

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2018

Vol. 38

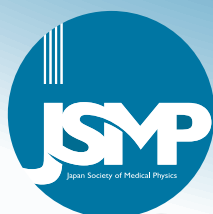
2

<http://www.jsmp.org/>

JSMP

Japan Society of Medical Physics

第112回医学物理学会学術大会特集



平成30年
第38巻 2号



日本医学物理学会機関誌

目 次

巻 頭 言

- 第112回医学物理学学会学術大会特集号に寄せて
垣花泰政

47

技術報告

- 統計的CT画像再構成アルゴリズムの実装と画質評価
篠原広行, 橋本雄幸

48

解 説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム①『医学物理学の発展に必要な医療安全の理解』

ASTRO “Safety is No Accident” や世界の事例紹介

水野秀之

58

医学物理学の発展に必要な医療安全の理解

岡本裕之, 中村哲志, 西岡史絵, 飯島康太郎, 竹森望弘, 中山広貴,

相川亜子, 芝田祥宏, 加藤 融, 阿部容久, 井垣 浩, 中山優子, 伊丹 純

62

放射線外部照射での患者安全へ向けて

太田誠一

68

シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』

米国の核医学分野における医学物理士と日本の現状との比較

津田啓介, 福土政広

74

核医学検査における半定量指標の精度と臨床利用

三輪建太, 高橋裕人, 宮司典明, 我妻 慧, 村田泰輔

79

PET/CTを用いた放射線治療計画

花岡宏平, 奥村雅彦, 門前 一

85

海外セッション『アジア各国における医学物理学・医学物理士の現状』

Medical Physics Education and Clinical Training in Thailand

Anchali KRISANACHINDA

89

Medical Physics in Palestine: A Hope for Better Prospective

Hussein ALMASRI

93

〈連載：RPT誌特集〉

平成30年度英語論文誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告

川村慎二

96

論文紹介

RPT誌土井賞受賞論文：子宮の術前計画のための3Dプリンタと注入成形によるモデル作成と評価

サイド アハマッド ジクリ ビン サイド アルウィー

97

RPT誌土井賞受賞論文：リバーシブルトレーサである¹⁸F-FLTにたいする短時間画像計算法の開発

久富信之

98

RPT誌土井賞受賞論文：6チャンネルマルチリーフコリメータを用いた診断用X線CTにおける線量低減手法

橋本二三生

99

大会開催報告

第115回日本医学物理学学会学術大会報告

小口 宏

100

国際学会参加記

WC2018 参加報告

岡崎啓太

106

施設紹介

熊本大学医学部附属病院 放射線治療部門の紹介

下東吉信, 丸山雅人, 荒木不次男

108

書 評

『エネルギーの視点からみた放射線—強くて、怖いけど、怖くない—』

藤淵俊王

111

編集後記

112

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会

FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

CONTENTS

PREFATORY NOTE

Greetings of the Special Issue for the 112th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Yasumasa KAKINOHANA	47
--	----

TECHNICAL NOTE

Implementation of Statistically-Based Image Reconstruction Algorithms for CT and Numerical Evaluation of Image Quality Hiroyuki SHINOHARA, Takeyuki HASHIMOTO	48
--	----

REVIEWS

〈Special Issue: The 112th Scientific Meetings of the Japan Society of Medical Physics〉

Symposium 1

ASTRO “Safety is No Accident” and World Case Reports Hideyuki MIZUNO	58
Efforts toward Patient Safety: Development of System and Education of Non-Technical Skill Hiroyuki OKAMOTO, Satoshi NAKAMURA, Shie NISHIOKA, Kotaro IJIMA, Mihiro TAKEMORI, Hiroki NAKAYAMA, Ako AIKAWA, Yoshihiro SHIBATA, Toru KATO, Yoshihisa ABE, Hiroshi IGAKI, Yuko NAKAYAMA, Jun ITAMI	62
Efforts toward Patient Safety in External Radiotherapy Seiichi OTA	68

Symposium 2

Comparison between Medical Physicist in the Field of American Nuclear Medicine and Japanese Present Conditions Keisuke TSUDA, Masahiro FUKUSHI	74
Accuracy of Standardized Uptake Values Obtained by Quantitative PET/CT and SPECT/CT Kenta MIWA, Hiroto TAKAHASHI, Noriaki MIYAJI, Kei WAGATSUMA, Taisuke MURATA	79
PET/CT Simulation for Radiation Therapy Planning Kohei HANAOKA, Masahiko OKUMURA, Hajime MONZEN	85

International Session

Medical Physics Education and Clinical Training in Thailand Anchali KRISANACHINDA	89
Medical Physics in Palestine: A Hope for Better Prospective Hussein ALMASRI	93

〈Special Issue Series: RPT〉

Introduction of the Doi Award and MCA of Radiological Physics and Technology in 2018 Shinji KAWAMURA	96
---	----

ARTICLE REVIEWS

RPT Doi Award: Evaluation of pre-surgical models for uterine surgery by use of three-dimensional printing and mold casting Sayed Ahmad Zikri Bin SAYED ALUWEE	97
RPT Doi Award: Fully parametric imaging with reversible tracer ^{18}F -FLT within a reasonable time Nobuyuki KUDOMI	98
RPT Doi Award: Dose reduction technique in diagnostic X-ray computed tomography by use of 6-channel multileaf collimators Fumio HASHIMOTO	99

REPORT OF JSMP MEETING

Report of the 115th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Hiroshi OGUCHI	100
--	-----

REPORT OF INTERNATIONAL CONFERENCE

Report of WC2018 Keita OKAZAKI	106
---	-----

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Department of Diagnostic Radiology, Kumamoto University Hospital Yoshinobu SHIMOHIGASHI, Masato MARUYAMA, Fujio ARAKI	108
--	-----

BOOK REVIEW

Toshio FUJIBUCHI	111
------------------------	-----

EDITOR'S NOTE

112

巻頭言

第112回医学物理学会学術大会特集号に寄せて

第112回医学物理学会学術大会長

垣花泰政

琉球大学医学部

本号では、第112回医学物理学会学術大会を特集します。第112回大会は、「医療安全—物理・工学の視点から—」を大会テーマとし、「医療安全」,「核医学分野における医学物理」,「アジア各国での医学物理現況」のシンポジウムを開催しました。

広辞苑（第六版）で「安全」を調べると、「安らかで危険のないこと」,「物事が損傷したり、危害を受けたりするおそれのないこと」と説明されており、「安全」=「危険がない」と解釈されます。一般的にも「安全」とは「危険・危害がない状態」を連想します。一方、ISO/IEC Guide 51:2014 (Safety aspects—Guidelines for their inclusion in standards)によると、「安全」は「許容できない危険性がないこと (freedom from risk which is not tolerable)」と定義されています。この定義は、「許容できる危険性が存在する状態」と言い換えることもできます。日常生活においても、「安全な状況・場所」といっても「危険・危害がない状態」は皆無ですので、現実的にはISO/IECの説明が妥当と考えられます。

情報・通信分野を筆頭とした各種分野の発展と共に医学物理分野の進歩も目覚ましいものがあります。これまでの医学物理分野は新技術の開発・発展が大きな関心事でしたが、近年は安全方策・リスクアセスメントも重要視されつつあります。近年の技術革新は著しく、多種・多様な機器に自動処理・判断機能が装備され、一昔前のように職人技的な経験や知識がなくても比較的容易に業務を遂行できるようになりました。しかしながら、表面的な操作の簡便化とは逆に、機器内部での処理は複雑化し操作者側からはブラックボックス化しているのが現実です。技術進歩による利便性向上の裏側には予測しがたい危険性が内在しているのも事実です。医学物理の関与する医療分野においても、

各種医療機器の機能や操作性は向上していますが、反面、ブラックボックス化しているのも否定できません。表面的な操作は簡便化されていますが、技術的には高精度化及び複雑化しており、機器内部のブラックボックス化と併せて想定外の危険が内在していると考えられます。昨今の自然災害でも想定外の事故や現象が発生し、甚大な被害を招いている事例は多くあります。

本特集号では、シンポジウム講演を基にした解説をお願いしました。

「医療安全」では、ASTROの取り組み、リスクアセスメント、施設での医療安全取り組み例を解説していただきました。今回の医療安全特集は、放射線治療領域が主対象となっていますが、医学物理が関与する領域は多様であり安全対策も多様であります。本特集が会員各位の医療安全対策への一助、あるいは安全対策に関心を抱くきっかけになれば幸いです。

「核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—」では、核医学分野での医学物理の役割を解説していただきました。医学物理学会では、核医学関連の発表は少なく今大会でも7題でしたが、本特集が核医学分野に興味を抱くきっかけになれば幸いです。

「アジア各国における医学物理学・医学物理士の現状」では、タイ、パレスチナにおける医学物理士・医学物理教育の現状を報告していただきました。医学物理士の国家資格化は、日本同様にハードルが高く、時間がかかるように感じました。本稿がアジア各国の医学物理士の現状を知る手掛かりになれば幸いです。

末筆ではありますが、ご多忙のなか執筆いただいた著者の皆様、特集号発刊に尽力いただいた医学物理編集委員の皆様へ深く感謝申し上げます。

技術報告

統計的CT画像再構成アルゴリズムの実装と画質評価

篠原広行^{*1,2}, 橋本雄幸³¹首都大学東京²昭和大学藤が丘病院放射線科³杏林大学保健学部診療放射線学科

Implementation of Statistically-Based Image Reconstruction Algorithms for CT and Numerical Evaluation of Image Quality

Hiroyuki SHINOHARA^{*1,2}, Takeyuki HASHIMOTO³¹Tokyo Metropolitan University²Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital³Faculty of Health Sciences, Department of Medical Radiological Technology, Kyorin University

(Received May 7, 2018; Accepted July 12, 2018)

[Purpose] Statistically-based image reconstruction (SIR) methods that have been incorporated into commercial CT scanners have succeeded in promoting low-dose CT with high image quality in comparison with scanners using the filtered back-projection (FBP) method. Not only researchers but also medical doctors and technologists engaged in CT studies have an interest in the algorithms of the SIR methods, however, the algorithms have not been made available to users by the CT manufacturers. Kudo reviewed the fundamentals of SIR methods on the basis of the articles published by the joint research group of each manufacturer released before product development (Med Imag Tech 32: 239–248, 2014). He classified the SIR methods into true iterative reconstruction (true IR), hybrid IR, and image space denoising (ISD) methods. His review article has made a significant contribution to the CT community of users. However, the reconstructed images obtained by those methods have not been presented. Our purpose in this study is to implement the mathematical equations of three IR methods, one each of the true IR, hybrid IR and ISD methods, and evaluate their image quality.

