available Deformable Image Registration Software for Thoracic Images. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* Elsevier Inc.; 2016;**96**:422–31.

シェル創世記

吹田徳洲会病院 佐々木 潤一



放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

はじめに(昔むかしのお話です)

1977年9月大阪府立成人病センター(以下、成人病センター)新病院に放射線治療科が開設された。治療装置は東芝製リニアック1台、NEC製リニアック1台、島津製ベータトロン1台と軟X線治療装置1台で、シミュレータ室には島津製の回転断層撮影装置、電算室には治療計画専用PC-12と放射線診療電算機があった。私が放射線治療を始めた出発点は此处からである(以来、今日まで放射線治療業務に携わって来た)。医師2名、技師3名の計5人が当初配属され、その後、技師2名が加わった。1981年、私たちは世界に先駆けて、放射線治療で使用する新しい固定具「簡易シェル」を作るシートを完成した。

1. 高精度な放射線治療

放射線治療において治療部位の動きを最小限にするために固定と治療体位の再現性が重要である。コンピュータやIT技術の発展とともに、医療機器や技術が進歩して来た。強度変調放射線治療(intensity-modulated radiation therapy: IMRT)や定位放射線治療(stereotactic radiation therapy: SRT)と云った高精度放射線治療は周辺正常組織への照射線量をできる限り少なくして、がん病巣に正確で十分な線量を投与できる。そのため、照射方法に合わせた治療部位の固定と再現性を得る固定具が必要である。

2. 頭頸部用固定具

1980年以前、成人病センター放射線治療科では頭頸部の固定法として、発泡スチロール製の凹みがある枕と面ファスナーを使用していた(Fig.1)。面ファスナーを鉢巻様に額に巻いて、治療寝台に固定する方法である。他施設においても概ね同様な方法が採用されていた。

海外では、額、顎などにギプス材の帯状キャストリングテープを巻きつける頭頸部固定法が報告されている^{1) 2) 3)}。1978年アメリカでは熱可塑性樹脂を使用した簡単な固定法が工夫されていた⁴⁾。

1970年北海道大学の小柴がイギリスに留学し、シェルの技術を習得して帰国した(北海道大学病院 渡辺氏談)。1972年から1983年まで、北海道大学病院では石膏で患者の型を取り、其の型に加熱した2mm厚の硬質塩化ビニール板を被せて吸引する方法でシェルを作成していた⁵⁾ (Fig.2)。他に、東京医科歯科大学病院など数施設で、同様なシェルが作成されていた。

1980年、成人病センターではギプス材のキャストリングテープ(スコッチキャスト/3M社)を用いて、頭部と顔面全体を覆う北大のシェルに似た固定具を作成した(Fig.3)。しかし、作業工程が煩雑なため(Fig.4)、新素材を求めた。



Fig.1 (a)



(b)

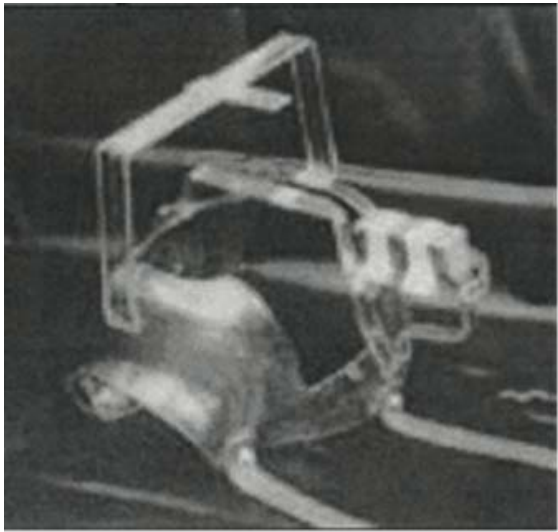


Fig.2

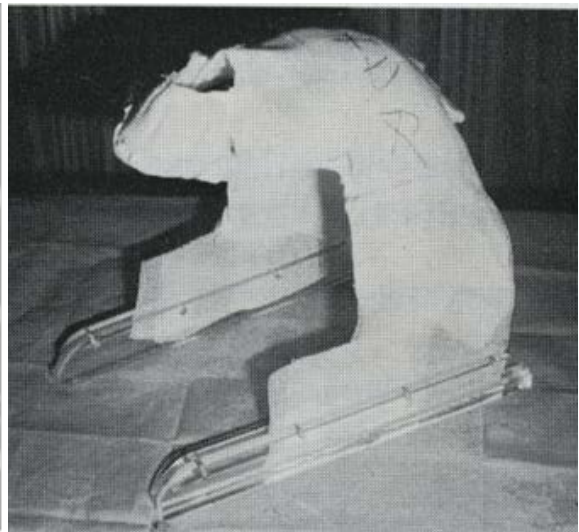


Fig.3



Fig.4

3. 「簡易シェルシート」の開発

1981年，世界に先駆けて，新しい固定具「簡易シェル」を作る専用シートを開発した．これまでの北海道大学病院の硬質塩化ビニール製シェルは特殊な装置と洗練された技術者を必要とした．どの施設でも，誰でも簡単に作れて，固定と再現性が得られるシェルを目指した．

当時，株式会社アデランスは頭部の形状と毛髪の状態を記録するために専用樹脂シートを頭に被せて，「かつら」作成の準備作業を行っていた(現在は3Dプリンターを使用)(Fig.5)．私たちはアデランス社に樹脂シートを提供していた株式会社クラレの協力を得て，厚さ，強さ，使いやすさ，加熱方法などの試行を重ねて，新素材の熱可塑性形状記憶樹脂で「簡易シェル用シート」を開発した．シートは厚さ2.5mm×縦400mm×横600mmの板状である(商品名：クラレシェルフitter：シェルシート)(Fig.6)．シェルシートの成分であるトランスポリイソブレンの一般性状と物性を示す(Table 1)．



Fig.5

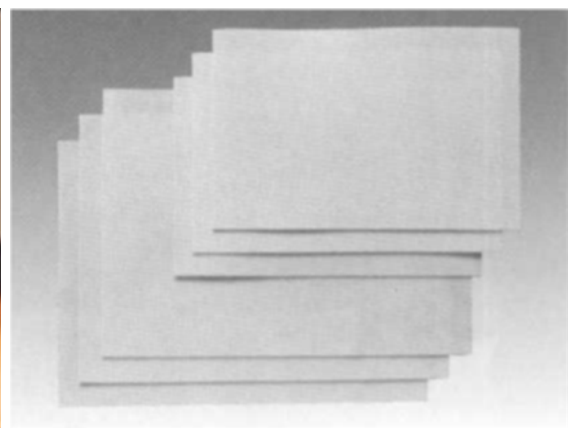


Fig.6

商品名	クラレシエルフィッター		
一般名称	トランス1,4,ポリイソブレン		
曲げ強度	114	kg/cm ²	
抗張力 * ²	380	kg/cm ²	
融点	67	℃	
密度 * ¹	25℃ の時	0.96	g/cc
	100℃ の時	0.91	g/cc
相溶するゴム * ³	NR、SBR		
主な溶剤 * ⁴	温ベンゼン、温キシレン		
主な非溶剤	メチルアルコール、エチルアルコール等		

一 般 性 状	
分子式	C ₈ H ₁₆
構造式	$\left[\begin{array}{c} -\text{CH}_2 \\ \diagdown \\ \text{C} = \text{C} \begin{array}{l} \diagup \text{H} \\ \diagdown \text{CH}_2- \end{array} \end{array} \right]_n$
分子量	80~100万
融点(℃)	67
Tg(℃)	-68
密度(g/cc) 25℃ * ¹	0.96

一 般 物 性	
引 張 特 性 * ²	
抗張力(kg/cm ²)	380
伸 び (%)	450
100%モジュラス(kg/cm ²)	64
300%モジュラス(kg/cm ²)	170
引張弾性率(kg/cm ²) * ⁵	726
曲げ弾性率(kg/cm ²) * ⁵	2410
曲げ応力(kg/cm ²) * ⁵	114
吸水率 (%) * ⁶	0

Table 1

4. 簡易シエルと頭頸部専用固定具

完成した簡易シエル(Fig.7)が確実な固定と再現性精度を得るためには、装着する専用固定具が必要である。

4-1 簡易シエルの作成

1982年、シエルシートは板状で販売された。融点が67℃と低く、加温器(湿式、乾式いずれも可)で70℃に加熱すると軟化し、成型が自在になる⁷⁾⁹⁾。また、軟化と同時に透明になり、作業の開始を知ることになる(Fig.8(a)(b))。切ったり、丸めたり、貼り合せ(自己融着)が容易(Fig.9(a)(b)(c))で、誰でも工作して簡易シエルを完成することができる(Fig.10(a)(b)(c))。ビルドアップ効果を考慮して、照射野を切り取ることも簡単にできる(Fig.11)。額、鼻根部、顎の3点だけを抑えた、あるいは照射方法に合わせたシエルを作成した(Fig.12(a)(b)(c)(d))。シエルシートは頭頸部だけでなく、胸部、腹部、骨盤部、上肢、下肢の治療する全部位に対応するものを作成した。乳房温存療法では頭と手と肘を固定した(Fig.13)。上部胸椎・下部頸椎では顎、肩、肘と手を

固定した(Fig.14). 骨盤部では腸骨稜を型取り, 股部を押し下げることによって, 患者とシェルとのズレ量の軽減を図った(Fig.15). 大腿部・下肢では両足を治療寝台に固定した.



Fig.7



Fig.8 (a)

(b)



Fig.9 (a)

(b)

(c)



Fig.10 (a)

(b)

(c)

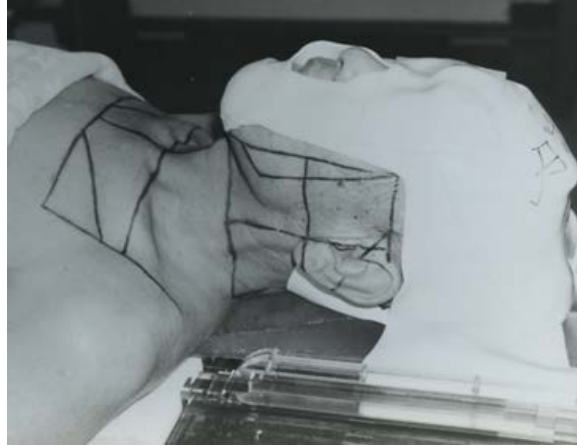


Fig.11

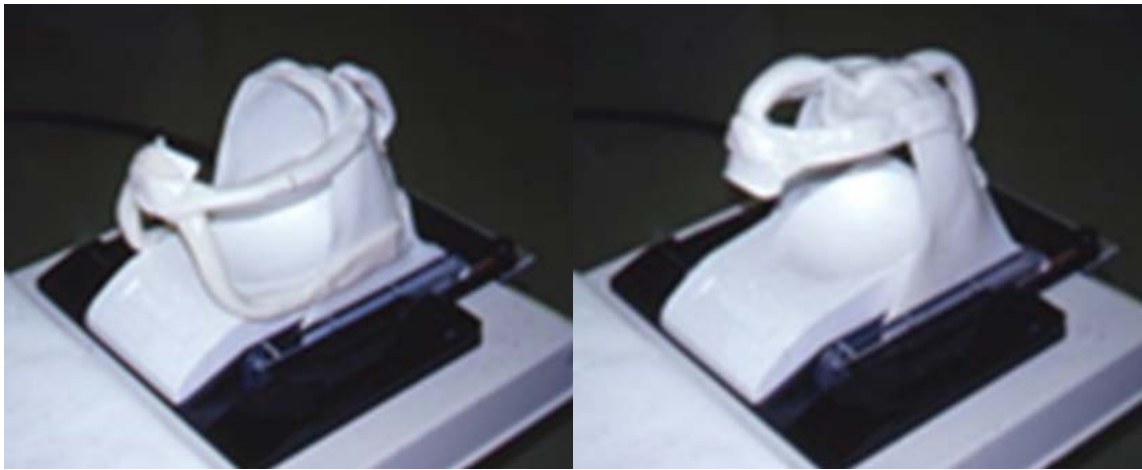


Fig.12 (a)

(b)

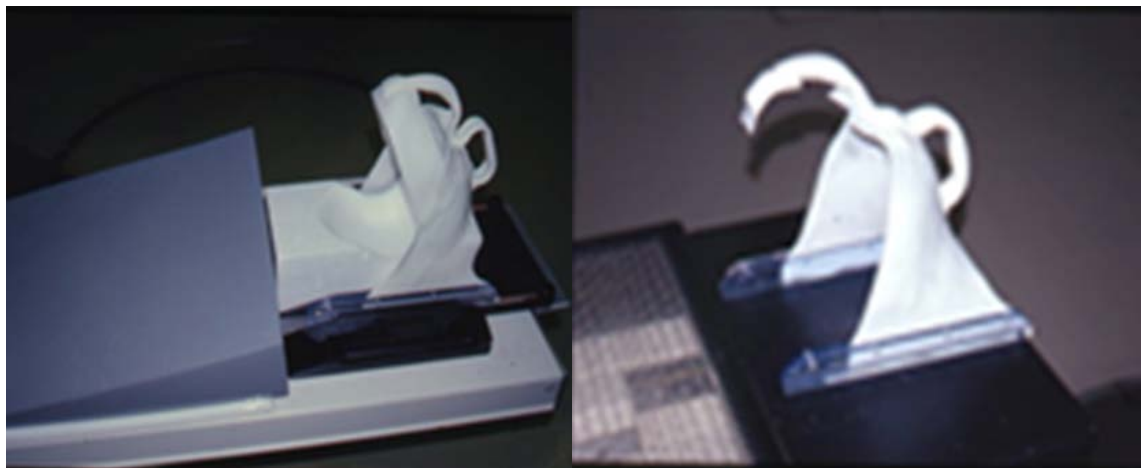


Fig.12 (c)

(d)



Fig.13



Fig.14



Fig.15

4-2 表面線量の測定

シェルシート使用時の表面線量を測定した。ピーク深 10 mm に対する 6 MVX 線による表面線量をシャロウチャンバーで測定した。シェルシート 0 mm で 25.43 % であったが、1.5 mm 厚で 58.98 %, 3.0 mm 厚で 69.11 % と増加した。