[Methods] The system matrix of IR methods used in commercial CT scanners uses a physical photon detection process based on the finite size of an X-ray focal spot, the beam width, and the X-ray detector. However, we assumed the X-ray beam was a pencil beam and the system matrix was then given by the line integral of linear attenuation coefficients because we focus on the image quality in the ideal photon detection system equations given by Kudo. Total variation (TV) was used for regularization of the true IR, hybrid IR and ISD methods. Four kinds of numerical phantoms with 256×256 pixels were used as test images. Gaussian noise of 15, 20, 25, and 30 dB was added to the projection data with 256 linear samplings and 256 views over 180°.

[Results] Root mean square errors (RMSEs) of the true IR, hybrid IR, and ISD methods were 4.28–5.70, 15.87–16.47, and 16.94–17.17, respectively. RMSE of the FBP method ranged from 27.64–33.02 and that of the FBP method processed with a Gaussian filter of FWHM (full width at half maximum) of 3 pixels ranged from 8.14–17.28. The image quality of the true IR method was superior to that of the hybrid IR and ISD methods and the FBP method.

[Discussion] The noise was slightly suppressed by including the variance of projection data; however, the regularization was inevitable even if the noise levels were in the range of 25–30 dB. The noise was not suppressed sufficiently by the hybrid IR and ISD methods because the noise due to the FBP image used as the initial image for these IR methods has a dominating effect in successive reconstruction or denoise processing. Mathematical equations of each IR method were easily realized by observing the intermediate images such as the regularization term of the iteration process. In addition to these equations, the reconstructed images by the SIR methods and their RMSEs presented in this study are useful in CT research.

[Conclusions] The fundamental point of SIR methods is the regularization term used in minimizing the object function.

Keywords: CT, statistical image reconstruction, iterative image reconstruction, total variation, computer simulation

1. はじめに

CTは放射線診断および放射線治療計画において広く用いられている。CTの画像再構成は初期の代数的方法に始まり、その後、解析的な画像再構成のフィルタ補正逆投影

法(FBP)が用いられている。FBP法は演算時間が短い長所を有し、逆投影に伴うぼけ補正にRampフィルタを用いると高い分解能の再構成画像を得ることができる。さらに、特定の空間周波数領域のMTF(modulation transfer function)を高くするための中間域通過フィルタや雑音を

* 首都大学東京
Tokyo Metropolitan University
E-mail: sinohara@tmu.ac.jp

抑制するため低域通過フィルタをRampフィルタに組み合わせた再構成フィルタがFBP法で用いられる。一方、2000年中期頃になるとCT検査に伴う被曝量の削減がCT技術において重視され、研究者や医用機器メーカーの関心は低被曝CTの実現に集まるようになった。その結果、解析的画像再構成とは別に、新たなCT画像再構成として逐次近似法を用いた統計的画像再構成法が提案された^{1), 2)}。Purdue大学Biomedical Engineering部門のホームページに掲載されたFBP法の画像と統計的画像再構成法の一つであるMBIR (model base iterative reconstruction) 法³⁾の画像の違いはCTのコミュニティに大きな驚きを与えた⁴⁾。そして、最近のCTでは統計的画像再構成法が臨床に普及しつつあり、医用機器メーカーはそれぞれ独自の統計的画像再構成法をCTに搭載している。しかし、実際どのような画像再構成法が用いられているかについての詳細は医用機器メーカーから明らかにされることはない。

CTの統計的画像再構成法に関し数式を用い解説した文献は世界的にほとんど存在しなかったが、2014年に工藤は各社の共同研究グループが製品開発前に公表した論文をもとに、3種類の統計的画像再構成“True IR”, “Hybrid IR”, “Image space denoising”法について解説した⁴⁾。工藤がこの先行論文において“ただし、非公開のため本当にどうなっているかはわからない”と述べているように、論文の数式とCTのアルゴリズムに使用されている数式との整合性は不明であるが、これまでブラックボックスであった統計的画像再構成法の数式が示されたことはCTの研究と教育において大きな意義がある。しかし、今日に至るまでそれら数式を実装し再構成画像の画質を調べた報告はない。

本研究では、先行論文の数式を実装し4種類の数値ファントムを用い再構成画像の画質を詳細に評価した。商用CTには装置の幾何学形状や光子観測の物理過程などが原画像と投影データの関係を表すシステム行列に組み込まれ精巧かつ複雑なものであるが、本研究の関心は先行論文の数式に基づく統計的画像再構成法の雑音抑制効果を明らかにすることにある。そのため、本研究では、システム行列は原画像の平行ビームによる線積分で表されると仮定し数値実験を行った。

2. 方 法

2.1 統計的画像再構成法

入射光子数を n_0 、透過光子数を n_i 、透過光子数の期待値を $\bar{n}_i$ 、原画像の線減弱係数分布を $\mathbf{x}$ 、投影データを $\mathbf{y}$ 、システム行列を A とし行列の要素を a_{ij} で表す。太字はベクトルを表しベクトルの成分は通常文字の下付添字で表す。反復式はベクトルの上付き文字で表す。原画像の画素を表すのに j (画素の総数 J)、検出器を表すのに i (検出器の総数 I)を用いる。この i は投影データの番号でもある。原画像は 256×256 画素の2次元画像とし投影データの直

線サンプリング数を256、角度サンプリング数を256/180度としている。

はじめに、投影データの統計的扱いを議論する都合上、統計的画像再構成についてまとめる。入射光子数と透過光子数の関係は次式で表される (expは指数関数を示す)。

$$\bar{n}_i = n_0 \exp \left(- \sum_{j=1}^J a_{ij} x_j \right) \quad (1)$$

透過光子数はポアソン分布に従いつつ検出器間で統計的に独立と仮定すると、同時確率は次式で表される。

$$P(\mathbf{n}|\bar{\mathbf{n}}) = \prod_i \frac{\bar{n}_i^{n_i}}{n_i!} \exp(-\bar{n}_i) \quad (2)$$

同時確率の対数をとった尤度は

$$\begin{aligned} L(\mathbf{x}) &= \ln P(\mathbf{n}|\bar{\mathbf{n}}) \\ &= \sum_{i=1}^I \left[n_i \ln(n_0) - n_i \sum_{j=1}^J a_{ij} x_j \right. \\ &\quad \left. - \ln(n_i!) - n_0 \exp \left(- \sum_{j=1}^J a_{ij} x_j \right) \right] \end{aligned} \quad (3)$$

となる。この式は非線形であるが二次関数近似を用いると次式で表される⁵⁾。

$$L(\mathbf{x}) = -\frac{1}{2} \sum_{i=1}^I n_i \left(\sum_{j=1}^J a_{ij} x_j - \ln \left(\frac{n_0}{n_i} \right) \right)^2 + \sum_{i=1}^I c(n_i) \quad (4)$$

CTの投影データ $\mathbf{y}$ (原画像のラドン変換) は入射光子数と透過光子数の比を対数変換して得られる。

$$y_i = \ln \left(\frac{n_0}{n_i} \right) \quad (5)$$

(4) 式の右辺第2項は $\mathbf{x}$ に関係しないので(4)式は次式で表される。

$$L(\mathbf{x}) = -\frac{1}{2} (\mathbf{Ax} - \mathbf{y})^T D (\mathbf{Ax} - \mathbf{y}) \quad (6)$$

ここで、 D は n_i を要素とする対角行列を表す。 D は投影データの統計的性質を考慮しない場合、

$$D = \{n_1, n_2, \dots, n_I\} \in \{1\} \quad (7)$$

で表され、統計的性質を考慮する場合は次式で表される。

$$D = \{n_1, n_2, \dots, n_I\} \in \left\{ \frac{n_0}{e^{y_i}} \right\} \quad (8)$$

(8)式は透過光子数が多いほど観測データの信頼性は高く最適化式への寄与を大きくし、逆に、透過光子数が少ないほど観測データの信頼性は低く最適化式への寄与を小さくする働きがある。

原画像 $\mathbf{x}$ が与えられたときの投影データ $\mathbf{y}$ が統計的に独立なガウス分布に従うと仮定すると、 y_i の期待値を $\bar{y}_i$ として同時確率は次式で表される⁶⁾。

$$P(\mathbf{y}|\mathbf{x}) = \prod_i \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} \exp\left(-\frac{(y_i - \bar{y}_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) \quad (9)$$

同時確率の対数をとった尤度は

$$\begin{aligned} L(\mathbf{y}|\mathbf{x}) &= \ln P(\mathbf{y}|\mathbf{x}) = -\frac{1}{2}(\mathbf{y} - \bar{\mathbf{y}})^T \mathbf{A}(\mathbf{y} - \bar{\mathbf{y}}) \\ &= -\frac{1}{2}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y})^T \mathbf{A}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y}) \end{aligned} \quad (10)$$

となる。ここで、 $\mathbf{A}$ は対角行列を表す。

$$\mathbf{A} = \{1/\sigma_1^2, 1/\sigma_2^2, \dots, 1/\sigma_I^2\} \in \left\{ \frac{1}{\sigma_i^2} \right\} \quad (11)$$

透過光子数が多いほど投影データの分散は小さいとし対角行列 $\mathbf{A}$ の要素を $\sigma_i^2 \equiv 1/n_i$ と仮定すると、(10)式は(6)式と同じになる。本研究では管電圧120kVのX線に対する水の線減弱係数を 0.2cm^{-1} として、 $0.035 \sim 0.2\text{cm}^{-1}$ の線減弱係数分布の数値ファントム(Phantom A~D)を原画像にしている。また、入射光子数を2000とし入射光子には統計変動をないとしている。この実験条件では1検出器あたりの最小透過光子数は200~300程である。平均値が十分に大きいポアソン分布(平均値 >10)は、ガウス分布で精度よく近似できることが知られているので、本研究の実験条件ではポアソン分布の対数尤度を二次近似(ガウス分布の対数尤度で近似)することが許される。投影データは雑音の影響を受けているため、(8)式の分母は試行実験(半値幅を変えたときの投影データのプロファイルの観察と再構成画像の平方根二乗誤差(RMSE))から半値幅2画素のガウスフィルタ処理したものを用いた。

統計的CT画像再構成法では対数尤度に加え正則化が用いられる。本研究では正則化のエネルギー関数 $U(\mathbf{x})$ として全変動(total variation: TV)⁷⁾を用いた。

$$U(\mathbf{x}) = \sum_r \sum_s \sqrt{(x_{r,s} - x_{r+1,s})^2 + (x_{r,s} - x_{r,s+1})^2} \quad (12)$$

ここで、 $x_{r,s}$ の下付き文字は x 方向の r 番目、 y 方向の s 番目の画素を示す。後述の目的関数 $J(\mathbf{x})$ の最小化を勾配法で行う際に必要な(12)式の微分は次式で行った⁶⁾。

$$\begin{aligned} \nabla U(\mathbf{x}) &\simeq \frac{x_{r,s} - x_{r-1,s}}{\sqrt{(x_{r,s} - x_{r-1,s})^2 + (x_{r-1,s+1} - x_{r-1,s})^2 + \varepsilon^2}} \\ &+ \frac{x_{r,s} - x_{r,s-1}}{\sqrt{(x_{r+1,s-1} - x_{r,s-1})^2 + (x_{r,s} - x_{r,s-1})^2 + \varepsilon^2}} \\ &- \frac{x_{r+1,s} + x_{r,s+1} - 2x_{r,s}}{\sqrt{(x_{r+1,s} - x_{r,s})^2 + (x_{r,s+1} - x_{r,s})^2 + \varepsilon^2}} \end{aligned} \quad (13)$$

ε は微分可能にするための平滑化用の小さな値で $\varepsilon = 1 \times 10^{-4}$ とした。TVは本研究で用いたPhantom A~Dのように領域内の値が一定の画像に対し雑音抑制効果の高いことが知られている。統計的画像再構成に用いられる正則化項は画素間の相関を考慮するギブス分布で表されると仮定する。

$$P(\mathbf{x}) = \alpha e^{-\beta U(\mathbf{x})}, \quad U(\mathbf{x}) = \sum_j \sum_{q \in Z_j} w_{jq} \phi(x_j - x_q) \quad (14)$$

α は規格化因子、 β はエネルギー関数 $U(\mathbf{x})$ の重み、 w_{jq} は注目画素とその周辺8画素 Z_j のユークリッド距離の逆数(上下左右の画素:1, 45度方向の画素: $1/\sqrt{2}$)を表す。 $\phi(x_j - x_q)$ はエネルギー関数の働きを決めており本研究では正則化関数と呼ぶことにする。 $P(\mathbf{x})$ の対数を(6)式に加えるとベイズ定理から $\mathbf{x}$ は事後確率の次式を最大化することで得られる。

$$\max_{\mathbf{x}} \left(-\frac{1}{2}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y})^T \mathbf{D}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y}) - \beta U(\mathbf{x}) \right) \quad (15)$$

(15)式の最大化は負をとった次式の最小化と等価でありこの目的関数を $J(\mathbf{x})$ で表す。

$$J(\mathbf{x}) = \min_{\mathbf{x}} \left(\frac{1}{2}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y})^T \mathbf{D}(\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y}) + \beta U(\mathbf{x}) \right) \quad (16)$$

目的関数の最小化は勾配法⁸⁾で行った。

$$\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k - \lambda^k \mathbf{H}^k \nabla J(\mathbf{x}^k) \quad (17)$$

$\mathbf{H}^k$ は収束を速めるための前処理行列、 λ^k はステップサイズを表す。本研究では前処理行列を使用せずに最小化を行った。

2.2 統計的CT画像再構成法

(16)式の目的関数を $\mathbf{x}$ で偏微分することによって統計的画像再構成における真の逐次近似法(True IR法)は次式で表される⁴⁾。

$$\mathbf{x}^{k+1} = \left[\mathbf{x}^k - \alpha \left(\left. \frac{\partial L(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^k} + \beta \left. \frac{\partial U(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^k} \right) \right]^+ \quad (18)$$

$[\]^+$ は演算途中で生じた負の値を零に置き換える演算を意味する。 α は修正量を表すステップサイズを示す。True IR法は(16)式の最小化を逐次近似法を用い厳密に行う方法であり、行列 $\mathbf{D}$ は分散を考慮する(8)式を用いた。

Hybrid IR法はFBP法を内部に含む構造の次式の反復式を用いる⁴⁾。

$$\begin{aligned} \mathbf{x}^0 &= 0 \\ \mathbf{x}^{k+1} &= [\mathbf{x}^k - \alpha \mathbf{A}^T \mathbf{R}(\mathbf{A}\mathbf{x}^k - \mathbf{y})]^+ \end{aligned} \quad (19)$$

$\mathbf{R}$ はRampフィルタによるフィルタ処理を意味する。 $\mathbf{A}^T$ はシステム行列の転置を示す。Hybrid IR法は(19)式に正則化項を加え次式で表される。

$$\mathbf{x}^{k+1} = \left[\mathbf{x}^k - \alpha \mathbf{A}^T \mathbf{R}(\mathbf{A}\mathbf{x}^k - \mathbf{y}) - \alpha \beta \left. \frac{\partial U(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^k} \right]^+ \quad (20)$$

初期画像を0にするとHybrid IR法の1回目の反復はFBP法と同じになる。Hybrid IR法は(16)式を厳密に最小化する

ることはせず、FBP法によって高速化を実現し近似解を求める方法である。Hybrid IR法では、(7)式の恒等行列 D や(8)式の行列 D を用いると、RMSEが大きくなり画像とならないため次式を用いた。

$$D = \{n_1, n_2, \dots, n_I\} \in \left\{ \frac{1}{e^{y_i}} \right\} \quad (21)$$

$$\mathbf{x}^{k+1} = \left[\mathbf{x}^k - \alpha A^T R(A\mathbf{x}^k - \mathbf{y}) D - \alpha \beta \frac{\partial U(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right]_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^k}^+ \quad (22)$$

Image space denoising (以下、ISDと略)法は目的関数を

$$J(\mathbf{x}) = \min_{\mathbf{x}} \left(\frac{1}{2} (\mathbf{x} - \mathbf{u})^T (\mathbf{x} - \mathbf{u}) + \beta U(\mathbf{x}) \right) \quad (23)$$

とする。ここで $\mathbf{u}$ は最初にFBP法で作成した雑音を含む画像、 $\mathbf{x}$ は雑音抑制後の画像を示す。雑音を含む画像 $\mathbf{u}$ に対し逐次近似法で抑制処理を行う⁴⁾。

$$\mathbf{u} = A^T R \mathbf{y}$$

$$\mathbf{x}^{k+1} = \left[\mathbf{x}^k - \alpha (\mathbf{x}^k - \mathbf{u}) - \alpha \beta \frac{\partial U(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right]_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^k}^+ \quad (24)$$

Hybrid IR法では α の初期値を0.01、ISD法では α の初期値を0.1として反復回数 k とともに

$$\alpha^k = \alpha / (1 + 0.01k) \quad (25)$$

で次第に小さくするように設定した。

Fig. 1は画質の数値評価と視覚による観察に用いた直径18.4cmの数値ファントムを示す。Phantom Aは線減弱係数 0.1 cm^{-1} の円で雑音評価に用いた。Phantom Bは大円(番号0)の線減弱係数を 0.1 cm^{-1} 、番号1-7の直径3cmの小円の線減弱係数を順に0.065, 0.03, 0.12, 0.14, 0.16, 0.18, 0.2 cm^{-1} と変えている。このファントムは雑音評価と小円の均一性を観察する目的に使用している。Phantom CとDの形状はTable 1に示す。これらのファントムは小円の大きさとコントラストが互いに逆になるようにしたもので画像のコントラストを観察する目的に使用している。番号11, 12の小円はPhantom CとDの画像を比較する際に共通のコントラストを持たせるための領域である。