4-3 頭頸部専用固定具の開発

1982 年、簡易シェルを CT 寝台と治療寝台の定位置に装着する仕組みを備えた頭頸部専用固定具(CADO-I 型 : CADO 固定具)を開発した⁸⁾(Fig.16)。CADO-II 型固定具にはバイト支持部にエレベータを付け、X 線吸収と剛性を考慮してカーボン製板を使用した(Fig.17)。CADO-III 型固定具からはバイトを外しシェル専用固定具とした。治療寝台の X 線吸収を考慮して治療寝台の頭側外に装備出来るようにインターフェースをつけた(Fig.18)。これによって、治療計画の制限が著しく減少した^{9) 10)}。1985 年末時点、国内 35 施設に頭頸部用簡易シェルを装着可能な約 50 台の CADO 固定具を販売した。CADO 固定具を IV 型、V 型と改良し^{11) 12)}、1989 年には VII 型を開発した(Fig.19)。累計販売台数は国内外 123 施設で 140 数台に達した(Table 2)。



Fig.16 (a)



(b)

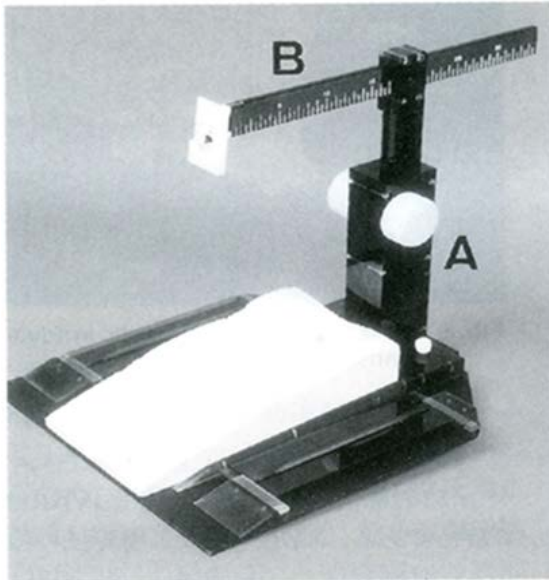
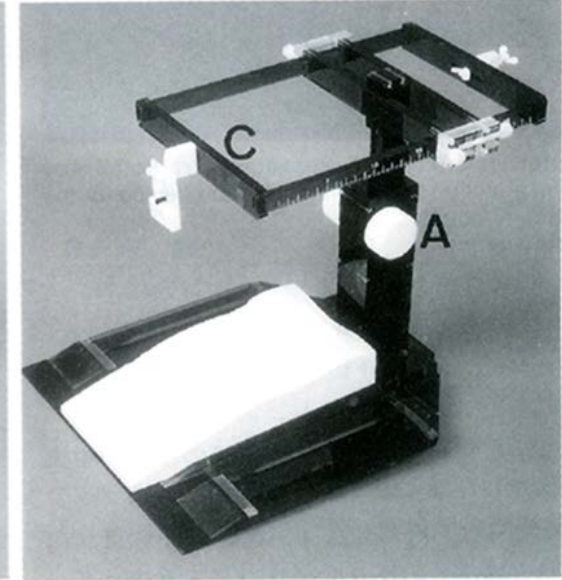


Fig.17 (a)



(b)

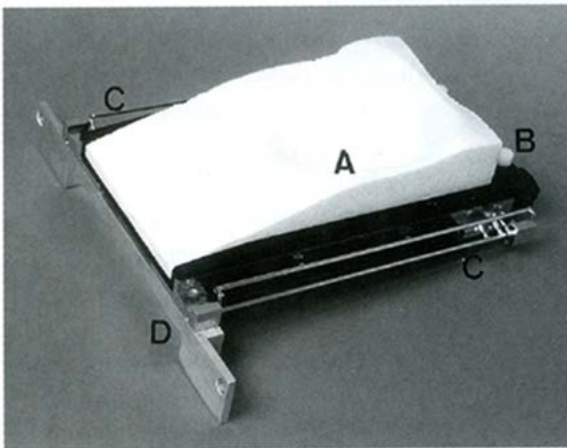
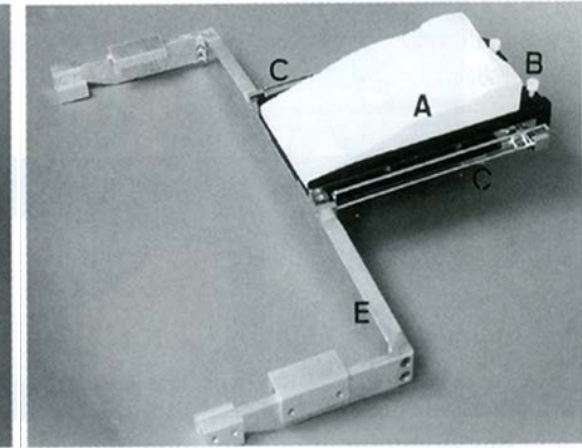


Fig.18 (a)



(b)

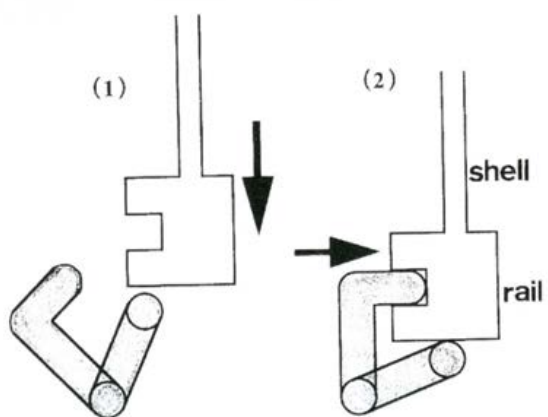
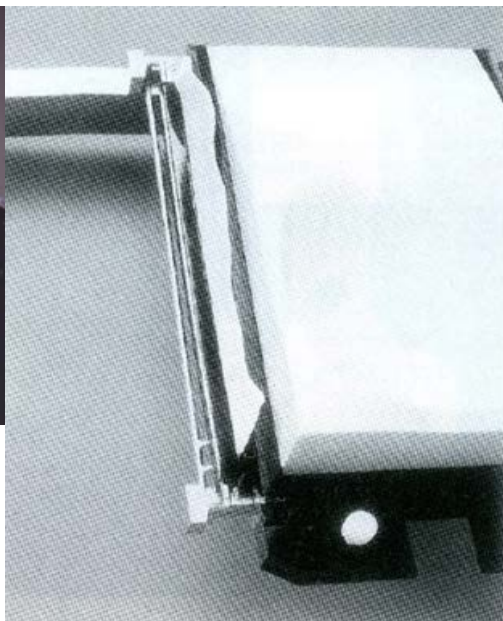
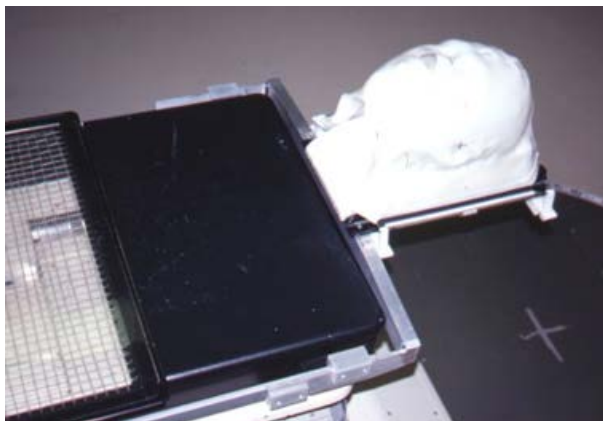


Fig.19 (a) (b)
(c)

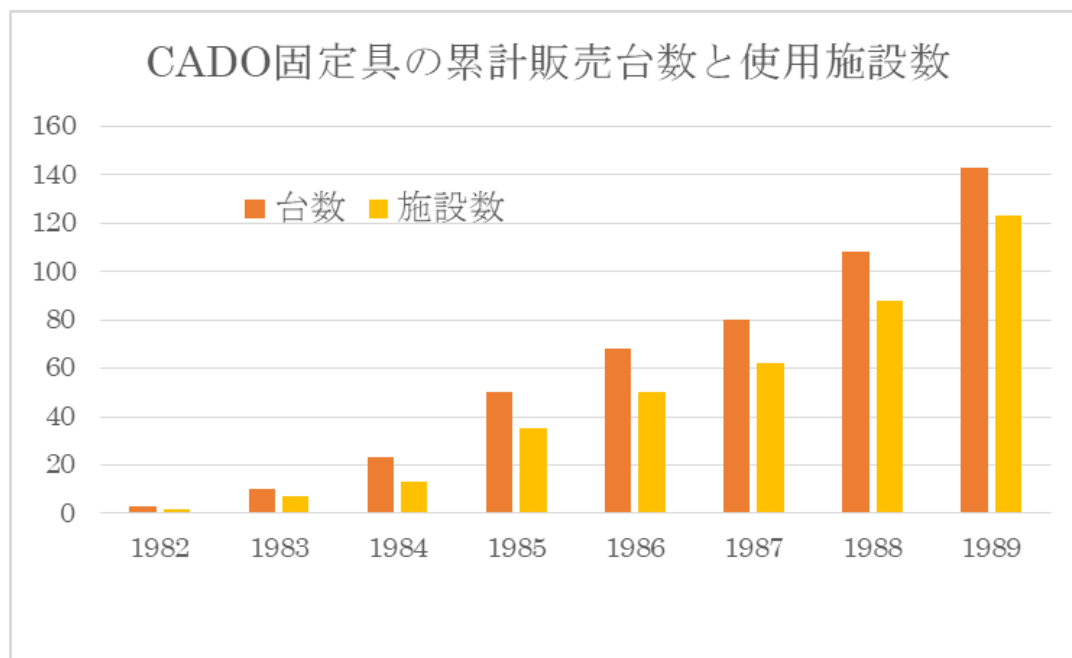


Table 2

5. 日本におけるシェル材の歴史

1982 年、私たちの開発した熱可塑性形状記憶樹脂(サーモプラスチック材)が販売されて以降、多くの製造会社、販売会社から、多種の固定用シェル材が販売されてきた。素材はトランスポリイソプレン、ポリエステル樹脂、カプロラクトン、ポリカーボネイトなど多様である。

1981 年 ○クラレシェルフィッター(成人病センター+クラレ社)開発

1982 年 ○クラレシェルフィッター(成人病センター+クラレ社)販売

1983 年 ○サーモシェル(北海道大学+東京衛材社(現アルケア社))販売

千代田テクノル社参入

ダイシンメディカル社参入

1989 年以降

○オルフィット(ネット状シェル材)(ORFIT INDUSTRIES 社)販売

ユーロメディテック社輸入開始

○ユニフレーム(U 字型フレーム)(Med-Tec 社(現 CIVCO 社))販売

東洋メディック社輸入開始

○HipFix(体幹部用固定)(Med-Tec 社(現 CIVCO 社))販売

東洋メディック社輸入開始

エンジニアリング社参入

中国製の U 字型フレーム参入

○TypeS 用フレーム(CIVCO 社)販売

○ボジキャスト(Sinmed 社/岡本製作所)

○アクプラスト(アクプラスト社、共立医療電機社)

○ラジキャスト(ダイシンメディカル社)

1995 年 1 月 1 日より、薬事承認をうけた頭頸部用固定具の全てが保険適用となった。

おわりに

1981 年、世界に先駆けて、私たちは熱可塑性形状記憶樹脂(サーモプラスチック材)を用いた「簡易シェルシート」(クラレシェルフィッター)を開発した。どの施設でも、誰でも簡単に作れるシェルをコンセプトにした。簡易シェルを CT 寝台と治療寝台に装着する頭頸部専用固定具も開発した。私たちは本固定法が放射線治療法を進化させたと考えている¹³⁾。近年、固定と高い再現精度が要求される高精度放射線治療には必要欠くべからざる治具として席卷している^{7) 9) 10) 14)}。放射線治療において、成人病センター放射線治療科が開発したシェルシートの貢献度は高く評価されている。

1977 年、放射線治療科開設以降、スタッフ一同は如何にして、放射線治療の精度を上げられるか、正確な放射線治療を目標として研鑽を積んだ。そして、新素材の熱可塑性形状記憶樹脂(サーモプラスチック材)を用いたシェルシートを開発した。共同開発者であり、ご指導頂いた井上(大阪大学名誉教授)が「簡易シェル」の名付け親である。

文献

- 1) Paterson R. Chapter 9. The preparation of radium applicators and beam direction シェル s. in The treatment of malignant disease by radiotherapy, Second edition, Edward Arnold Ltd, London, 1963;150-166.
- 2) Devereux C, Grundy G, Littman P. Plastic molds for patient immobilization. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1976 ; 1 : 553-557.

- 3) Beal AD. A new method of immobilization of patients for radiotherapy. Brit J Radiol 1977 ; 50 : 435-436.
DOI:[10.1259/0007-1285-50-594-435](https://doi.org/10.1259/0007-1285-50-594-435)
- 4) Verhey LJ, Goitein M, McNulty P, et al. Precise positioning of patients for radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1982 ; 8 : 289-294.
- 5) Tsujii H, Kamada T, Matsuoka Y, et al. The value of treatment planning using CT and an immobilizing シェル in radiotherapy for paranasal sinus carcinomas. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989 ; 16 : 243-249.
- 6) 辻井博彦, 溝江純悦, 有本卓郎, 他. 頭頸部固定具(シェル)による治療計画法—熱可塑性ポリエステル・レジンの利用—. 日本医放会誌 1984 ; 44(11) : 1391-1395.
- 7) 井上俊彦, 茶谷正史, 手島昭樹, 他. 簡易シェルを使った頭頸部固定法による 咽・喉頭癌の放射線治療精度の検討. 成人病 1986 ; 27(1) : 25-33.
- 8) 佐々木潤一. 成人病センターで開発した固定具. 日放技学誌 1990 ; 46(12) : 1941-1943.
- 9) 井上俊彦, 手島昭樹, 茶谷正史, 他. 放射線治療の精度改善による声門部癌 T1N0 の治療成績向上. 成人病 1985 ; 25(3) : 32-41.
- 10) 手島昭樹, 茶谷正史, 井上俊彦, 他. 早期声門部喉頭癌の放射線治療 : 照射野, シェルおよび wedge filter についての臨床的評価. 癌の臨床 1986 ; 32(2) : 141-146.
- 11) 佐々木潤一, 秦潔, 井澤一雄, 他. 放射線治療における頭頸部の固定法と再現性の検討. 日放技学誌 1984 ; 40(3) : 370-376.
- 12) 佐々木潤一, 井澤一雄, 川邊清人, 他. 頭頸部用固定具の開発—小照射野, 多門照射を考慮した固定具—. 日放技学誌 1998 ; 54(10) : 1226-1233.
- 13) 井上俊彦. 第 2 章, 放射線治療. 図説臨床 [癌] シリーズ No.11 頭頸部癌. メディカルビュー社, 東京, 1987 : 30-39.
- 14) 伊津野格, 小口正彦, 鹿間直人, 他. 日本におけるシェルの使用状況—他施設間情報交換のために—. 日放腫会誌 1993 ; 5 : 51-58.