雑音は各投影データの透過光子数を(1)式で求めその平均値を算出した。

$$\bar{n} = \frac{1}{I} \sum_i \bar{n}_i \quad (26)$$

雑音レベルは光子数の平均値と標準偏差 s をもとにデシベル(dB)単位で表すことにし、投影データの雑音レベルを設定するのに必要な s を次式で計算した。

$$\text{Noise Level (dB)} = 20 \log_{10} \left(\frac{\bar{n}}{s} \right) \quad (27)$$

次に、平均0、標準偏差1のガウス乱数($\text{Gauss}(0,1)$)にこの s を掛け各投影データの光子数に加え雑音を含む光子

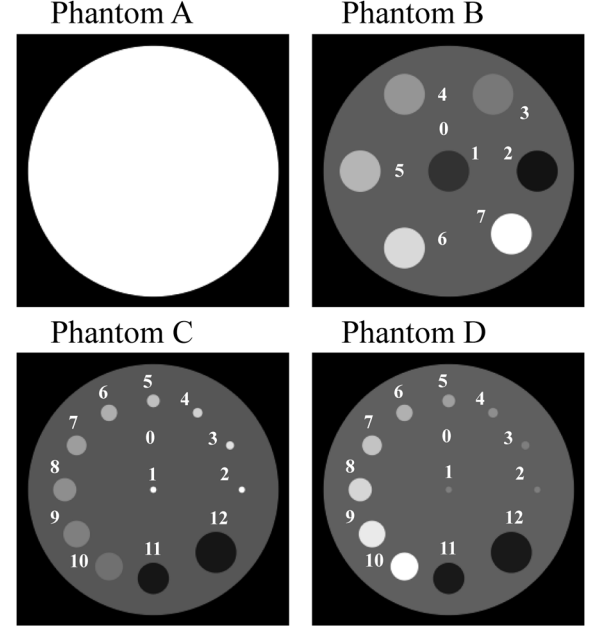


Fig. 1 Numerical phantoms A-D for testing RMSE

The number 0 denotes the large disk with diameter of 18.4cm and having a constant linear attenuation coefficient. Numbers 1 and others denote the small absorber disks.

Table 1 Diameter and linear attenuation coefficient of Phantom C and Phantom D

No.	Diameter (cm)	Linear attenuation coefficient (cm^{-1}): C	Linear attenuation coefficient (cm^{-1}): D
0	18.4	0.1	0.095
1	0.46	0.2	0.115
2	0.46	0.2	0.115
3	0.6	0.185	0.115
4	0.71	0.175	0.125
5	0.94	0.165	0.135
6	1.2	0.155	0.145
7	1.45	0.145	0.155
8	1.7	0.135	0.165
9	1.95	0.125	0.175
10	2.04	0.115	0.185
11	2.29	0.035	0.035
12	3	0.035	0.035

数 $\bar{n}_i$ および投影データとした。

$$\bar{n}_i = n_i + s \times \text{Gauss}(0,1) \quad (28)$$

$$y_i = \ln \left(\frac{n_0}{\bar{n}_i} \right) \quad (29)$$

Phantom A~Dに対し入射光子数はいずれの実験においても2000/bin、投影データの雑音レベルは15, 20, 25, 30 dBとした。画質評価はIR法あるいはFBP法の再構成画像を $\hat{\mathbf{x}}$ として原画像 $\mathbf{x}$ を基準にしたRMSEで行った。

$$\text{RMSE} = 100 \frac{\|\hat{\mathbf{x}} - \mathbf{x}\|_2}{\|\mathbf{x}\|_2} \quad (30)$$

プログラム開発はMicrosoft visual Studio 2010の開発環境で行った。実行環境のCPUはIntel® Core™ 3.40 GHz, 実装メモリ 8.0 GB, 64ビットオペレーティングシステムである。

3. 結 果

3.1 True IR法

Fig. 2にPhantom AについてRMSEを示す。ここでIRは投影データの分散を考慮しない(7)式を用い(16)式の

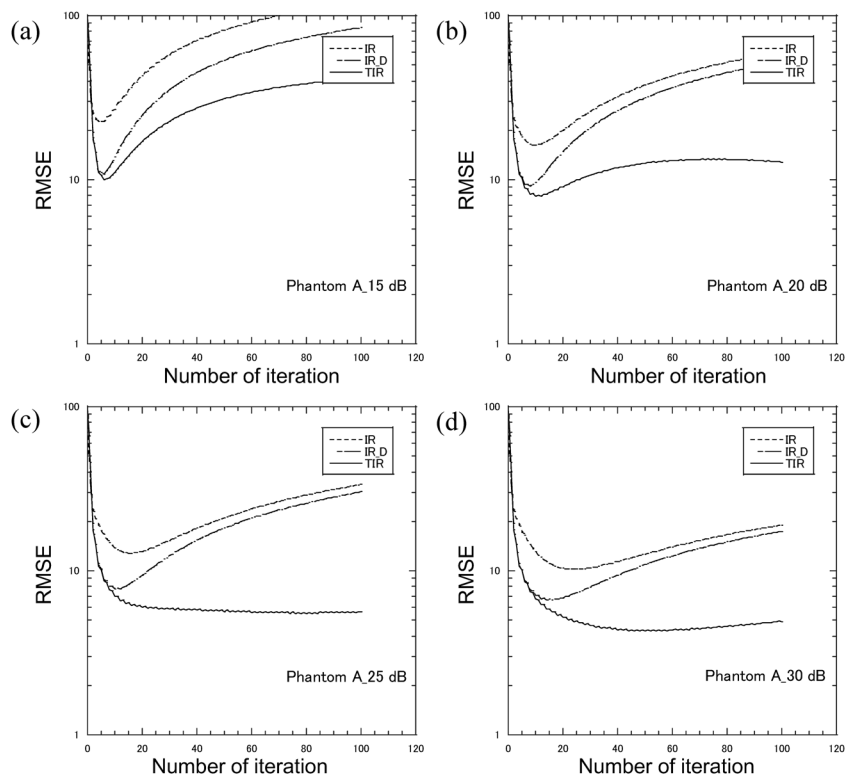


Fig. 2 RMSE of phantom A image reconstructed by the true IR method for projection data corrupted with noise (a) 15 dB; (b) 20 dB; (c) 25 dB; (d) 30 dB noise.

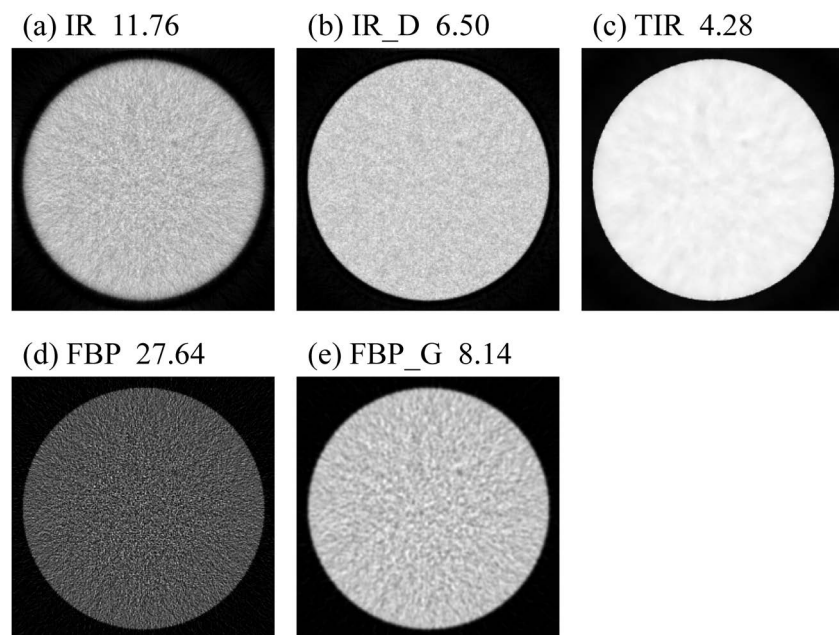


Fig. 3 Phantom A images reconstructed by the true IR method for projection data corrupted with 30 dB noise IR, iterative reconstruction method without including the variance of projection data; IR_D, including the variance of projection data; TIR, true IR method including the variance of projection data and TV regularization term; FBP, filtered back-projection image; FBP_G: FBP image processed with the Gaussian filter of 3 pixels at FWHM (full width at half maximum).

正則化項を零にし再構成した画像, IR_Dは分散を考慮する(8)式を用い(16)式の正則化項を零にし再構成した画像をそれぞれ示す. TIRは正則化の重み係数 β を5にし(18)式のTrue IR法を用い再構成した画像を示す. ステップ幅の α は最急降下法のプログラムで自動的に計算される. 投影データに統計的性質を考慮すると, しない場合に比べRMSEは減少するが, 反復回数の増加とともにRMSEは増加する. 正則化を行っても15 dB, 20 dBの雑

音では反復回数の増加とともにRMSEは増加するが, 25 dB, 30 dBの雑音では反復回数20以上でRMSEはほぼ一定になる. Fig. 3は30 dBのときのRMSEが最小になる反復回数におけるIR, IR_D, TIRの画像と比較にFBP法による画像を示す. FBP_GはFBP法の画像を半値幅3画素のガウスフィルタ処理した画像でそれぞれの画像の名称に続く数値はRMSEを示す. なお, 以降のFig. 5, Fig. 6, Fig. 8, Fig. 9についてもそれぞれの画像はFig. 3と同じ

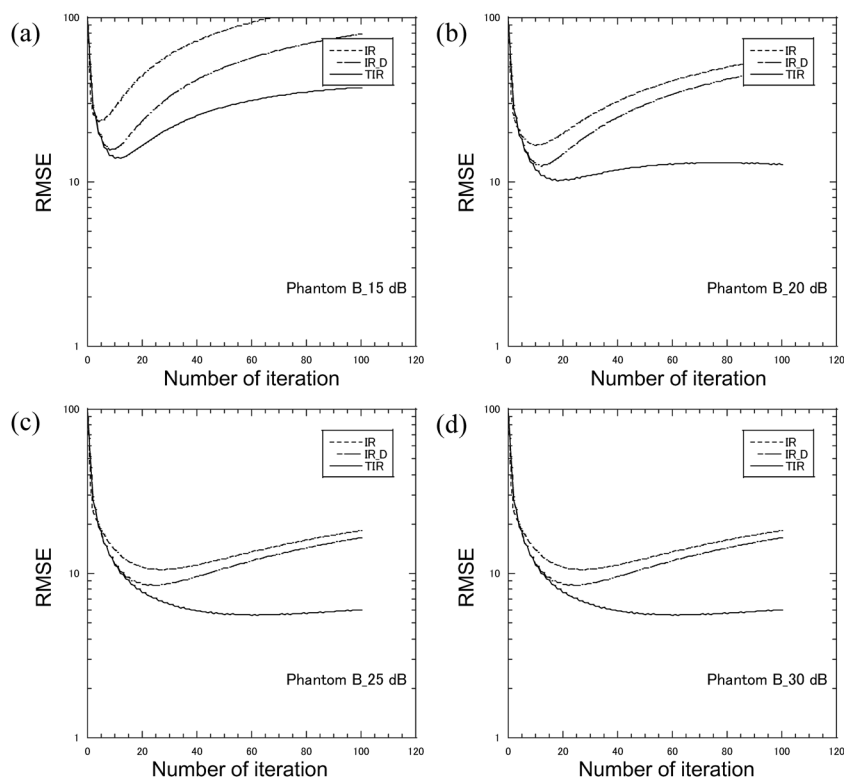


Fig. 4 RMSE of phantom B image reconstructed by the true IR method

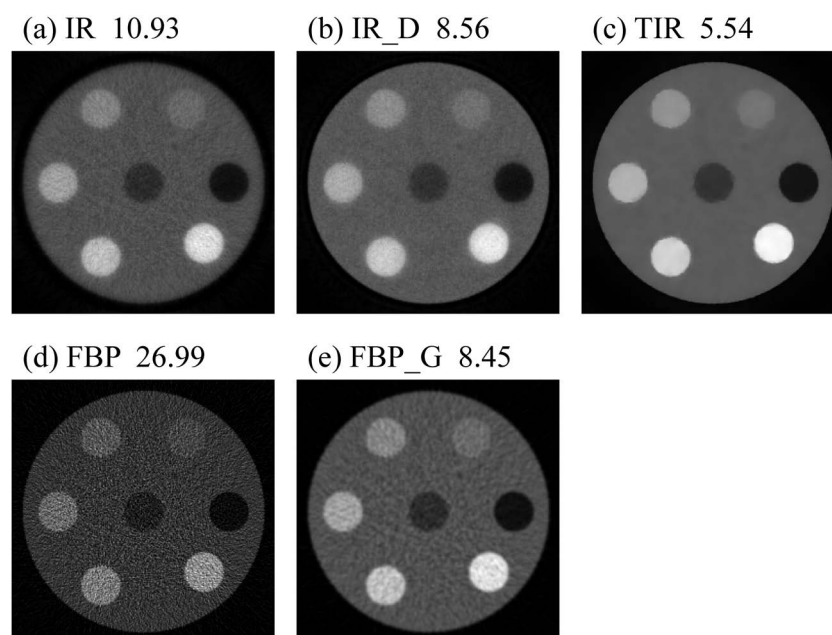


Fig. 5 Phantom B images reconstructed by the true IR method for projection data corrupted with 30 dB noise

く, RMSEが最小になる反復回数における画像を示す.

Fig. 4にPhantom BについてIR, IR_D, TIRそれぞれのRMSEを示す. RMSEの傾向はPhantom Aの場合と同様であった. Fig. 5は30 dBのときのIR, IR_D, TIRの画像とFBP, FBP_Gの画像を示す. FBPはエッジが明瞭な高分解能の画像であるが雑音も増強されている. FBP_GはFBPに比較し雑音が抑制されているが若干ぼけを生じる.

TIRは雑音を抑制しながらエッジも比較的保存されている. RMSEは視覚観察の傾向に一致しIR, IR_D, TIRの順に小さくなる. Fig. 6にPhantom CとDのTrue IR法の画像とFBP法の画像を示す.

3.2 Hybrid IR, Image space denoising法

Fig. 7にPhantom AとBについてHybrid IR法とISD

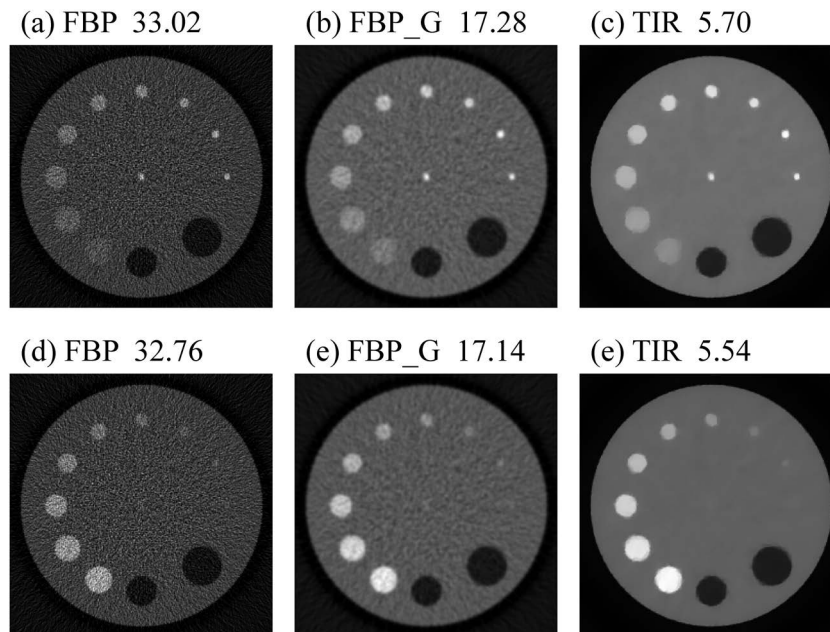


Fig. 6 Phantom C (upper) images and Phantom D images (lower) reconstructed by the true IR method

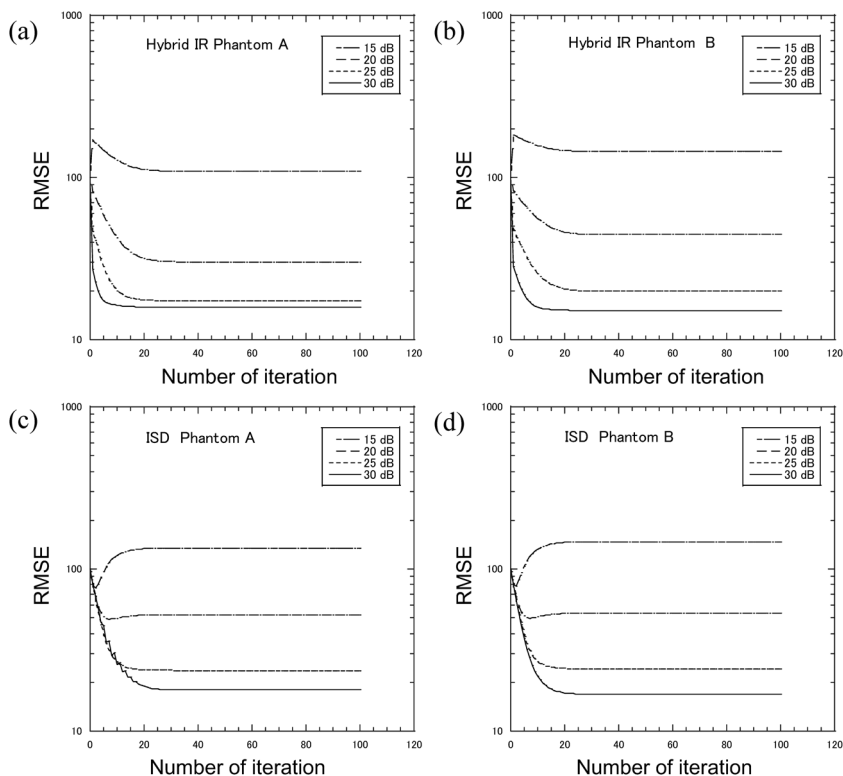


Fig. 7 RMSE of phantom A and phantom B images reconstructed by the hybrid IR method (upper) and ISD method (lower), respectively for projection data corrupted with noise

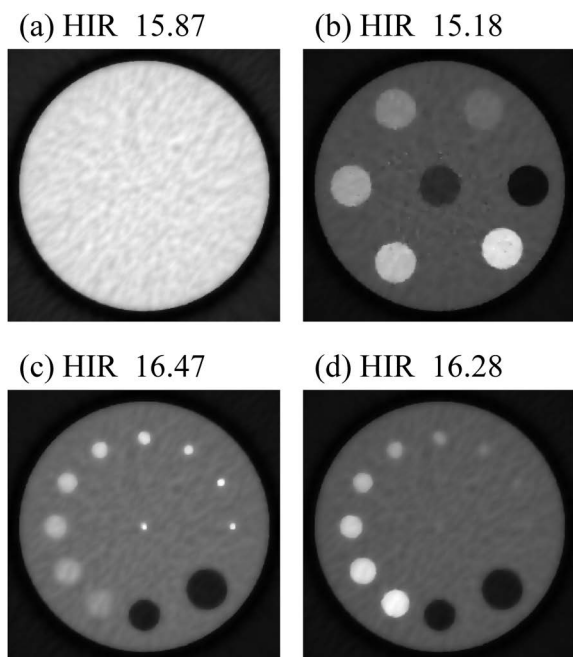


Fig. 8 Phantoms A–D images reconstructed by the hybrid IR method for projection data corrupted with 30 dB noise