図表の説明

- Fig. 1 (a)1981 年までの面ファスナーを使用した固定方法
(b)1981 年以降のシェルを使用した固定方法
- Fig. 2 1972 年～1983 年, 北海道大学病院で作成された硬質塩化ビニール製シェル
(提供 : 北海道大学病院 山口氏)
- Fig. 3 大阪府立成人病センターのキャスティングテープを使用した固定具
頭頸部用の CADO 型固定具に装着するためのレールを付けている
- Fig. 4 短冊状にカットしたキャスティングテープによる固定具作製状況
(所載 : 日放技学誌 第 40 巻 3 号)
- Fig. 5 アデランス社が「かつら」を拵えるための準備作業.
クラレ社製の樹脂シートに頭部の形状取得と毛髪の状態を記録した
(提供 : 株式会社アデランス 新田氏)
- Fig. 6 新素材の熱可塑性形状記憶樹脂を用いて開発した「簡易シェルシート」.
厚さ 2.5 mm×縦 400 mm×横 600 mm と厚さ 2.5 mm×縦 300 mm×横 400 mm のシート
(提供 : クラレトレーディング社 石井氏)
- Table 1 簡易シェルシート(トランスポリイソプレン)の一般性状と物性
(提供 : クラレトレーディング社 石井氏)
- Fig. 7 開発したシェルシート(シェルフitter)で作成したシェル
- Fig. 8 (a)シェルシートは作成するシェルに合わせて切って使うことができる

(b) シェルシートは 70°C に加熱すると透明になり、シェル作成作業の開始サインになる。

Fig. 9 シェルシートの工作は容易である

- (a) 強度を得るため、丸めて使用する
- (b) 透明な時、シェルシートは接着できる(自己融着)
- (c) ハサミで簡単に切ることができる

Fig. 10 シェルは治療部位と照射方法に合わせて作成する

- (a) 加熱したシェルシートに CADO 型固定具の取り付けレールを取り付けて、透明なうちに患者に被せる
- (b) シェルシートは硬化すると乳白色になり、シェルは完成する
- (c) 治療寝台の頭側外に装備した頭頸部専用固定具 CADO-VII 型に合せて作成したシェル

Fig. 11 完成後、ビルドアップ軽減のため照射野を切り取ったシェル

Fig. 12 治療部位と照射方法に合わせて成型し実際に治療に使ったシェル

- (a) 顎部の直交 2 門照射に合わせて作成したシェル
- (b) 咽頭部の治療用に作成したシェル
- (c) 喉頭部の対向 2 門照射に合わせて作成したシェル
- (d) 顎部の多門照射に合わせ、額、鼻根部、顎の 3 点固定で作成したシェル

Fig. 13 乳房温存療法では頭の位置を決め、挙上する手と肘を固定するシェルを作成(1985 年頃作製)

Fig. 14 上部胸椎・下部頸椎では体の一部の動きを抑えるだけの固定具ではなく、治療部位に係る全骨格の動きを抑制するため顎、肩、手と肘を固定するシェルを作成(2007 年頃作製)

Fig. 15 シェルシートまる 1 枚を使った骨盤部のシェルはペルビックボードを用いて治療寝台に固定する

Fig. 16 開発した頭頸部専用固定具(CADO-I 型固定具)

着脱式の 2 種のバイト支持部は照射方法に合わせて選択する

- (a) 着脱できる I 型のバイト支持部を付けた固定具
- (b) 着脱できる口型のバイト支持部を付けた固定具

Fig. 17 改良した CADO-II 型固定具、バイト支持部を患者に合わせて上下することができる(エレベータ式)

- (a) エレベータ式の I 型のバイト支持部(着脱式)を付けた固定具
 - (b) エレベータ式の口型のバイト支持部(着脱式)を付けた固定具
- (所載：日放技学誌 第 54 巻 10 号)

Fig. 18 CADO-III 型固定具からはシェル専用固定具として、治療寝台の外に装備するため、選択できる 2 種のインターフェイスを用意した

- (a) Hanging 式インターフェイスを付けた固定具
- (b) Arm 式インターフェイスを付けた固定具

(所載：日放技学誌 第 54 巻 10 号)

Fig. 19 CADO-VII 型固定具はよりコンパクトになった。シェルの着脱方法を改良することで、より簡単で強固にした

- (a) Arm 式インターフェイスで治療寝台の頭側外に装備した固定具に装着したシェル
 - (b) シェル 装着法を 1 ステップ式に改良して装着部を小さくした
 - (c) 新しい装着法はシェルを上から押すだけで、装着が完了する
- (所載：日放技学誌 第 54 巻 10 号)

Table 2 CADO 固定具の使用状況(1989 年集計)

治療技術事始め

シェル創世記

補遺：臨床家から見た一側面

大阪大学名誉教授

井上俊彦

EU 施設見学

第 13 回国際放射線会議（ICR；マドリッド, 1973 年）で発表した後、故重松先生に連れられて小線源治療を主目的にジュネーブ・パリ・カーディフの施設を訪問した。¹⁾ この見学で得た知識と人的交流はその後の大阪における高線量率小線源治療の方向を定めた。他方、外部照射で私の目を引いたのはカーディフで見学した患者固定具（頭頸部あるいは小児の全身用モールド）であった。¹⁾ Paterson の教科書に載っている通りモールド室で専属作業者が固定具を作り、実際に治療室で使っていた。²⁾ その 6 年後、厚生省重松班(56-27)で臨床の精度管理の向上を目指して「がんの放射線治療の設定と放射線治療効果判定に関する研究」に取り組んだ。³⁾ 咽喉頭癌小委員会で国内調査をした。1979 単年間に於ける参加 10 施設でシェルを使用していたのは僅か 1 施設であった。⁴⁾ 彼我の環境整備の違いでは済まされない、放射線治療に対する本質的な姿勢の違いあるいは歴史の差を感じた。

放射線治療部門の立上げとシェル開発

1977 年筆者は大阪府立成人病センターに赴任し、放射線治療部門の立上げに伴って工作室と工作機械を整備した。上述の旅と赴任直前の米国 5 施設見学でその必要性を痛感したからであった。東大阪市の町工場を見学しその整備の参考にした。お蔭で、照射中の線量監視用の半導体検出器、全身照射用治療寝台、小線源治療のアプリケーションなど、手元の材料で創作することができた。放射線治療専属技師 4 名とロテート 1 名の人員配置に恵まれたうえに、構成員各自の特技（電気関連・木工・溶接など）と熱意がもたらしたものであった。

頭頸部固定具もこの背景の下に誕生した。1981 年に照射中の患者の動きを制限するために頭頸部固定具と簡易シェルを開発した。従来のシェルが石膏による型取りと特殊シェル作成装置を必要とする全 3 工程の煩雑な作業を要したのに比べ、簡易シェルは整形外科領域で使われるキャストリングテープ(住友 3M 製)を使用し、1 工程で完成するものであった。所要時間は 15 分である。⁵⁾ その後、米国国立航空宇宙局 (NASA) で実験動物用の固定法として紹介されていた熱可塑性素材を使った固定具の簡便な製法を知り、¹⁾ トランスイソプレンゴム（クラレシェルフィッター、クラレイソプレンケミカル KK）を入手した。われわれの開発したシェルと頭頸部固定具は 1985 年 10 月現在国内 35 施設で約 50 台使用されていた。⁵⁾

シェル固定の臨床評価

1982 年 5 月から同年 12 月の咽喉頭癌患者 38 人の 4MVX 線治療 312 件を対象にして、シェルの有無による照射中の動きを自作半導体検出器で測定した。シェル使用群の動きは全件 2mm 未満であったのに比べ、非使用群では 2mm 以上の動きが 21%に観測された。シェル使用によって再現性は 5mm 以内におさまった。シェルおよび頭頸部固定具による固定と再現性について、新しい評価法と満足すべき結果を報告した。⁶⁾ この公表データのお蔭で国内における頭頸部癌患者固定シェルの保険収載が認められた。¹⁾ 辻井らは computed tomography (CT) 評価とシェル固定で上顎洞癌の治療成績が向上したことを報告し、⁷⁾ CT シミュレータの国際普及を促した。

大阪府立成人病センターにおける声門癌 T1N0 の 4MVX 線治療においてシェルの有無による 5 年非再発生存率を比較した。シェル非使用群 88% (91 例；1977—82 年) に対してシェル使用群 94% (87 例；1982—85 年) で、治療精度の改善が放射線治療成績の向上に結びつくことを実証した。^{1,10)}

固定法の両極

筆者は創造開発研究経費の在外研究員旅費（4年計画）によって、世界の治療現場を見学する機会を与えられ、多くの情報に接した。⁸⁾中でもロシアの小型陽子線治療における患者固定法の提案には驚かされた。椅子を使った座位固定法で、全方向から患者体表面に向けて針先が設定されるものである。拷問椅子にヒントを得たものであると紹介された。この対極にあるのが小線源治療の腫瘍内線源刺入である。標的体積の複雑な動きに対応して線源位置も刻々と変化する。しかし、それは腫瘍の形態の変化に合わせて変動するものであり、線源が追隨していると捉えることができる。^{1,9)}外部照射が行き着く究極の固定法はここに求められる。治療計画の厳密な実施よりも治療と同時進行の超詳細記録が可能になれば、患者固定の概念も根底から覆される。そうして初めて装置主体から患者主体の放射線治療が実現できる。

以上、一臨床家として貴重な体験をした国内のシェル治療黎明期の開発背景と臨床成果の一端を紹介した。私の理想とする放射線治療の未来像を併記し、補遺としての拙文を閉じたい。

文献

- 1) 井上俊彦. 小線源治療と外部照射の相互作用. 第 1 部：放射線治療史, 動く標的の線量評価. 臨放 2009 ; 54(2):297–302.
- 2) Paterson R. Chapter 9. The preparation of radium applicators and beam direction shells. in The treatment of malignant disease by radiotherapy, Second edition, Edward Arnold Ltd, London, 1963;150–166.
- 3) 井上俊彦, 山下孝, 平岡眞寛, 他. わが国における放射線治療の臨床的精度管理 QA 確立の歩み. 癌の臨床 2001;47(8):617–622.
- 4) 井上俊彦, 重松 康, 堀内淳一, 他. 咽喉頭癌の放射線治療について —その 2. 頭頸部癌治療効果判定基準(案)の適用—. 臨放 1984 ; 29(5):583–587.
- 5) 井上俊彦, 手島昭樹, 茶谷正史, 他. 放射線治療の精度改善による声門部癌 T1NO の治療成績の向上. 成人病 1985;25(3):32–41.
- 6) Inoue T, Chatani M, Teshima T, et al. Immobilization and reproducibility in radiotherapy for cancer of the larynx and pharynx using simplified shell and bite-block. Strahlenther 1985;161(10):642–645.
- 7) Tsujii H, Kamada T, Matsuoka Y, et al. The value of treatment planning using CT and an immobilizing shell in radiotherapy for paranasal sinus carcinomas. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989;16:243–249.
- 8) 井上俊彦. 旅に出て学ぶ. 日本放射線技術学会近畿部会雑誌 2001 ; 7 (1) : 56–62.
- 9) 井上俊彦. 小線源治療と外部照射の相互作用. 第 3 部：打ち抜き照射, 再現性, 4次元照射, 術中照射, 緩和医療. 臨放 2009 ; 54(4):504–508.
- 10) 井上俊彦. 放射線治療システムを考える. 腫瘍放射線科医の立場からみた放射線治療システム. 日放技学誌 1990;46(11):1792–1797.

Triangle Products

橘 理絵, 橘 英伸

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。

Triangle Products は 2010 年に橘英伸が起業しました。この当時は IMRT が普及され始めたばかりでした。IMRT の開始時期は様々な疑問点も多くあり、その中で正しく IMRT 線量分布を評価したいという思いが生じ、IMRT の線量分布解析ソフトウェアを開発しました。例えば、ある線量域のピクセルの線量差の平均値を出すときに+5%と-5%のピクセルが2つあるとすると、平均誤差は絶対値評価での 5%が正しいと思うのですが、あるソフトでは 0%になってしまい、すごく一致してみえてしまうという現象をみて、絶対値評価ができるソフトウェアを作ろうと思いました。さらに、このソフトウェアが臨床で利用できることを確認した上で、安定的な研究費が必要と感じ、実際に販売し、これを研究費として利用できれば継続的に研究しやすい体制ができると思い、ユーロメディテック株式会社様にアプローチしました。販売にあたって様々な改良点などのユーザー様からのニーズなどアドバイスをしていただき、改良を加えました。それが最初のソフトである Simple IMRT Analysis です。この販売をきっかけに Triangle Products を起業しました。

現在、Triangle Products の代表は橘理絵となりました。橘英伸は国立がん研究センターで医学物理専門職として勤務しつつ、研究開発を進めています。図 1 に現在の研究開発体制の図を示しますが、「循環型」研究開発体制が構築できたと思っています。この循環型研究開発体制を構築するために Triangle Products 代表と国立がん研究センター理事長間で正式に共同研究契約を結びました。これによって国立がん研究センターでは、Triangle Products からの研究費を委託され、それを利用しながら研究開発をしています。国立がん研究センターで研究開発したソフトウェアは Triangle Products で販売し、ユーロメディテック株式会社様を窓口 to ユーザー様に提供させていただいています。これによって、科研費など採択されるかわからないものに影響されず、研究開発が進められています。また、日本ならではのニーズをユーザー様から得ながら「日本」で新規研究開発をしています。国立がん研究センターに委託された研究費は主に博士課程の学生の人件費などに充てられていて、彼らは先端医療開発センターの特任研究員として、Triangle Products からの委託研究費を給料とし、将来の Triangle Products の製品になりうる製品の開発をしています。学生は研究開発をして得たこの給料を学費や生活費などに充て、またこの研究開発において新規研究による論文等の採択をすることで博士号を取得するという形をとっています。また、東病院放射線治療科での On the job training をし

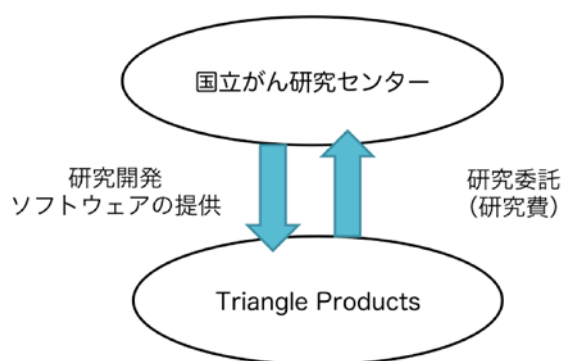


図1 循環型研究開発体制

ながら、責任を持って勤務をしてもらいたいということでも給与を提供しています。決してマンパワーが十分でない Triangle Products ではあるのですが、従事するすべてのメンバーにとってできる限り良いギブアンドテイクの関係を維持しながら、国立がん研究センターの枠組みや学生のニーズや要求に答えつつ、またユーザー様にとって必要なソフトを提供しながら、ユーザー様の貴重な「お金」をこのような形で利用して研究開発しています。

Triangle Products は、Simple シリーズということで、現在 4 製品をリリースしています。さらに、現在 2 製品を新規開発しています。本邦では現在リリースしている 4 製品と新規開発している 1 製品を紹介します（図 2）。

まず Simple IMRT (Simple IMRT) Analysis を紹介します。Simple IMRT は線量分布解析ソフト（図 3）で、リニアック立ち上げ時のプロファイルや線量分布測定、患者個々の IMRT・VMAT プラン検証などに利用します。特徴として、シンプルな機能による効率的な解析を実現するように開発されています。一つのボタンを押すとすべての解析を完了するような機能もあります。また、三次元ガンマインデックス評価が可能であり、線量分布の幾何学的移動量のズレを発見しつつ、高いガンマパス率を求めるような機能もあります。また、近年はフィルム解析のニーズが減少していますが、高空間分解能が必要な解析にとってフィルムは未だ有効的です。特に、脳定位照射のように小照射野の場合は必要です。一方、脳定位などは 1 回線量が高いため、フィルムの測定可能域外になりますが、それを解消するような機能を Simple IMRT では実装しました。また、現在 IMRT の線量分布解析ソフトは様々な会社から複数されています。また、ガンマパス率を利用した患者プランの判定もしばしば行われるようになりました。しかしながら、ガンマインデックス評価の式がソフト毎に違うとか、パス率も違うなどもちらほら聞きます。北海道大学大学院の石川先生のグループでは、共通の線量分布データを用い、複数の線量分布解析ソフトを利用して、複数のソフトでのガンマインデックスのパス率の違いについて評価する試験が行われました。解析ソフトは 6 つ利用されました。本邦では詳細は述べませんが、この取り組みでは、パス率が高い群、中位の群、低い群に分けられました。Simple IMRT は中位の群に分けられ、RITS とよく似た傾向であることがわかりました。ここからいえることは、パス率での判定はソフトで異なること、ソフトがこういった傾向を出力するのか知った上で臨床利用すべきということです。

Simple QA Analysis (Simple QA) はマシン QA ソフトウェアです（図 4）。AAPM Task Group 142 (AAPM TG142) で推奨されている画像を利用した QA（光照射野と放射線照射野の一致、スポーク（スター）ショット試験、ピケットフェンス試験、ウィンストンラッツ試験、プロファイル[OAF]試験）を実施するためのものです。マシン QA は、過去はフィルムを用い、視覚的にのみ施行されることもしばしばありましたが、近年は定位放射線治療など高い幾何学的な照射精度を必要とする治療が注目されたことから定量的に評価し、記録やトレンドを見るなどで施行されるようになりました。近年のマシン QA では、マシン QA の効率化の観点から EPID などの電子的な画像取得デバイスの画像もしばしば利用されるようになっていきます。Simple QA で

The Simple family

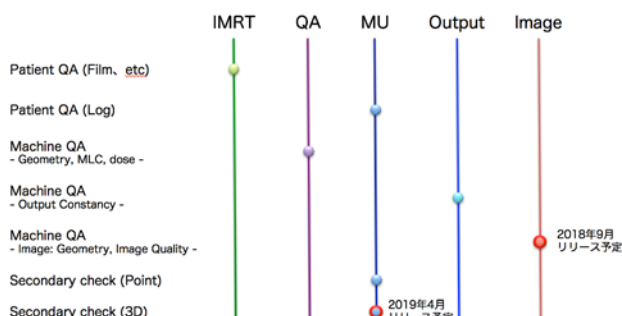


図 2 Triangle Products の製品ラインナップ

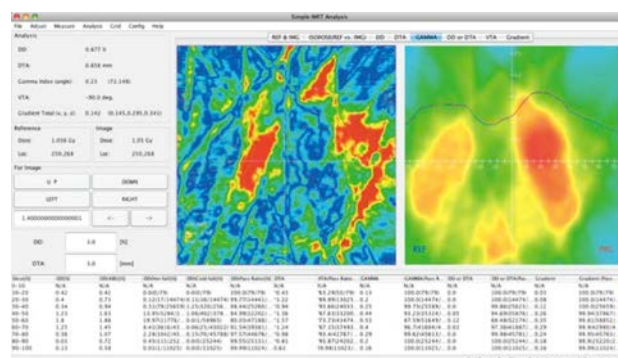


図 3 Simple IMRT Analysis 外観

は EPID の対応はもちろんですが、様々な 2 次元検出器などにも対応させています。また、Simple QA は Elekta 製リニアックでの実績がないことから自治医科大学さいたま医療センターの山田さんらによって Elekta 製リニアックでの Simple QA の有効性試験を実施していただいています。研究的な取り組みとして、IMRT 解析と同様に、マシン QA のソフトも複数あるため、解析ソフト毎に異なる結果が出ることはユーザー様にとって良くないため、自治医科大学さいたま医療センターの高橋さんらが中心となりピケットフェンス試験のソフト間比較を実施しています。

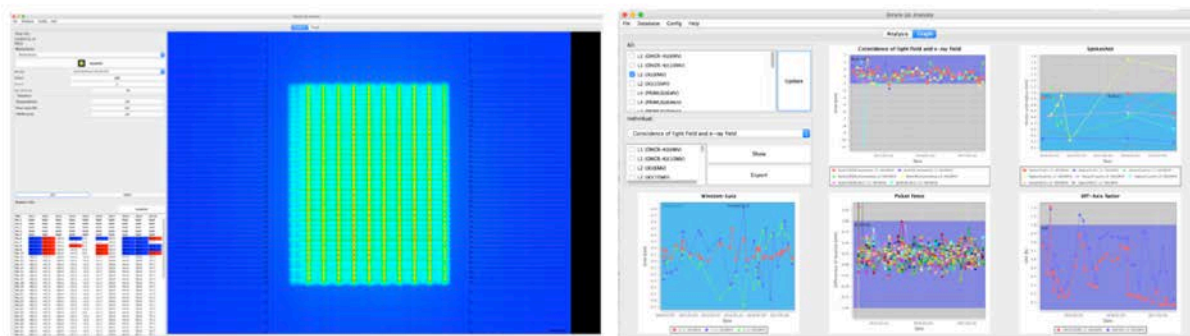


図 4 Simple QA Analysis 外観 (左: ピケットフェンス試験、右: トレンドグラフ表示)

Simple MU Analysis (Simple MU) は患者個々の治療計画の独立計算検証のためのソフトウェアです (図 5)。

このソフトウェアは厚生労働科研や AMED の委託を受けることができ、研究開発を促進できました。また海外および国内でもガイドラインがない IMRT や VMAT、特殊装置の多施設試験を実施しました。国内 20 施設以上の協力を受けることができ、多施設試験を無事完了しました。異なるソフトウェアの差やウェッジの利用、脳定位、肺定位、IMRT や VMAT などの様々な多施設試験を実施でき、その結果として国内外の論文誌にて採択されました²⁻⁶⁾。特に、

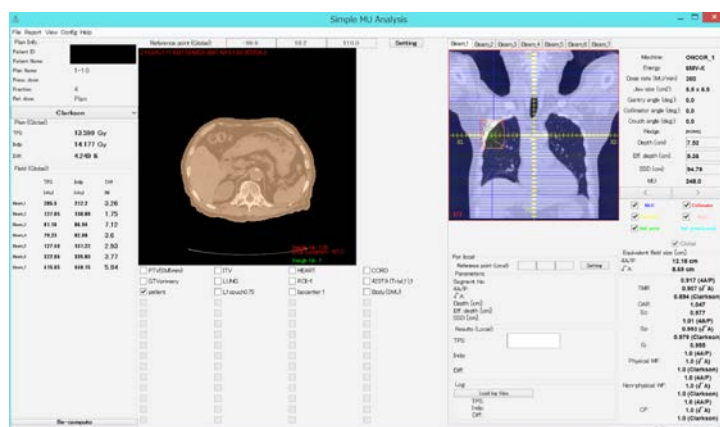


図 5 Simple MU Analysis 外観 (側方不均質補正)

IMRT や VMAT の多施設試験の論文採択は世界初のものであり、国内外での今後のガイドライン作成に貢献できると期待しています。特殊装置に関しては Vero4DRT の単施設試験の結果が採択され、コンベンショナル治療や特殊装置に関しては、前者はマイナー修正ですので、もう少しで採択されると期待しており、後者は論文レビュー中で採択の期待をしています。また、Simple MU は実測ベースのクラークソン計算を採用しており、その関係で肺や乳房での計算制度が 3-4%、肺の定位では 5%以上の系統誤差が検出されています。これは他のクラークソン計算を採用しているソフトウェアでも同様です。ただし、Simple MU では、それを解消するために、クラークソン計算に不均質補正を考慮できるアルゴリズムを開発し、実装しました。このアルゴリズムは特許申請しています。また、近年実測データであるログ (トラジェクトリファイル) を利用した IMRT や VMAT 検証、治療最中の線量モニタリングも注目されています。米国のテキサス州立大学サウスウェスタンメディカルセンターではすでに IMRT や VMAT 検証は”空気を打つ (検出器を使わない)”だけで、ログを使った検証のみとのことです。IMRT や VMAT が標準になると、検証による業務負担が多くなりますが、この方法はそれを軽減してくれると思います。したがって、米国ではすでに実施されていますし、近い将来日本でも利用されると思います。すでに Simple MU ではログを利用した計算を実施可能で、国立がん研究センターでは振替照射際の検証を実測ではなく、このログでの独立計算検証としています。また、近年、複数の独立計算検証

ソフトウェアでは三次元線量計算アルゴリズムが実装され、点評価のみならず体積評価も可能にしました。一方、ソフトの開発やリリースが先行しているため、利用のための方法や許容値がなく、利用については現状難しいかもしれませんが、データの蓄積や多施設試験などされ、ガイドラインが発行されれば、正しく利用することも可能だと思います。現在、Simple MU でも三次元計算を可能とする線量計算アルゴリズムの開発を進めています。

Simple Output Analysis

(Simple Output) は出力の不変性試験、いわば MU 校正用ソフトになります(図6)。MU 校正は各施設でエクセルなどを利用して実施していると思いますが、Simple Output の特徴は様々な係数の管理が容易であることと、トレンドがすぐに見ることができること、そしてユーロメディテック株式会社様の方で販売している PTW 製 Weblin

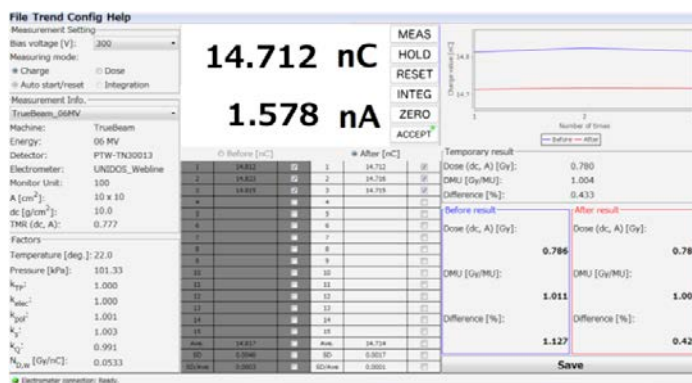


図6 Simple Output Analysis 外観

です。さらに、Simple Output と線量分布解析ソフトである Simple IMRT との連結も可能であり、線量分布解析の際のノーマライズ(正規化)に有効です。すなわち、出力変動のために線量分布が変化している場合ノーマライズが必要であり、Simple IMRT ではフィルム解析日の出力の変動をこれまでの Simple Output に登録された出力変動の結果から求めて、その分を補正できます。したがって、正規化を「線量分布のパス率を合わせる」ためではなく、「当日の出力変動を考慮して評価する」ことができます。

Simple Image Analysis (Simple Image)は現在開発中で2018年9月ぐらいのリリースを予定しています。現在、放射線治療では計画時のCT撮影をはじめ、画像誘導放射線治療のkVやMVでの2D撮影、kVやMVでのCBCT撮影、on-rail CT撮影が実施されています。AAPM TG142では画質や画像中心位置の評価を推奨しており、多くのユーザ様が実施しています。一方、リニアックメーカーやCTメーカー毎に画質評価用や画像中心評価用のファントムはそれぞれでファントムが異なり、またユーザ様によっては別途画像誘導装置のためにファントムを購入されて利用しています。Simple Imageは計画CTをはじめリニアック付帯の画像誘導装置にすべてに対応し、すべての画像誘導管理用ファントムに対応した画質や画像中心位置の評価を可能とする仕様としています。また、基本、ほぼ自動で空間分解能やコントラスト分解能の解析を実施する仕様とし、QA業務の効率化、QAデータの定量化、記録、トレンド評価を可能とするため、開発を進めています。