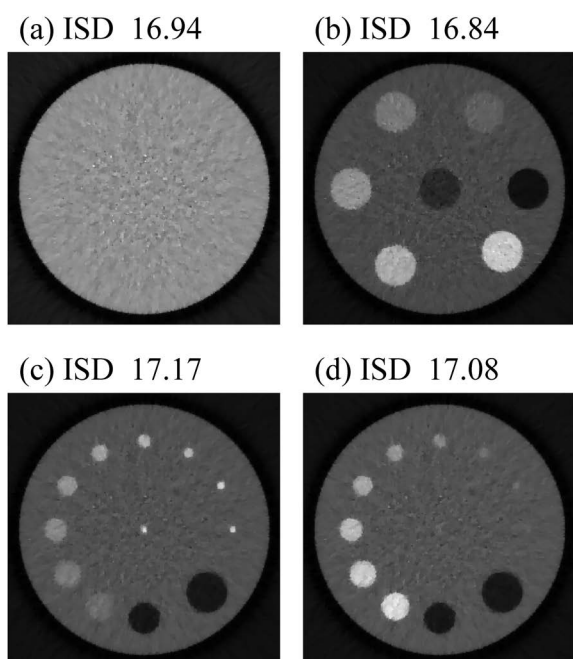


Fig. 9 Phantoms A–D images reconstructed by the ISD method for projection data corrupted with 30 dB noise

法の RMSE を示す。Hybrid IR 法では Phantom A の β を 0.02, Phantom B の β を 0.03 とした。ISD 法では Phantom A と B の β をいずれも 0.06 とした。Phantom A と B で 30 dB の投影データに対し TV による正則化を行わないときの RMSE は 30.5–31.8 となり、Fig. 7 の正則化を行ったときの RMSE に比較し大きく視覚観察による雑音も顕

著であった。そのため、Fig. 7 では正則化を行ったときの RMSE のみを示している。Fig. 7 の RMSE は Fig. 4 の TIR の RMSE に比べ大きかった。Fig. 8 に Phantom A–D について Hybrid IR 法の画像を示す。Phantom C と D の β を 0.06 とした。Fig. 9 に Phantom A–D について ISD 法の画像を示す。Phantom C と D の β を 0.06 とした。Hybrid IR 法の RMSE は ISD 法の RMSE よりも若干小さいがいずれも True IR 法の RMSE に比べ大きい

Phantom A–D の RMSE は True IR 法、Hybrid IR 法、ISD 法でそれぞれ 4.28–5.70, 15.87–16.47, 16.94–17.17 であった。FBP 法と FBP_G 法はそれぞれ 27.64–33.02, 8.14–17.28 であった。True IR 法、Hybrid IR 法、ISD 法の反復回数 100 に要する演算時間はそれぞれ 35, 23, 15 秒であった。

3.3 True IR 法における初期画像の影響

本節では、先行研究で解説された True IR 法には初期画像をどのように設定するかについて記載されていないため、True IR 法における初期画像の影響について実験した。Hybrid IR 法では (19) 式のように初期画像は値 0 に設定されている。この場合、1 回目の更新では投影データを Ramp フィルタ補正後に逆投影するので、(18) 式の True IR 法においても同様に初期画像を値 0 にして投影データの逆投影でよいと考え、3.1 節の True IR 法は初期画像に値 0 の 256×256 画素の矩形画像を用いた。また、True IR 法の初期画像を Hybrid IR 法の初期画像に統一することで両者の比較がしやすくなると考えたことも理由にある。Fig. 2, Fig. 4 からわかるように、正則化を行わない IR_D の RMSE に比較し、正則化を行う TIR の RMSE は小さい。Fig. 3, Fig. 5 の画像の視覚観察においても IR_D の画質よりも TIR の画質はよい。しかし、RMSE の改善や画質の向上に正則化が重要なのか、値 0 の初期画像が重要なのか、またはそれら両方が重要なのかについて、これまでの実験では明らかではない。そこで、Phantom A と Phantom B に共通して、値 0 の矩形画像 (Rect_0) を初期画像とする以外に、値 0.0001 (Rect_0.0001), 0.001 (Rect_0.001), 0.01 (Rect_0.01) の矩形画像を初期画像にして実験を行った。数値は線減弱係数の値 (cm^{-1}) を示す。画像再構成条件は Fig. 2(d) と同じく 30 dB の投影データに対し正則化の重み係数 β を 5, 反復回数を 100 にした。結果を Table 2 に示す。これから矩形画像を初期画像にした場合、(18) 式の尤度の微分における

$$\frac{\partial L(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} = \mathbf{A}^T (\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y}) \mathbf{D} \quad (31)$$

順投影の値の違いは RMSE に影響しないことがわかった。

次に、初期画像を矩形画像から別の種類に変え実験を行った。Phantom A では FBP 画像の Fig. 3 (d) (FBP_A), それをガウスフィルタ処理した Fig. 3 (e) (FBP_A_G) の

Table 2 RMSE dependence on the initial image used in the true IR method

Initial image	Phantom A	Phantom B
Rect_0	4.28	5.54
Rect_0.0001	4.28	5.54
Rect_0.001	4.29	5.55
Rect_0.01	4.39	5.58
FBP_A	4.62	5.78
FBP_A_G	3.15	4.61
FBP_B	5.06	5.46
FBP_B_G	3.76	4.91

Rect_0 represents the image with 256×256 pixels having a linear attenuation coefficient of 0 cm^{-1} , and numerical values of 0.0001 and others represent the linear attenuation coefficients of each image. FBP_A and FBP_A_G represent the images of Fig. 3(d) and Fig. 3(e), respectively. FBP_B and FBP_B_G represent the images of Fig. 5(d) and Fig. 5(e), respectively.

他, Phantom Aと線減弱係数分布の異なるPhantom BのFig. 5(d) (FBP_B), それをガウスフィルタ処理したFig. 5(e) (FBP_B_G)を初期画像にした. Phantom BではFBP画像のFig. 5(d), それをガウスフィルタ処理したFig. 5(e)の他, Phantom AのFig. 3(d), Fig. 3(e)を初期画像にした. Table 2のように, 初期画像を対象と同じ線減弱係数分布のFBP画像あるいは対象と異なる線減弱係数分布のFBP画像にしても, 矩形画像のときのRMSEと大きく変わらなかった. 初期画像をFBPの平滑化画像にするとRMSEはやや改善した. 以上の結果から, True IR法において初期画像の影響はほとんどないことが明らかになった. (16)式は凸関数の2次関数と凸関数のTotal variationからなるので目的関数も凸関数になる. この場合, 最急降下法の収束性は保証されており, 十分な反復計算で得られる解(収束点)は初期解に依存しない. Table 2の結果はこの事実を示していると考えられる.

4. 考 察

再構成画像の画質は3種類の統計的画像再構成法においてTrue IR法が一番優れ, 以下, Hybrid IR法, ISD法の順であった. 後者の2つの数値評価の差は僅かであった. Hybrid IR法, ISD法はいずれもRampフィルタを用いたFBP法で初期画像を作成する. Hybrid IR法は画像再構成を逐次近似法で行うが, 本研究によってFBP法で増幅された雑音を画像再構成中に抑制することは困難であることが示された. ISD法はFBP法の初期画像の雑音抑制を逐次近似法で行うが, Hybrid IR法と同様に一度FBP法で生じた雑音を抑制することは困難であることが示された. この結果に基づくと, 以下は推論の域を出ないが, 商用CTでHybrid IR法やISD法が用いられる場合, Rampフィルタの周波数特性を高域側で落とした再構成フィルタを用い作成した画像を初期画像とするのかもしれない. こうすることで分解能と雑音のバランスをとることが考えられる.

検出器の分解能による劣化がなく線積分で表される投影データに対しては, 逆投影のぼけ補正にRampフィルタを用いたFBP法が分解能の点で一番優れ, 逐次近似法によってこの分解能を上回ることはいない. 正則化を行えばさらに(16)式の最小化において第1項の寄与が減少するため分解能は不利になる. そのため, 画像の分解能の点からは投影データの分散のみを考慮し正則化を行わない統計的画像再構成のIR_Dで画像を得ることが望ましい. しかし, Fig. 2, Fig. 4に示すように25 dB, 30 dBの雑音であっても正則化を行わないと画像再構成中に生じる雑音の増幅を抑制することは困難である. True IR法の初期画像として, 値0の画像もしくは画像の投影の最大値(平均値)が投影データの最大値(平均値)に比較し約1/100未満になるような一定の値を持つ矩形画像が推奨される. このような初期画像のもとで, True IR法は値0の初期画像から逐次近似法に正則化項を加えることで雑音を抑制しつつ高周波数成分の回復を図るため, 正則化関数の種類と重み係数に応じ分解能と雑音のバランスがとれた再構成画像が得られる. その結果, Fig. 6のFBP, FBP_G, TIRのRMSEに大きな差を生じる. 一方, 正則化によって雑音が抑制され画像は観察しやすくなるが, Phantom Dの画像で認識できるのはFBP, FBP_G, TIRのいずれも番号3からの小円である. Phantom Dのような低コントラスト画像における小円の描出はFBP法とTrue IR法で差がない. この理由は以下のように考えられる. 本研究ではシステム行列に検出器の分解能を入れていないが, 検出器の分解能特性を半値幅2mmから5mmのガウス関数で近似しこれをシステム行列に含めた別の数値実験ではFBP法の画像はぼけを生じる. これに対しTrue IR法の画像は雑音が抑制されるとともにぼけがある程度補正される. 商用CTにおいて逐次近似法のMTFがFBP法のMTFよりも優れる理由は, 前者のシステム行列に検出器の分解能特性が組み込まれるためである.

本研究ではTV以外の正則化関数を試みていないが, 開発したプログラム環境において, 平滑化を強める2次関数形やエッジ保存を強める非2次関数形などの正則化関数について画質に及ぼす影響を調べることができる⁹⁾.

5. 結 論

本研究は先行研究で示された数式に基づき3種類の統計的画像再構成法の雑音抑制効果について数値ファントムを用い調べた. 本研究で得られた知見は以下の3点である. 1) 統計的画像再構成の画質に大きく影響する因子は, 目的関数の最小化における投影データの統計的性質を示す分散ではなく正則化項である. 2) True IR法において初期画像の影響はほとんどないが, 簡便性の観点から値0の初期画像が推奨される. 3) Hybrid IR法, Image space denoising法は初期画像に用いるFBP画像の雑音の影響を強く受け, 画像

再構成あるいは雑音抑制処理に正則化を含む逐次近似法を用いても True IR 法の RMSE に近づけることは困難である。

謝辞

本研究に関し貴重なコメントと助言をいただいた量子科学技術開発研究機構 放射線医学総合研究所主任研究員 田島英朗博士に感謝申し上げます。また、本研究をはじめのきっかけを与えていただいた応用物理学会放射線分科会 幹事 田島英朗博士（同上）並びに首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域 眞正浄光准教授に謝意を表します。

付記

本研究の一部は応用物理学会放射線分科会医療放射線技術研究会と多用なニーズに対応する「がん専門医療人材」養成プラン、首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学域医学物理士コースの共催企画による「放射線を利用した医用イメージング装置における画像再構成の基礎と応用」（2018年3月東京都荒川区）、第115回日本医学物理学会学術大会（2018年4月横浜市）で発表した。本研究の利益相反に関わる事項はない。

参考文献

- 1) Tibault JB, Sauer K, Bouman CA, et al.: A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. Med. Phys. 34: 4526–4544, 2007
- 2) Yu Z, Tibault JB, Sauer K, et al.: Accelerated line search for coordinate descent optimization. In Proc. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conf. 6498: 2841–2844, 2006
- 3) Purdue University Biomedical Engineering Web Page. <https://engineering.purdue.edu/BME/AboutUs/Newsletter/2011/December2011> (accessed August 5, 2017)
- 4) 工藤博幸：低被曝CTにおける画像再構成—統計的画像再構成，逐次近似画像再構成，圧縮センシングの基礎—。Med. Imag. Tech. 32: 239–248, 2014
- 5) Sauer K, Bouman CA: A local update strategy for iterative reconstruction from projections. IEEE Trans. Signal Process. 41: 553–548, 1993
- 6) Zeng LG: Medical image reconstruction: A conceptual tutorial. 125–145, 153–156, 2010, Springer, Germany
- 7) Rudin L, Osher S, Fatemi E: Non-linear total variation noise removal algorithm. Phys. D 60: 259–268, 1992
- 8) Nocedal J, Wright SJ: Numerical optimization second edition. 101–134, 2006, Springer, Germany
- 9) 篠原広行，橋本雄幸：逐次近似CT画像再構成のコンピュータ支援学習プログラム。医学物理 38 (Sup. 1): 101, 2018

解説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム①『医学物理学の発展に必要な医療安全の理解』

ASTRO “Safety is No Accident” や世界の事例紹介

水野秀之*

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所

ASTRO “Safety is No Accident” and World Case Reports

Hideyuki MIZUNO*

National Institute of Radiological Sciences (NIRS)

1. 背景・目的

2012年に米国放射線腫瘍学会ASTROが、放射線腫瘍学関連学会とともに「Safety is No Accident」を作成した¹⁾。関連学会には米国医学物理士会AAPMや米国放射線科認定委員会ABRを始めとして12団体が名を連ねる。この文書の目的は、安全な放射線治療を実施するためのガイドランスであり、放射線治療施設の設備や構造、放射線治療のケアプロセス、放射線治療に関わる各職種の専門性と役割、品質管理／品質保証の手順や条件を明示している。さらに職種間のコミュニケーションやワークフロー／効率性、人の行動に影響を及ぼす因子、ピアレビューなど安全性促進のための項目にも触れ、あらゆる側面から放射線治療の安全な施行について検討している。1991年に発刊された通称Blue Book(Radiation Oncology in Integrated Cancer Management: Report of the Inter-Society Council for Radiation Oncology)²⁾のアップデートとしても位置づけられている。Blue Bookはスタッフや機器、品質保証に関する基準を設定し、部門長や診療の指導者にとっての重要な指針となってきた。20年を経て更新された本書を、第112回学術大会の医療安全シンポジウムの導入として紹介した。本書は国立がん研究センター研究開発費（課題番号26-A-28）「質の高い放射線治療の普及と均てん化のための基盤研究」の研究班による和訳版もあるので、是非、ご一読いただきたい。また、これ以外にも世界各国ではIAEA、ESTROなど医療安全に資する事例集なども提供されており、その幾つかも有益な情報源として紹介した。

2. Safety is No Accident概要

本書の概要は下記のとおりである。

第1章 放射線腫瘍学におけるケアプロセス

最初の章では放射線治療のケアプロセスを患者評価、治療への準備、放射線治療の実施、放射線治療のマネジ

メント、評価と治療後の経過観察の5つの運用区分に分類して概説している。

第2章 放射線腫瘍学チーム

この章ではチーム員の役割と責任、必要な資格及び訓練、生涯教育と認定資格の維持の重要性について述べた後、スタッフ配置要件を具体的な数字を表にまとめている(Table 1)。以前のBlue Bookでもこの必要スタッフ数の指標は非常に重要な役割を果たしてきたが、そのアップデート版であり、治療関連機器（シミュレータや治療計画機器含む）の個数・患者件数に応じて常勤スタッフ数が算出される表を提供している。今回はIMRTやTomotherapy・Cyberknifeなどの有無も加味された計算式となっている。PhysicistとDosimetristが別に計算されていたり、日本と分業体制が異なる面もあるが、使用しているモダリティはほとんど同様であり、参考になるデータが得られるのではないと思われる。

第3章 安全性

本のタイトルキーワードを冠するこの重要な章では、安全性について多面的に論じている。安全性文化を育む必要性、リーダーシップや各スタッフ権限、ツールの果たす役割、それらの日常業務への取り入れ方などの切り口の節からなり、理想論に終始しがちなこの手のガイドラインから一歩踏み込んで、現実の臨床現場を直視した反省点なども盛り込んだ内容になっており、医療安全への有益なヒントが散見できる。

第4章 放射線腫瘍科における品質保証と品質マネジメント

本ガイドラインのまとめとして、質の高い放射線治療実施に向けた最終ゴールについて記載されている。施設要件に始まり、QAプログラムや手順書の整備、インシデント等報告体制などについての要件、そして外照射・腔内照射・画像機器・治療計画装置等のMinimum device/QA requirementが列挙されている。後半では患者に関連する品質マネジメントとして臨床的な側面も含めた取り組みも求められている。

* 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 [〒263-8555 千葉県稲毛区穴川4-9-1]
National Institute of Radiological Sciences (NIRS), QST, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba 263-8555, Japan
E-mail: mizuno.hideyuki@qst.go.jp

Table 1 放射線腫瘍科の医学物理士ならびに放射線治療計画士のスタッフ配備を計算するためのサンプルワークシート

	サービス - ユニットもしくはライセンス*	システム数*	相対FTE係数		必要FTE		必要な合計FTE	
			医学物理士	治療計画士	医学物理士	治療計画士	医学物理士	治療計画士
線源、線源、システム	マルチエネルギー直線加速器		0.25	0.05				
	シングルエネルギー直線加速器		0.08	0.01				
	トモセラピー、サイバーナイフ、ガンマナイフ		0.3	0.03				
	コバルトユニット, IMRT, PACS, EMR と 輪郭描出		0.08	0.03				
	深部治療ならびに表層治療装置		0.02	0.01				
	マニュアル・ブラキセラピー;LDRシードインプラント HDRブラ		0.2	0.03				
	キセラピー		0.2	0.02				
	シミュレータ, CT-シミュレータ, PET, MRI画像融合		0.05	0.02				
	放射線治療計画装置 (ワークステーション10台あたり) HDR		0.05	0.02				
	治療計画装置		0.2	0.01				
小計								
放射線治療計画士	処置を受ける年間患者数**	患者数**						
	外部照射、3-D治療計画		0.0003	0.003				
	外部照射、従来法治療計画		0.0002	0.002				
	密封線源ブラキセラピー(LDR & HDR)		0.008	0.003				
	非密封線源治療		0.008	0.005				
	IMRT, IGRT, SRS, TBI, SBRT		0.008	0.005				
小計								
非臨床、推定、合計に追加	推定合計(医学物理士&放射線治療計画士)FTE活動**	FTE活動***						
	教育とトレーニング(FTE)		0.667	0.333				
	内部報告書の作成(FTE)		0.667	0.333				
	委員会と会合: Inc. Rad. Safety (FTE)		0.667	0.333				
	経営管理(FTE)		0.667	0.333				
小計								
総計								