最後に、放射線治療計画装置や照射装置は海外製しかありません。メジャーなQAソフトウェアも海外製です。服飾業界ではヴィトンやプラダというハイブランドとはユニクロは異なりますが、ヒートテックなどの非常に有効的な製品を提供し一線を画す存在であります。Triangle Productsは放射線治療業界でのユニクロのようになればいいと思います。今後も頑張りたいと思っています。また、リニアックメーカーによっては企業研究費の枠組みを有していますが、Triangle Productsでもそのような枠組みの上で開発研究ができればと思っています。いわゆる、国立がん研究センターだけではなく、積極的にQA機器の開発をしたいその他施設との循環型研究体制を作成し、日本から発信するソフトウェアができればと思っています。我々は日本のユーザ様にとって有効的なQA製品を程教室続けて行きたいと思っています。そのための研究開発を続けたいと思っています。Triangle Productsが今後研究開発を継続するには皆様の応援が必要です。応援の方よろしくお願いします。

- 1) Tachibana H, Takahashi R, "Quantitative analysis of geometric information from an end-to-end examination of IMRT and VMAT using the optimal selection method," *Med Phys.* 40(6):061709, 2013.
- 2) Yamazaki T, Itano M, Ishibashi S, Higuchi Y, Yamashita M, Kosaka M, Kobayashi N, Tachibana H. "Impact of Different Independent Dose Verification Software Programs for Secondary Check," *Igaku Butsuri.* 36(4):197-206, 2017.
- 3) Shimizu H, Itano M, Yamazaki T, Takahashi R, Kamima T, Yamashita M, Baba H, Ishibashi S, Higuchi Y, Yamamoto T, Sugawara Y, Sato A, Nishiyama S, Miyaoka S, Kawai D, Tachibana H, "Precision in Wedge Off-axis Using Independent Dose Verification," *Igaku Butsuri.* 36(4):188-196, 2017.
- 4) Nishiyama S, Ishibashi S, Takahashi R, Tachibana H, "Independent dose verification for brain stereotactic radiotherapy using different add-on micro multi-leaf collimators," *Radiol Phys Technol.* 10(3):286-293, 2017.
- 5) Kawai D, Takahashi R, Kamima T, Baba H, Yamamoto T, Kubo Y, Ishibashi S, Higuchi Y, Tani K, Mizuno N, Jinno S, Tachibana H, "Variation of the prescription dose using the analytical anisotropic algorithm in lung stereotactic body radiation therapy," *Phys Med.* 38:98-104, 2017.
- 6) Kamima T, Baba H, Takahashi R, Yamashita M, Sugawara Y, Kawai D, Yamamoto T, Satou A, Tachibana H, "Multi-institutional comparison of computer-based independent dose calculation for intensity modulated radiation therapy and volumetric modulated arc therapy," *Phys Med.* 45:72-81, 2018.
- 7) Yamashita M, Takahashi R, Kokubo M, Takayama K, Tanabe H, Sueoka M, Ishii M, Tachibana H, "A feasibility study of independent verification of dose calculation for Vero4DRT using a Clarkson-based algorithm," *Med Dosim.* S0958-3947(17)30142-5, 2018.

放射線治療 座長集約

放射線治療 CBCT-1 (演題 41-44)

41 本演題は 2 対の X 線管-検出器が使用可能な CBCT を搭載する放射線治療装置について 1 対使用時と 2 対使用時での画質並びに線量について比較を行った研究である。画質評価では高コントラスト、低コントラストともに差を認めなかったが、2 対使用時では均一性が低下し、被ばく線量が CTDI_w で 10%程度増加するという内容であった。撮影時間がおおよそ半分に短縮できるという結論であったが、撮影時間の短縮と被ばく線量の増加が、臨床においていかに判断できるのか、今後の検討に期待したい。

42 肺癌に対する放射線治療時の 4 D-CBCT の撮影において呼吸性移動量と呼吸状態が画像に与える影響を評価した研究である。胸部動体ファントム及び 30mm の模擬腫瘍を用いて、振幅・周期を変化させた単純波形と、実臨床を模擬した呼吸波形でファントムを動作させ、収集時間及び再構成位相数の変化に対する評価を行い、それぞれ良好な結果を得ている。呼吸性移動については各患者で異なるため、呼吸変化に伴う評価については今後の研究に期待したい。

佐々木 俊一 (高知大学医学部附属病院)

43 CBCT における中心軸外の画質を評価した報告であった。CBCT 撮像時には、撮像中心に目的病変があるとは限らず、軸外の画質については重要な評価項目である。報告では、中心軸から外れるほど MTF が低下し、ノイズについても増加するという内容であった。また、X 線管の回転方向により結果が変化する点については、十分に検討する必要があると考えられるが、とても興味深い内容であった。今後は、臓器の連続性の評価などを取り入れた総合的な評価による CBCT の画質に評価指標の確立に期待したい。

44 CBCT の画像を治療計画 CT から予測するシステムの開発に関する報告であった。CBCT は、IGRT 機器として有用ではあるが、被ばく線量が多いことが問題となる。当該の報告ではファントムスタディのデータだけではあったが、精度よく CBCT 画像を予測するシステムの構築が行われており、被ばく線量低減の観点から非常に有用なシステムであると考えられる。しかし、ストリークアーチファクトなどの課題点がいくつか示されていた。今後は、問題点の解決および臨床データも含めた検討によるシステム構築に期待したい。

湯浅 勇紀 (山口大学医学部附属病院)

放射線治療 CBCT-2 (演題 45-48)

45 4D-CBCT 撮影時のガントリ回転速度に着目して、位置精度と画質を評価した演題であった。位置精度については、呼吸同期ファントムで周期的に動かした模擬腫瘍の中心座標、体積および直径から評価し、ガントリ回転速度を速くすると体積が大きく描出される結果が示された。画質については、*SNR* と *CNR* で評価し、ガントリ回転速度を速くすると *CNR* が低下する結果が示された。各画像収集時の管電圧と管電流が一定であれば、所定のガントリ角による線量は回転速度と反比例の関係になる。画質はガントリ回転速度と線量に影響を受けているはずであるが、線量はあくまでガントリ回転速度による X 線曝射時間の関数であって、【結論】の主語は誤解を生じる懸念を抱いた。ともあれ、4D-CBCT は最新技術であり、本演題のような基礎検討は大変有益な報告である。今後も引き続き臨床応用に向けたさまざまな基礎検討をお願いしたい。

46 治療計画用 CT の撮影条件から、画像ノイズで定量化した $CTDI_{vol}$ を指標にして、kV-CBCT の撮影条件の設定を試みた演題であった。治療計画用 CT の $CTDI_{vol}$ と CBCT の mAs 値から関係式を作成し、算出した mAs 値で別のファントムを撮影すると、想定した *SD* 値の画像が得られることが示された。 $CTDI_{vol}$ は、専用のファントムの測定値を元に算出される指標であり、さまざまな被検者の体格を反映しておらず、本来発生するはずの散乱線を再現できない。本演題では、 $CTDI_{vol}$ を測定する際に使用するファントムと形状が似た円筒型ファントムで検討されているため、 $CTDI_{vol}$ を指標にして良い結果が得られたと考える。今後、円筒型ファントム以外でも検討されることを期待したい。本法は、関係式から簡単に、一定の画質を担保した撮影条件を設定できる有意義な方法であるので、論文等にて詳細な説明をお願いしたい。

47 治療計画用 CT を参照画像として、CBCT 画像の移動量を最適化アルゴリズム、評価関数、画質から検討し、自動位置照合の精度を評価した演題であった。頭部については、評価関数に相互情報量を用いた場合には、撮影線量を 1/2 以下にしても自動照合が可能であることが示された。演題番号 45 の報告で、ガントリ速度が 6 倍、すなわち mAs 値が 1/6 の条件で撮影した場合において、*CNR* は低下するがそれ以外の描出能に違いはなかったと報告されていたため、さらに低い線量でも自動照合が可能なのではないかと考える。本演題は、頭部の位置照合を対象に検討を行っているが、頭部はメルクマールになり得る構造物が多く存在するため、自動照合が比較的容易であると考ええる。今後、対象を腹部や骨盤部に拡張して検討されることを期待したい。

48 各種補正係数を求めて、円柱ファントムとファーマ形電離箱線量計を用いて測定した水吸収線量から空気吸収線量を算出し、CT 用電離箱線量計で測定した空気吸収線量と比較を行った演題であった。本法は、AAPM TG-111 に則った CT 用電離箱線量計による空気吸収

線量の測定結果と概ね一致することが示された。これまでに、ファーマ形電離箱線量計と水ファントムを用いて、絶対線量を測定する方法は報告されているが、本演題は CT の線量評価に特化した TG-111 に準拠した測定結果と比較し、客観性を担保している点に新規性がある。AAPM や IGRT ガイドラインにおいても、IGRT の線量評価を QA 項目に含めることが推奨されているものの、その方法が定められていないため、定期的な kV-CBCT の線量評価方法のひとつになり得ると考える。本法が広く活用されるように論文等にて詳細な説明をお願いしたい。

南部 秀和 (近畿大学医学部奈良病院)
富田 哲也 (筑波大学附属病院)

放射線治療 基礎技術-1 (演題 49-53)

49 本報告は、研究者らによって作製された電磁石を用いて、加速器から出力される電子線の照射方向を観察する基礎研究であった。測定方法の概要は、一対の 90 V の電磁石によって垂直磁場を準備し電子線用アプリケーションの先端に取り付け、4 MeV から 15 MeV までエネルギーを変化させて照射を行っている。評価方法は、平行平板型電離箱と三次元ファントムによって、各エネルギーの線量最大深におけるインラインおよびクロスラインのプロファイルカーブにて実施されている。結果は、エネルギーが低い程、インライン方向でのプロファイルカーブの偏向が大きく、12~15 MeV ではプロファイルカーブの偏向は確認されなかった。研究のまとめとして報告者は、低エネルギー成分の偏向を電磁石で確認しており、実際の臨床において被ばく低減に役立てる研究に繋げることを将来的な目標とするとのことであった。可能であれば、シミュレーションを実測に併せて研究を進めて頂ければ、さらにおもしろい内容になるかと感じた。発表方法(話し方)やスライド作成は、非常に丁寧で好感が持て、研究内容に関しても大変興味深いものであった。

50 本報告は、治療計画に使用する CT 装置のバージョンアップ(ソフトウェアのみ)による画像評価を中心とする従来バージョンとの比較に関する内容であった。測定方法の概要は、4 列ノンヘリカルスキャン(2.0 mm 厚、従来法)を比較対象とし、バージョンアップされた 16 列ノンヘリカルスキャン(1.0 mm 厚および 2.0 mm 厚)とのスライス厚、空間分解能、低コントラスト分解能、CT 値、骨構造の描写に関する評価を Catphan, 水ファントム, TOS ファントムによって実施している。結果は、16 列ノンヘリカルスキャン(2.0 mm 厚)において、スライス厚や骨構造描写に関し、4 列ノンヘリカルスキャン(2.0 mm 厚、従来法)および 16 列ノンヘリカルスキャン(1.0 mm 厚)との相違が観察されたとの報告であった。研究のまとめとして報告者は、16 列ノンヘリカルスキャン(1.0 mm 厚)と 4 列ノンヘリカルスキャン(2.0 mm 厚、従来法)でスライス厚をはじめとする前述した評価項目において同等の結果とのことであり、呼吸同期撮影での使用に効果を発揮するとの考察であった。日常の診療においてシステムに関するバージョンアップは、多くの方が一度は経験されていることと想像する。バージョンアップに関しては、多くの確認事項が生じるため本報告のような取り

組みが“医療安全を科学する”という本大会テーマに適した報告だと感じた。

51 本報告は、発光量分布が重粒子線の深部線量分布と概ね一致しているとのことであり、簡便な線量推定手法への発展に期待が寄せられることに着眼し、照射する重粒子線の核種と発光量の関係に関する基礎研究として報告して頂いた。測定方法や理論に関しては、当方の知識不足のため発表時間内で詳細を理解することは困難ではあったが、水ファントム中における単位粒子数や単位阻止能あたりの発光量に関しては、限定された条件内においてビーム核種に依存しないとのことであった。当方を含めて多くの会員が未開拓な分野だと感じており、今後も多くの研究成果を当学会にて報告して頂きたいと感じている。

青山 英樹 (岡山大学病院)

52 本報告は、熱蛍光スラブ線量計を放射線治療装置の品質管理に利用するため線量特性応答について大線量照射後の熱蛍光特性の評価及び繰り返しのアニール処理による結晶構造や化学反応の有無と傾向特性との関係を検討した内容であった。グロー曲線の結果より品質管理に使用する線量では高い線量応答性を示していた。また、数十回のアニーリングを行った結果、熱蛍光特性に影響を与える化学反応や結晶構造の変化は生じておらず線量測定精度に影響を当てないことを示した。本研究では 2 次元線量分布測定を目指した新たな線量計開発を進めている中での経過報告であったが、熱蛍光線量計として問題視されている温度変化や再現性に関して十分に検討されていた。このような線量計開発は研究として非常に価値があるため、今後も臨床使用可能な線量計の一つとして積極的に様々な学会で報告、論文文化を進めていただきたいと考える。

53 本報告は、異なる 2 社のリニアックの装置モデリングを行い測定が困難なエネルギーフルエンスについて比較検討を行ったシミュレーション研究であった。リニアックによってエネルギースペクトルが異なることを散乱係数の比較より明らかにした。シミュレーションの精度に関しても評価しているため十分に精度が保たれた中で研究を進めていることがわかりやすく聴衆に伝わっていた。議論でも話題となったが、今回は全散乱係数を検討項目としていており、リニアックの構造が大きく影響する場合、コリメータ散乱係数に着目した結果も今後の研究で明らかにしていただきたいと考える。また、今回は実際の臨床での照射に近づけるためマルチリーフコリメータ(MLC)を用いたシミュレーションであった。臨床に及ぼす影響を検討するためには本検討のような実臨床に近い検討結果は有用なデータである。今後は MLC の装着部分による影響も検討するため、JAW のみの場合、JAW+MLC の場合の検討を比較していただきより詳細なデータを提供していただけることに期待する。

河原 大輔 (広島大学病院)

放射線治療 線量計測-1 (演題 54-58)

54 RAL S の際の治療計画で不均質補正や体動について考慮されていない現状を踏まえ、自作の O S L 線量計を開発し、実臨床におけるデータの報告であった。シート上の O S L 線量計をネラトンカテーテルに巻きつけた構造の検出器を、直腸内ガスの少ない患者 5 例に適用した結果、計画装置と 1 0 % の差となった。この差は治療計画における不均質補正影響なのか O S L 線量計のレスポンスによるものかさらに検討していただきたい。また今回の研究では、不均質の存在や体動の影響に関する考慮は検討課題であり、今後の継続的な調査に期待したい。

55 電子線線量測定において、平行平板形電離箱 PPC40 は形状の類似性から ROOS の線質変換係数が代用されているが、実際にはどの程度差があるかを検証した報告であった。Monte Carlo 法を用いて、 ^{60}Co ガンマ線と 6, 9, 12 MeV の電子線について調査された。PPC40 は ROOS に比べて、約 2% 程度高い値を示し、PPC40 に対しても線質変換係数を求める必要性を報告している。これらの調査は、Monte Carlo 計算によるもので統計誤差を含む値であるが、吸収線量に直接影響を及ぼす値であるため、さらなる調査を期待したい。

56 FFF ビームにおける各種電離箱のイオン収集効率の深さ依存性を調査した報告であった。深さによってイオン収集効率が変化することで、どの程度ビームデータに影響を及ぼすかが報告され、イオン再結合補正係数を考慮しない場合は、1% 程度過小評価してしまうという結果であった。電離箱によって程度は異なるが、FFF ビームの測定の際は、特に深さ依存について注意が必要とのことであった。軸外線量に関しても同様の変化を示すと思われ継続的な調査を期待したい。また、FF ビームと異なって、FFF ビームにおいて変化が大きい原因についての調査も期待したい。

57 電子線の深部電離量におけるイオン再結合補正係数と極性効果補正係数を電離量半価深 I_{50} でスケーリングした場合、各補正係数のエネルギーの違いによる依存性を解消できるかを検討した報告であった。イオン再結合補正係数は最大深を境界に変化傾向が異なることが判明し、2 相的变化があることがわかった。極性効果補正係数は、半価深までは緩やかに変化しそれより深い位置においては不確かさの影響を強く受けた。これらの変化の調査は、電子線測定への理解度や測定精度に対し大きな影響を及ぼすものであり、とくに、不確かさの大きい深さに関して、継続的な調査を期待したい。

58 小照射野における新しい微小体積電離箱線量計のイオン再結合と極性効果の評価を行った報告であった。イオン再結合においては低印加電圧では線形性があり、それ以上では逸脱した。極性効果に関しては、他の微小体積電離箱と比較して無視できるほど小さい値であった。近年、定位放射線治療などの極小照射野や FFF など高線量率での照射が増加し

ており、精度管理や患者 QA においても微小体積電離箱の重要性は高まっている。本報告のような基礎的検討は重要であり、今後の継続的な調査を期待したい。

下郷 智弘 (岐阜医療科学大学)

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

放射線治療 基礎技術-2 (演題 107-110)

107 本演題は、粒子線治療における治療計画の再現性を、位置決め指標に焦点を当ててレトロスペクティブに評価・検討した報告である。粒子線治療では、経皮のおよび経動脈的に留置した腫瘍近傍の金属マーカ、横隔膜透視像、骨構造などが位置決め指標として用いられている。本報告では、治療期間中に撮影した治療計画用 CT を用いて作成した検証用の計画を用いて、CTV 線量、OAR 線量を指標として初期治療計画と比較検討していた。結果、肝臓領域においては、区域ごとに適切な位置決め指標を用いることにより、初期治療計画の再現性が向上する可能性が示唆された。特に肝外胆管癌において、マーカの使用が有用であるとのことであった。位置決め指標の選択は、治療計画の再現性に大きな影響を及ぼす場合がある。本報告は、粒子線治療における位置決め指標の選択において非常に有意義な情報に成り得ると考えられ、今後も他部位や症例数を増やした詳細な検討が望まれる。

108 本演題は、ノンヘリカルスキャンを使用した呼吸同期 4DCT において、表示呼吸位相と患者呼吸位相のズレが生じた場合のターゲットサイズに対する影響を検討した報告であった。本報告では、規定量の位相ズレが生じるよう模擬腫瘍を動作させた胸部動体ファントムを呼吸同期 4DCT で撮像し、得られた画像における頭尾方向のプロファイルを計測することで、位相ズレに起因する腫瘍サイズへの影響を評価している。結果、模擬腫瘍が最も急峻な動きを呈する呼吸位相において、ターゲットサイズに対する影響が最も大きくなるとの報告であった。4DCT 撮像時の呼吸位相ズレは、ターゲットサイズ、延いては治療計画に大きな影響を与える可能性があるため、本報告のようなファントムを用いた基礎的な検討は有意義な情報であると考えられる。本報告で用いられた呼吸波形は Sin 波のみであったが、実臨床における患者呼吸波形を用いた検討など、更なる詳細な報告を期待したい。

杉本 渉 (徳島県立中央病院)

109 肝腫瘍の粒子線治療における金属マーカの有用性の検討の報告であった。金属マーカは経皮、経静脈的に留置されるが、ターゲットの位置によってはターゲットの近くに留置できない場合や、そもそも留置が不可能の症例も存在する。そういった場合は、横隔膜や骨構造を指標として照合を行う事となる。この報告では、治療中に再取得した CT 画像を用いて照合の指標となるものによって GTV、CTV の投与線量のカバレッジに差が生じるか検討したものであった。それぞれの指標を用いた照合によって、ターゲット線量には有意な差は認められなかったが、OAR に対してはマーカ照合が有効である可能性が示唆され

た．肝腫瘍の治療では，呼吸による移動が大きな問題となるため，照合方法，呼吸に対する照射方法の選択が治療結果に大きく影響するため，アプローチの選択および解析が非常に重要である．この報告は，非常に有意義な検討で有り，より詳細かつ対象数を増やした解析が望まれる．

110 この報告は，モンテカルロシミュレーションを用いた，メッシュ状シェルの孔の大きさが線量分布に及ぼす影響を検討したものである．シミュレーションの結果では，皮膚表面から 1.0cm の深さでホットスポットが生じるという報告であったが，実際に何%線量が高線量になったかが発表スライドからは読み取ることが出来なかった．実臨床では，シェル材によって皮膚線量の増加が危惧されるが，シェルの孔側は本来の線量であり，シェル材のある領域の線量が皮膚側へシフトしていると考えた方が自然であるとする．本発表の着眼点は優れていると考えられるので，今後の詳細な検討に期待したい．

松本 賢治（近畿大学医学部附属病院）

放射線治療 ゲル線量計（演題 176－181）

176 ゼラチンを基材とするポリマーゲル線量計は熱に対する可逆性があり，その形状を保ちにくいと言う欠点がある．本研究ではこの課題を克服するために，寒天を混入することで強度をあげるという報告であった．また自由形状を維持しつつも，酸素による還元反応を除去するために酸素不透過シートを用いてゲルを作成する工夫がされていた．異なる組成の基材が混入する事で強度が増したかわりに，視覚的透明性の低下がおきているが MRI による解析であれば問題とはならない．ポリマーゲル線量計は MRI/OCT のどちらかで解析を行うため，実務的線量域で OCT による解析も可能なように確立できる事が望まれる．今回は最適な基材の分量比についての報告は無かったので，今後も引き続きご検討願いたい．

177 多くの場合，ポリマーゲル線量の解析には MRI を使用するが，実務的には運用が難しいという課題がある．このため海外では，色素系ゲル線量計と可視光を用いた光学系システム(OCT)による解析手法も盛んに研究されている．可視光を扱うということは線量計の吸光波長域がどこに分布しているかを確認する必要があるが，分光光度計を用いることになるがその作業は非常に煩雑である．本研究はこの作業を簡便化するためにフラットベッドスキャナを用いることで簡便化を図る報告であった．RGB で表現されるフラットベッドスキャナでは光学波長域の感度が限定されているが，等色関数による XYZ 色感に変換する事で，線量との相関が得られた事を報告している．この手法は有効波長域を検討する上で理にかなっており，解析の簡便化につながる興味深いものと考えられた．誤解の無い様にお伝えしたいのは線量分布を取得するものではなく，ゲル線量計の線量特性を簡便に取得するという点である事を付け加えたい．スキャン位置による吸光度のバラつきや，透過・反射光に

よる散乱，周囲光の影響も検討してゆく必要があると考えるが非常に有用な研究と思われる．他要因の課題も検討しつつ，更に研究継続してご発表頂きたい．

178 近年の高精度化された治療において，個別のプラン検証は重要となっている．しかし小線源治療においてはポイント線量評価を行うのが限界であり，患者個別の線量分布の取得は事実上，困難な状況であった．本研究ではゲル線量計を用いることで小線源の線量分布を取得するというものであり，臨床上，有用な研究テーマと思われる．問題点として考えられるのは，小線源の線源近傍から遠位において大きく線量に変化してしまう事である．ゲル線量計にはその種類・組成によって線量率依存性や線量応答性といった性質の個性があり適応されるレンジが異なる．特に近傍の評価は容易ではなく，使用する核種による線質依存性の課題なども残されている．引き続き研究を進めて頂き，これら諸問題を解決しつつ，臨床の場へフィードバックされる事を期待したい．

根本 幹央（自治医科大学附属病院）

179 MAGAT タイプの欠点の1つであった常温での溶解性の問題を解決するために，寒天を加える工夫により凝固性を高めることに成功した．物質の組成もほぼ水であり，モンテカルロシミュレーションとの比較においても辺縁部で線量誤差が生じることへの解決策が求められるが，おおむね一致したとの報告であった．

180 本演題は前演題に続き，MAGAT タイプのゲルに寒天を加えた自作ポリマーゲル線量計の線量応答と均一性の特性を検討した演題であった．実測と計画線量との一致性はよいため，有用であるが，分割照射による線量応答がやや低下(特に 2 門目以降)する結果となった．引き続き研究を進め，この欠点の改善し臨床応用を目指して頂きたい．

181 ゲル線量計の線量読み取りに使用する光学 CT 装置特有のストリークアーチファクトを低減されるためにモンテカルロシミュレーションを用いて逐次近似再構成の係数行列を求める内容であった．本手法によりストリークアーチファクトの改善がみられ有用なテーマであるが，計算時間と汎用性に課題があるため，引き続き臨床利用に向けて研究を進めて頂きたい．

能登 公也（金沢大学附属病院）

放射線治療 照射技術（演題 239－244）

239 前立腺と頭頸部に対する強度変調回転照射(VMAT)時の射出フルエンスマップを EPID を用いて取得し，初回治療ビームとの差分を求めて日間変動の検出を試みた報告であった．対象となる症例の全ての照射において EPID による積算画像から射出フルエンスマップを取得し，初回ビームとの差分からパス率を求めている．前立腺においては治療期間

を通じて経時的なパス率の低下は認められなかったが、頭頸部においてはパス率の低下と体重減少に強い相関があったようである。今後、パス率の低下と DVH の関係などの報告にも期待したい。

240 GTV と肺動脈内マーカとの距離の変化と、V95%の変化から肺がんの粒子線治療におけるマーカの有用性について検討した報告であった。治療計画時の CT と照射予定回数の半分が終了した時点の CT で、GTV 中心とマーカ中心の距離の差を求めた結果 1mm 以内で安定していたようである。V95%の変化に関しては呼吸性移動の大きい部位への照射時にマーカでの位置合わせが骨のみでの位置合わせより優れた結果となったが、肺尖部の症例ではマーカで位置合わせを行うと骨と CTV の位置関係が変化するために、CTV カバーが低下するものもあったようである。呼吸性移動対策や、マーカによる位置合わせの特性を正しく理解したうえでの利用は有用であることが示唆されたのではないと思う。

241 前立腺への放射線治療における直腸の前処置評価を超音波で実施可能か検討した報告であった。体表面から前立腺、精嚢までの距離を測定した結果では直腸の状態による差を認めなかったが、超音波で精嚢のサイズ(エコー画面上での精嚢の厚み)を測定することで直腸の前処置評価を行うことができるという報告であった。直腸の前処置評価において超音波による精嚢の観察が評価の一助となる可能性が示唆されたが、精嚢・前立腺の位置や形状は直腸以外の要因によっても変化するため、今回の評価方法については今後議論の余地があるのではないと思う。

宮田 英幸 (滝宮総合病院)

242 頭部用シェルの一部を加工した際の再現性や固定精度について皮膚表面に張り付けた圧力センサによって解析した研究である。日常業務において患者の容体や要望に応じてシェルの一部を切り取ることは、よくある。本研究では、額、頬、顎、鼻、こめかみに圧力センサを設置し、シェル未加工時と加工時の各圧力センサ測定値より並進方向、pitch, roll, yaw の変位量または回転量を計算式より推定している。結果的にシェルの鼻近傍を中心に加工すると全体的にかかる圧力は低下するが pitch と roll の回転量が大きくなり再現性や固定精度の低下に繋がっていた。今後の課題として、圧力センサを使った先行研究を参考にしてさらなる発展的な展開を期待したい。

243 呼吸性移動のある腫瘍に対して呼吸同期 CT を低線量撮影し、画像ノイズ除去ソフト使用時と未使用時で視覚的および物理的に評価を行った研究である。画像ノイズ除去ソフトを使用すると低線量撮影であっても通常線量撮影時とほぼ同等の画質を得ることができる。よって治療計画の際の参照画像としてマージンの適正な設定や被ばく低減に寄与する点において有用であることが示唆された。

244 独自に開発した頭頸部の患者位置補正台の動作精度について評価した研究である。この患者位置補正台は、治療寝台による並進 3 軸、回転 3 軸に加えて頭頸部の捻じれを正確に補正することができる点において優れている。まだ、構成素材の改良・改善や患者の捻じれ量の解析ソフトウェアの開発が課題として残っているが、これらが実現すれば頭頸部の高精度な放射線治療に大きく貢献すると考えられる。今後とも研究、開発を進めることを希望する。

古志 和信（国立病院機構四国がんセンター）

放射線治療 線量評価-2 (演題 245-250)

245 FFF ビームによる前立腺 VMAT 照射において、コーンビーム CT 画像とログファイルを用いて、照射中の患者 3 次元線量分布を再構成した報告である。いわゆる MGDR: measurement-guided dose reconstruction の概念に基づく患者体内線量予測の研究であり、近年、最も盛んに研究開発が進んでいる分野のひとつともいえる。著者らは今回構築したシステムにより、計画線量と投与線量との関係を詳細に解析できたと報告している。線量分布計算には、照射中に取得したコーンビーム CT に対して非剛体レジストレーションを行った治療計画 CT を使用した。この方法はコーンビーム CT 画像再構成の不確かさをキャンセルできるため、現状としては最善策と考える。ただし、レジストレーションエラーなどの問題も無視できないため、さらに慎重な評価が望まれるかもしれない。また、照射装置の不確かさはログファイルで再現したため、特別な線量計システムを追加することなくシームレスな線量予測が可能となっている。当然、ログファイルの分解能などの問題もあるため、これらのデータ取り扱いの評価が重要である。本研究は非常に有意義で将来性があるため、引き続き研究を行っていただきたい。

246 SyncTrax システムは、透視用 kV-X 線とリニアックシステムを融合した、国内で開発された最先端の画像誘導放射線治療システムである。ただし、現状では超高線量率 MV-X 線からの散乱線を含んだ透視画像での動態追跡精度評価はできない。そこで、著者らはファントムから取得した MV-X 線の散乱線情報を用いて、同時被ばくを仮想的に行うためのシミュレーションシステムを考案し、その妥当性を報告した。報告の中では金マーカとアクリルファントムを用いた実測のリファレンス画像とシミュレーション画像における平均画素値、標準偏差、およびテンプレートマッチングスコアによる評価を行った。その結果、両者の差が非常に小さいことが分かり、本研究で考案したシステムの妥当性が証明された。近年では FFF ビームのようにフラットニングフィルタを用いず超高線量率で照射するシステムが普及してきた。それに伴い、画像誘導システムも超高線量率に対応することが望まれる。SyncTrax システムはリアルタイムに取得された X 線透視画像を基準に照射が実行されるため、これらの不具合が思わぬ事故を引き起こしかねない。今後、著者らには具体的な臨床条件を考慮し、さらなる研究開発や改良に携わっていただきたい。

247 著者らは乳房温存術後放射線治療において、患者の心理的負担を軽減するため体表マーカレスの検討を行っている。本報告では金属マーカ付き衣類着用に伴う治療用高エネルギーX線と電子線、および画像誘導用 kV-X線やコーンビーム CT の線量特性と皮膚線量について調べている。深部線量測定には電離箱、皮膚線量測定には熱ルミネッセンス線量計を用いた。また、それらの実測値の信頼性を補うためにモンテカルロ計算も併せて実施している。本研究の結果から、衣類の着用に伴う高エネルギーX線と電子線における皮膚線量は数%増加したが、線量最大深における線量増加は 1%以下であった。その一方で kV-X線とコーンビーム CT においてはむしろ皮膚線量の低下を認めた。以上の結果を総合的に考えると、臨床における照射では皮膚線量の増加が無視できるレベルであったことが分かった。皮膚線量評価は実測、シミュレーション共に非常に困難で不確かさが存在するが、著者らの結果はそれを考慮しても信頼性の高い結果であったといえる。本研究は実際の臨床に直結する非常に有意義な報告であった。これらの方法が広く一般的に理解されるよう、今後もさらなる研究と啓蒙をお願いしたい。

小野 薫 (広島平和クリニック)

248 頭頸部 VMAT における体重減少による体型変化が線量分布に及ぼす影響についての発表である。RTPS 上で Body の体輪郭からそれぞれ 3mm, 5mm, 7mm, 10mm 縮小し、縮小部分を空気に置換することによって体重減少を再現した時の、CTV, 脊髓腔, 脳幹, 左右耳下腺の D1%と、CTV に関しては V105%についての比較を行った結果、体輪郭の縮小に伴い、各部位における D1%と、CTV の 105%は増加しており、いずれの部位においても D1%の変化が 3%を超えない体輪郭の縮小はおおむね 5mm であるといった内容であった。この結果を元に、体重減少による体型変化により、再治療計画の必要性を判断できる可能性があるとの結論であった。簡便な手法で、体重減少による体型変化の影響を知る方法ではあるが、臨床では皮下脂肪だけが均等に減る事ではなく、各臓器の位置関係が変わる事も考えられるし、体重減少により固定具との間に隙間が出来る事による首の角度変化が起こる。日々 CBCT を撮影されているとの事なので、可能であれば DIR 等も駆使し、臨床的な体重減少による体型変化が線量に及ぼす影響についての今後の報告にも期待している。

249 ラジオクロミックフィルムにおけるマルチチャネル法による線量解析手法についての発表である。ラジオクロミックフィルムによる線量解析では、通常赤チャネルを使用するが、定位放射線治療で使用する高線量域の線量評価では線量応答特性曲線が飽和するため、比較的飽和線量の高い緑チャネルを使用するが、逆に低線量域での解析精度が低下するため、赤、緑および青チャネルの組み合わせを、MATLAB を使用して最適化するマルチチャネル法により取得した画像と、従来のチャネルで取得した画像とを γ 解析により線量比較を行った結果、低線量域では赤チャネル、高線量域では緑チャネルと同等の線量評価を行う事ができたというものであった。定位放射線治療においても、近年では Volume による評

価へと移行しつつあるため、この手法による解析精度の改善は、非常に有効であると考え、会場でも話題にしたが、今回検討されたフィルムが EBT3 であったとの事なので、SRS 線量測定用の EBT-XD 等、他のフィルムについても深く掘り下げた解析・検討をお願いしたい。

250 4 管球-4 検出器型動態追跡システム SyncTraX FX4 における位置照合時の被ばく線量評価についての発表である。SyncTraX FX4 の ESD と、従来より使用している Truebeam の Kv-imager の ESD との比較を行っている。一般撮影における診断参考レベルを参考に、アイソセンタから半径 10cm の位置に皮膚面が存在すると仮定し、アイソセンタに半導体を設置し、空気カーマを測定すると共に、後方散乱係数を算出し、空気カーマが最大となるものを 2 倍(2 回照射のため)した値を SyncTraX FX4 の ESD とし、Truebeam の Kv-imager の ESD は、正面側面の条件の合算線量とした。この結果、SyncTraX FX4 の被ばく線量は、Truebeam の Kv-imager の約 2/3～1/7 程度であり、被ばく低減に有効であったという内容であった。臨床においては、今だ Kv-imager ベースでの照合が行われているとの事であったので、是非ともこの研究結果を生かしていただきたい。また、照合精度(画質)とのトレードオフにはなると思うが、バランスを考えた上でさらなる被ばく線量の低減に期待している。

山本 竜次 (愛媛大学医学部附属病院)

放射線治療 治療計画 (演題 251-256)

251 近年、外部放射線治療における治療計画は治療計画装置を用いた CT planning が主流となっている。治療計画用 CT は、治療時と同一の体位としたうえで体輪郭を含めて撮影する必要があることから、ボア径、FOV サイズともにワイド化が図られている。FOV に関しては頻度としては少ないものの、50 cm を超えるサイズが求められることもあり、各社そのようなニーズに応える形で最近ではさまざまな画像再構成機能を充実させている。本報告では、FOV サイズが最大 80 cm まで利用できる装置において 40～80 cm まで 10 cm ステップで FOV サイズを変化させた時のそれぞれの CT 値および FWHM を計測することで再構成方法の違いが及ぼす影響について検討を行っている。その結果、再構成方法が切り替わる 50 cm と 60 cm を境に CT 値、FWHM とともに変化するものの、その変化量は小さく、治療計画に与える影響は無視し得るレベルにあることを明らかにしている。このような事前検証は各施設で実施すべき項目ではあるが、定量的な評価結果を目にすることは少ないのが実情であり、大変参考になる内容であった。

252 陽子線治療装置の仕様は、未だ標準化には至っておらず、現状では in-house machine に近いイメージにある。従って光子線治療で一般的に行われているような MU 値の独立検証手法についても確立した方法論は存在せず、議論自体も十分に深まっていないというの

が実情である。本報告では、治療計画装置および先行論文に基づいて計算した MU 値と実測値を比較することで MU 計算の妥当性について評価を行っている。陽子線治療を施行した前立腺癌 664 例を対象として評価した結果、差が $\pm 2\%$ 以内に収まっていたのはそれぞれ全体の 92.2%, 99.2%となっており、やや治療計画装置から導出された MU 値の精度が劣る印象ではあるが、全体としてはよく一致していることを明らかにしている。陽子線治療におけるこのような報告は決して多くなく、貴重な報告であった。今回は、照射野形状・サイズ、飛程、SOBP サイズ、ボールス形状などの照射パラメータの症例間での差が比較的小さい前立腺癌を対象としているが、今後は頭頸部癌や肺癌など別の領域での検証も進めていただき、引き続き報告していただくことを期待したい。

253 近年では治療装置および治療計画装置のソフト、ハード面における信頼性の向上に加えて QA ツールの充実化により、VMAT 導入のハードルは下がりつつあるものの、依然としてユーザーによる慎重なコミショニングが重要であることは言うまでもない。本報告では VMAT を施行した前立腺癌 20 例を対象として異なる治療計画装置(Pinnacle・Monaco)、計算アルゴリズム(CC 法・MC 法)により計画した結果を実測と比較することでアルゴリズム間での差について検討を行っている。その結果、当初は一部のケースにおいて ArcCHECK によるガンマパス率が許容値 2 mm/2 %とした場合に CC 法で有意に低かったが、MLC の leaf offset を再調整することで改善されたとのことであった。前立腺癌 VMAT を対象とした場合、両アルゴリズム間で有意な相違が認められることは考えにくく、結果的に比較検討することで CC 法でのコミショニング不良が見出されたということだと解釈される。研究のモチベーションという意味でややわかりにくい面はあったが、単一の治療計画装置で運用することのピットフォールを示唆する内容として参考になるものであった。

254 本報告は、近年普及しつつあるナレッジベースの治療計画装置を用いた報告であった。ナレッジベースの治療計画立案では、過去に立案された治療計画の DVH を一定数登録し、新規患者における各臓器の線量制約パラメータを推定する最適化支援ソフトウェアである。治療部位によっては、モデルに登録された DVH の中に、その形状が明らかに異なる外れ値の DVH が含まれることもある。そのため、前立腺症例における膀胱容量に着目し、容量の違いにより外れ値の DVH が発生したモデルを用いた場合の治療計画への影響について検討されたものである。本報告で登録されたモデルは、臨床的に線量制約を許容する 123 症例の DVH を登録したモデルと登録されたモデルの中でも膀胱容量の違いによる外れ値が含まれる DVH 38 症例を除いたモデルである。これら 2 つのモデルを使用した前立腺 VMAT20 症例を比較検討された内容である。2 つのモデルの違いによる治療計画への影響は、膀胱線量に優位な差は認められなかったが、外れ値を除外したモデルのほうが、中線量領域の線量指標においてばらつきが減少したと結論づけられていた。VMAT の治療計画における症例毎の違いとしては比較的少ない前立腺症例であったため、今後は、前立腺以外に

おける治療部位についても対象を広げて研究を続けていただくことを期待したい。

255 近年、DIR は主に治療計画で活用されており、自動輪郭描出や適応放射線治療における再計画時の輪郭のプロパゲーション、治療計画 CT とは異なる MRI 等の画像とフュージョンする際に使用されている。但し、DIR 技術の精度検証方法については、まだ確立されたものではない。そのため本報告では、DIR における変形正確度と線量計算の検証を実施されたものである。形状が同じで大きさの異なる形の自作ファントムを作成し、幾何学的評価と線量計算の評価を行うことができた結論づけられていた。しかし、幾何学的計測において定性的な評価ではあるが、定量性や正確性という点では、さらなる改良が望まれる。しかし、国内においてこのような DIR の発表は少ないため、今後の発展に期待できる発表であると考えられる。

256 椎体位置照合に基づく体幹部定位放射線治療では、呼吸性移動ができるかぎり少ない腫瘍に対して照射を行うことが望ましいとの考えのもと研究された報告である。そのため、腫瘍の呼吸性移動対策を把握し、正確な ITV の算出が必要となる。一般的に ITV の算出としては、吸気・呼気息止め CT または 4D-CT が撮影されている。ITV を描出する際に自然な呼吸状態で画像の取得が可能である 4D-CT に対して、撮影者の指示による患者息止め CT の欠点としては、患者の息止め状態によって呼吸性移動を過大もしくは過小評価されることが挙げられる。そのため 4D-CT による ITV と息止め CT 画像により描出された ITV を比較し、評価することを目的とした報告である。用いられた CT は、320 列 CT である。ITV の精度評価を比較するため、4D-CT と息止め CT それぞれの画像で、腫瘍に最も近い椎体位置で重ね合わせを行ったうえで、呼吸による腫瘍位置の変動を評価された内容である。肺癌の 8 症例のそれぞれの画像に対して輪郭描出を行った後に、ITV の体積、重心位置、輪郭間距離について解析されたものである。4D-CT で作成された ITV に対して吸気・呼気 CT 息止め CT により作成された ITV 体積は平均 83.6%、重心位置の違いが 2.0 mm、輪郭間距離は、上下方向で 2.4 mm、前後方向で 2.3 mm、左右方向で 1.8 mm 発生していたとの報告であった。4D-CT においては、吸気・呼気 CT と比較して被ばく線量の増加を伴うことが考えられるため、今後、撮影条件も含めた検討を期待したい。

加藤 貴弘（南東北がん陽子線治療センター）

佐々木 幹治（徳島大学病院）

第 48 回放射線治療セミナー（実機コース）を終えて

放射線治療部会 羽生裕二（東京女子医大病院中央放射線部放射線治療室）

第 48 回放射線治療セミナーを下記の日程、プログラムにて実施しました。本実機コースは、東京支部との共催となつてから 2 度目のセミナーです。

次回 51 回実機コース(2018 年)までは、講習内容の大きな変更は行わない予定です。次々回実機コース(2019 年)からは、新たな内容での講習を検討しています。

本内容での講習を未受講の会員の方々は、是非、51 回実機コースの受講をご検討ください。平成 30 年 11 月 10 日(土)、11 日(日)での開催予定です。

受講者の方々に少しでも興味をお持ちいただけるように、今まで同様に受講者の皆様からのアンケートを参考に準備をすすめてゆく予定です。

開催者一同、皆様のご参加を心よりお待ちしております。

【第 48 回放射線治療セミナー(実機コース)の概要】

日 時：平成 29 年 11 月 3 日（金）9：00 ～ 11 月 4 日（土）16：30

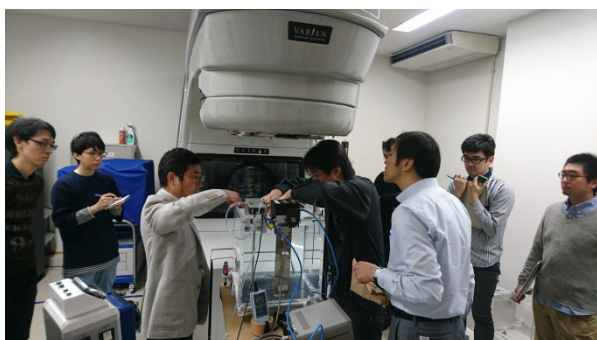
会 場：首都大学東京 荒川キャンパス 〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10

内 容：実機講習内容

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

座学講習内容

- ① AAPM TG106 に準じた 3 次元水ファントムおよびビームデータの取扱い
- ② PDD から TMR への変換の解説
- ③ ビームデータ測定の意義
- ④ 平坦度・対称性の評価とビームアライメント評価
- ⑤ PDD, OCR の変化を確認するために - dose difference, DTA, Gamma について -
- ⑥ フィールド線量計の相互校正の解説
- ⑦ FFF ビーム特性
- ⑧ AAPM TG-51 Addendum の解説



第 48 回放射線治療部会セミナー（実機講習編）に参加して

防衛医科大学校病院 野瀬英雄

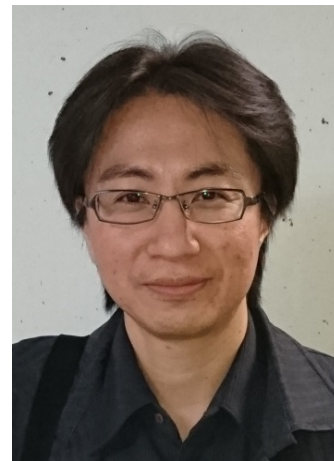
2017 年 11 月 3 日から 2 日間にかけて、放射線治療部会セミナー（実機講習編）に参加しました。このセミナーは人気の講習会で、私は昨年受講したかったのですが、応募直前に募集が締め切られてしまって、残念ながら参加することができませんでした。「今年こそは何としても参加するぞ！」と心に決めて待っておりましたので、今回のセミナーは私にとって特別なもので、期待に胸を膨らませてセミナーの日を迎えました。

セミナーの受講生は 26 名ほどで 2 チームに分かれて、実機を使った実習と測定に関する講義を交互に受けます。そして、セミナーの内容は、実習を主としたものであり、測定を通して、実際に装置を見て触って感じて学び、測定の流れを把握したところに座学で知識を定着させるという贅沢な構成となっていました。セミナー受講前に予め、測定に関する事前課題に取り組む必要がありますが、その予習をおこなうことによって、本実習に無理なくついていくことができるようになっています。講師の先生方は、親切で丁寧な指導をしてくださり、わからないことがないか受講生の反応を確認しながら、要点を的確にまとめた内容を教えて頂けます。2 日間の講習はあっという間に過ぎ去り、私が知りたかったことの大半は、この講習によって解決することができました。測定の疑問点が氷解し、自信を持って測定に臨めるような気持ちになりました。

私は技師歴 20 年になりますが、20 年間放射線治療に携わる機会がなかったため、その知識は学生の頃から更新されていませんでした。そのような中で放射線治療に異動し、業務の申し送りを受けながら治療の勉強をしていました。今回のセミナーによって、測定の疑問点のほとんどを解消することができましたが、私のような再勉強する者にとって、正直なところ講義の内容についていけないところもありました。ただ、講義の内容は、現在の測定で必要な知識ですので、これから勉強していきたいと思います。

放射線治療では品質管理のための日常点検や定期的な測定などが必要になります。点検や測定方法は、教科書や説明書などを読み、治療スタッフに教えてもらいながら実施することになります。測定中にどうしてこのようにする必要があるのか、本当に幾何学的条件が間違っていないか、測定や計算方法の考え方に問題がないか不安な気持ちを抱くことがあると思います。そのような方には、是非とも本セミナーを受講することをお勧めします。

最後に、私のような放射線治療を再度勉強しなければならない者や初学者にとって、このセミナーは本当に頼りになり助かります。講習会を運営される先生方は、お仕事が大変忙しい中であって誠に恐縮ではありますが、このような素晴らしいセミナーを今後とも継続して頂ければ幸いです。



—地域・職域研究会紹介—

北の大地で放射線治療を語るべや

北海道放射線治療技術セミナーの紹介

市立旭川病院 畑中康裕

治療部会の皆さん、はじめまして。北海道放射線治療技術セミナーを代表して紹介させていただきますので、つたない文章にどうぞお付き合いください。

北海道はご存知のとおり、日本の最北端に位置し、面積は四国九州を合わせたよりも広い都道府県です。そのため各都市間の導線は異常に長く、梅雨が無いのが唯一の救いの大雪厳寒の地であります。この都市間距離の長さゆえ、各病院で独立独歩の放射線治療技術の自己研鑽を行っていました。このような状況を危惧した先見の明を持った医師、放射線技師によって立ち上げられたのが、以前紹介された北海道放射線治療研究会であり、40年以上の歴史を誇っています。

当セミナーは、平成26年に発足し平成29年8月5日に第4回目を開催したばかりのよちよち歩きの歴史の浅い研究会ですので、立ち上げのきっかけから話を進めてみます。

平成23年夏に札幌で開催された某メーカーのユーザー会の参加者が情報交換会后、なんとなく酔いが足りないと2次会の声をかけ、10名ほどの放射線治療技師が「すすきの」のネオンに参集したのです。そこで話された内容は、放射線治療のあるあるネタ、ユーザー同士の情報交換、自施設の自慢や愚痴など、とりとめなくも楽しい一夜となり名残惜しくも散会となりました。

年末となり、私宛にユーザー会で交わされたメールアドレスから、新年会のお誘いが送信されてきました。ユーザー会の楽しかった思いもあり、旭川—札幌間片道140Kmの道程をものともせず、ただただお酒を飲みに向かいました。やはり、その新年会も共通の話題を持つものが集まるのは楽しく大いに盛り上がり、もっと密に連絡を取ろうとメーリングリストの作成がその場で決定されました。

初期リストメンバーは10名ほどでしたが、このリストの名称を先輩研究会である「放射線治療かたろう会」をリスペクトして、さらに方言を組み込み、「語る部屋」と名づけました。

約束事として、「語る人の垣根を低く」、「誹謗中傷ご法度」とし、自由奔放に放射線治療について語る場としています。

ベテラン、若手関係なく、時に学会報告、困りごとの相談とメールで語る仲間はドンドン増え、いつしか自分たちで勉強会を開きたいとの機運が高まってきたのは、今考えれば

自然の成り行きだったのかもしれませんが。

こうして、第1回北海道放射線治療技術セミナーを平成26年5月31日に札幌東徳州会病院において開催しました。

メーリングリストのメンバーが中心だったため24名と少ない人数でしたが、無事終了することができ、一同安堵したのを覚えています。

セミナー後の反省会を兼ねた懇親会では、非常に楽しく勉強できたこと、顔見知りの気安さから質疑応答も活発にできたこと、なにより手作り感が良かったとの声をいただきました。

人から人へと勉強会の話が伝わり、2回3回と会を重ねるごとに参加者も増え、第4回では、放射線技師だけではなく学生やメーカーと多士済々の100名を超える参加をいただきました。



最新技術の紹介から、日常業務ですぐ使える工夫や機器の使用経験など多岐にわたる演題を提供していることもさることながら、セミナーの内容も演者もメーリングリストのメ

ンバーから募り、「垣根の低さ」を全面に打ち出しての放射線治療技術の向上、人材育成を目標に行っていることに賛同が得られているのではないかと考えています。

我々は将来的に、当セミナーを放射線治療専門放射線技師認定ポイントが付与されるような会に発展させたいと考えており、その時にはぜひ全国の皆さまに、当セミナーへの参加ならびに北海道の放射線治療技師との交流をお願いします。

最後にこのような場を与えていただいた放射線治療部会役員の皆さまに深謝するとともに、拙文にお付き合いいただいた部会員の皆さまに感謝申し上げます。



世界の論文シリーズ

Predicting survival time of lung cancer patients using radiomic analysis

Ahmad Chaddad, Christian Desrosiers, Matthew Toews, et al.

Oncotarget, 2017, vol.8, (No. 61), pp: 104393-104407

Objectives:

本研究は、腫瘍画像データから自動的に抽出した radiomic texture 特徴や Shape 特徴を基に非小細胞肺癌（NSCLC）患者生存率転帰の予測を調べた。

Materials and Methods:

遡及的解析に The Cancer Imaging Archive (TCIA) が保有している NSCLC 罹患患者の 315 症例の CT スキャンデータを用いた。全 24 画像特徴は NSCLC タイプや TNM ステージング情報から定義づけされたグループ毎の患者の標識された腫瘍体積から計算されている。スピアマンの順位相関係数、カプラン・マイヤー推定量、ログランク検定を長期／短期 NSCLC 患者生存グループと相関がある特徴として使用した。自動ランダムフォレスト分類は、多変量特徴データから患者生存グループを予測するのに用いられた。重要なことは多重比較におけるホルム・ボンフェローニ補正にて $p < 0.05$ で評価したことである。

Result :

ラディオミック特徴と生存率の相関は重要であり、4 つの臨床グループから見受けられる。4 つのグループは（グループ名，[絶対的相関値範囲]）

（大細胞がん（LCC），[0.35, 0.43]），

（T2 腫瘍サイズ，[0.31, 0.39]），

（リンパ節転移無 N0，[0.3, 0.33]），

（TNM ステージ I，[0.39, 0.48]）。

特徴と生存期間のログランクの重要な関係性が 3 つの臨床グループから見受けられる。

（グループ，ハザード比），（LCC, 3.06），（LCC, 3.9），（T2, 2.5），（ステージ I, 2.99）

自動生存率予測性能（中央値以上／以下）は、年齢と TNM 分類を組み合わせたラディオミック特徴が標準的な TNM 臨床的ステージング情報との比較において優れている。（臨床グループ，平均 ROC カーブの面積）：（LCC, 75.73%），（N0, 70.33%），（T2, 70.28%），（TNM- I，76.17%）

Conclusion :

量的肺 CT 画像特徴は、生存に関する指針として用いることができる。特に、大細胞がん、T2、リンパ節転移無の患者について当てはまる。

コメント :

2015 年にオバマ大統領により提唱された“Precision Medicine”という考え方により、患者を特定の疾患毎に分類し、そのグループ毎に適した医療を提供していく指針が提唱された。その一環として、放射線画像データから、治療方針の決定や予後予測、予後追跡の精度を向上させる可能性があるものの一つとして、Radiomics という概念が生まれ、ここ最近注目されている研究領域である。

今回紹介した論文は、NSCLC における LCC, T2, N0, TNM ステージ I などに関して、生存転帰が予測するための非侵襲的バイオマーカーとして NSCLC 腫瘍のテクスチャ解析もしくは形態学的性質を有すラディオミック特徴の可能性を示している。また、NSCLC タイプやステージをもつ患者の生存転帰を予測するラディオミック特徴の有用性の評価をスピアマンの順位相関係数、カプラン・マイヤー推定量、ログランク検定などの解析方法で行った。LCC,T2, ステージ I のグループにおいて、ラディオミック特徴が NSCLC タイプやステージをもつ患者の生存転帰を予測と相関が認められ、ラディオミックバイオマーカーとなる可能性を示した。この結果は先行研究と矛盾を生じていない。今回の研究における **limitation** は各グループの症例数の少なさが結果に影響を及ぼす可能性がある。これは、多施設共同や他のモダリティなどの画像データから情報収集を行い、年齢や性別のバイアスを取り除くべきと述べている。加えて、治療や心理面、食事などを含む様々な因子に関連している可能性があり、完全に除去できていないことに言及している。

先行研究との対比は、がんの種類やステージによって分けられた特定患者群の生存率とラディオミック特徴の関連性を解析した。しかし、今回の研究ではリンパ節転移有の場合など、まだ結論付けられてはおらず、今後のさらなる解明が期待される。

佐賀大学医学部附属病院

永見範幸

放射線治療部会役員氏名

部会長

小口 宏 (名古屋大学大学院)

委員

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

鈴木 幸司 (山形大学医学部がんセンター)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (熊本大学医学部附属病院)

中島 健雄 (広島大学病院)

羽生 裕二 (東京女子医科大学病院)

林 直樹 (藤田保健衛生大学)

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

編集後記

表紙の画像は「皆既月食の連続写真」・前回に続き、札幌医科大学 染谷先生による撮影です。

2015 年 4 月 4 日、札幌医科大学 11 階の非常階段踊り場にカメラを設置して、5 分ごとにシャッターを切り撮影されたとのことです。

さて、今回から 2 つの新企画を立ち上げました。

「Multi-scale technology」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、メーカーの耳寄りな技術情報を紹介していくコーナーを考えました。

「治療技術事始め」放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナー。今回は「シエル黎明期」と銘打ち、大阪府立成人病センター(現大阪国際がんセンター)にて、1970 年台に固定具シエルの制作、開発に関わった佐々木先生に寄稿いただきました。また、本稿に対し大阪大学名誉教授の井上俊彦先生より「臨床家から見た一側面を記す」と題された原稿が寄せられました。

【技術、工夫】が【臨床成績の結果】によって裏付けされています。

いかがだったでしょうか？ これら新連載も含めまして、皆様のご意見、ご希望がありましたら下記までお寄せいただけると幸いです。

小島 E-mail: hidekiko@hotmail.co.jp

平成 30 年 4 月

公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線治療部会 会長 小口 宏

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167

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

放射線治療部会 URL:

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