*カテゴリ別の治療ユニット、イメージングシステム、ワークステーション、サポートシステム、テクノロジーの合計を記入(カラム3)

** 以下に示すプランニングと治療実施を新規患者の年間例数を記入;新規患者別にカウント(カラム3)

*** 以下に示すカテゴリ別に医学物理士と放射線治療計画士の推定FTE活動を記入。典型的なFTEについてはコンポーネントFTEテーブル参照(カラム3)

3. 医療安全へのヒント

特に重要である第3章の中から、医療安全への有益なヒントを抽出して下記に示す。

・安全性の文化を育む必要性

「安全性と効率の間には密接な関係がある。効率の低いシステムは、スタッフの中に不満、あわてる状況が生じ、時には手を抜くようになる。そのため、安全で効率の高い臨床環境とワークフローを整えるために、全職種が一致して協力する必要がある。」

効率が悪いシステムを変えていくことが重要であるが、それを変えるには上が決めるのではなく、全職種が協力して決めていく必要があることを強調している。そのプロセスが下々のスタッフからの不満もなくし、マニュアルに従った業務遂行が励行されるようになる。

・スタッフ配備／スケジュール

「仕事量が過重であると、エラーを招くおそれがある。逆に仕事量が少ないことも問題である。“状況に対する認識”を維持するには、ある程度のレベルの負荷が必要であるからである。」

勤勉な民族である日本人に当てはまらないこともあるかもしれないが、このような視点は盲点であった。とかく業務過多の繁忙期の場合はスタッフから上への上申(不満など等)も多く、上もフォローする体制を取ったりすることもあると思うが、逆に閑散期の場合に業務量が少ないからといって医療事故のリスクが必然的に下がるわけではなく、逆に上がることもあるという認識を持つ必要があることを指摘している。

・有効性のヒエラルキー（階層構造）

「信念とトレーニングに頼ることは通常行われるが、それは最も効果の低いアプローチである。ニューヨーク州でのエラーに関する大規模データベースにおいては、「ポリシー／手順に従わなかったこと」が最も関係する因子でありイベントの84%を占めた。それに対し、「不適切なポリシー／手順」はイベントの16%にすぎなかった」

日本の現場技師教育において、古くは先輩のやり方を見て覚えろ、という時代・現場もあったと思われる。確かに手順書に書ききれない匠の技は今でもそうかもしれない。ただ、医療事故防止のための最低限の手順書は必要である。その手順が励行されたことを確認するチェックリストが使われることも現場では多いが、そのチェックリストについては下記の3項目が必須であると強調している。

- ・自ら行う仕事に集中している(They are focused on the task at hand)
- ・ユーザーはその有用性を信じている(The user believes in their utility)
- ・ユーザーはそれらを使用することが強制される(The user is forced to use them)

どれも説得力のある項目であり、どれが欠けても有効なチェックリストとして機能しないことは明らかである。たまに膨大な数のチェック項目があるチェックリストを見ることがあるが、上記3点を念頭に本当に有効なチェックリストなのかを再考してはどうかと思う。

・ヒューマンファクター工学

「銀行のATMでは、現金を受け取る前に戻されたキャッシュカードを受け取るようになっていく。同様に、特定の機能を持ったコンソール（操作盤）の操作ボタンをどの装

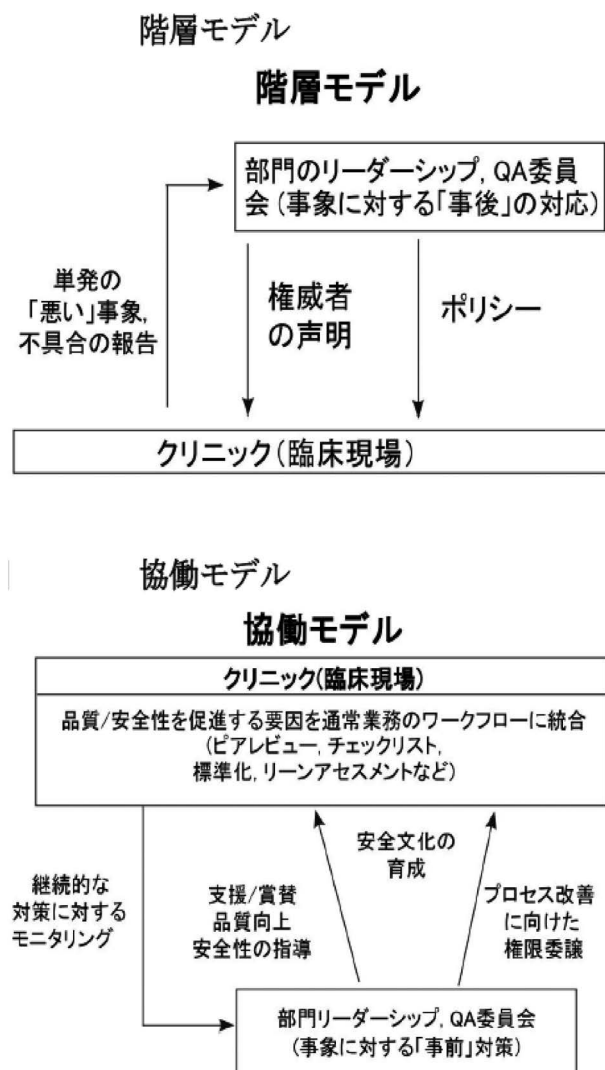


Fig. 1 階層モデルと協働モデル

置でも同じ位置に配置すれば、ユーザーは装置を予測可能な形で正しく操作することができる。雑音や中断、目障りになるものを減らすようにデザインされた作業空間では、安全性が向上する。照明や室温、机の高さを調整することが、作業効率に影響を及ぼすことが実証されている。」

言われてみればその通りで、きっとATMの能力的にはキャッシュカードと現金を同時に受け取るようにできるのであろうが、そうなるキャッシュカード忘れが多発することになるだろう。日常の中にも医療安全に活かせることのヒントがある例である。

・過誤とニアミスの対策

「熟練スタッフは、状況に適應するスキルがとても高いため、起こった問題に対して迅速に対処する方法を知っていることが多い。しかし、事前に起こりうる問題を認識しているとは限らない。ニアミスについて調べることは、過誤につながる業務プロセスの問題を特定するために強力な効果がある。」

確かに事前に起こりうる問題を認識できるかどうかは事

故防止で決定的に重要になるだろう。ニアミスについて調べるのが重要かどうかは、それを調べた人にはわかる。如何ともしがたい結論が出てくることがあるが、何かしら改善に結びつくヒントがあることが多い。

・日常業務への安全性の組み込み

「安全性や品質向上の取り組みは、日常業務とは別のものと見られることが多い。(中略)このようにして定められた規則等は、往々にして無視されることがある。これは残念な歴史である。望ましい取り組み方とは、臨床業務の構造の中に安全への配慮を根付かせ、それが臨床業務を包括する自然な構成要素として見えるようにすることである」

Fig. 1に悪い例として提示されている階層モデル、良い例として提示されている協働モデルを示す。最近ではQA委員会などが設置された病院も増えてきている。ただ、そこがQA活動の中心になるのではなく、臨床現場自身がQA活動の中心になることが望ましいとされている。なかなか簡単なことではないかもしれないが、そのような安全文化を一人一人に醸成することを通じて、医療安全は保たれるのではないだろうか。

4. 世界各国のインシデント報告体制

Safety is No Accidentでも強調されていることであるが、インシデント報告体制は事故防止にとって不可欠な取り組みであり、世界的にも複数の報告システムが存在する。

IAEAにはSAFRON (Safety in Radiation Oncology)³⁾と呼ばれるインシデント・ニアミス報告システムがあり、2012年の稼働後、1,300件以上の事例が掲載されている。簡単なアカウント設定で閲覧が可能になっている。

ESTROの後押しで作成されたROSI (Radiation Oncology Safety Information System)⁴⁾も同様のシステムであり、2001年に設立され、こちらにも1,000件以上の事例が報告されている。

ASTROとAAPMが協同して始めたRO-ILS (Radiation Oncology Incident Learning System)⁵⁾は2014年設立とまだ新しいシステムである。ところが事例についてはすでに1,700件を超えており、上記の3つの中では最近ではもっとも活発に情報発信している。

日本にも公益財団法人日本医療機能評価機構が行っている医療事故情報収集等事業があり、2004年に厚労省より引き継いでヒヤリ・ハット事例の収集・公表を行っている。

5. 結 論

医療安全の向上のため、有益な資料は国内だけでなく国外にも多くあり、本シンポジウムでそれらを紹介する機会を与えていただいたことは大変貴重であったと思う。このシンポジウムを企画いただいた垣花泰政大会長にこの場をお借りして御礼を申し上げます。

参考文献

- 1) ASTRO, Safety is No Accident: A Framework for Quality Radiation Oncology and Care, 2012, ASTRO, Fairfax, VA (https://www.astro.org/uploadedFiles/Main_Site/Clinical_Practice/Patient_Safety/Blue_Book/SafetyisnoAccident.pdf)
- 2) Radiation Oncology in Integrated Cancer Management: Report of the Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991 (<https://www.aapm.org/pubs/reports/BLUEBOOK.pdf>)
- 3) <http://rpop.iaea.org/SAFRON>
- 4) <http://www.rosis.info/index.php>
- 5) <https://www.astro.org/RO-ILS.aspx>

解説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム①『医学物理学の発展に必要な医療安全の理解』

**医学物理学の発展に必要な医療安全の理解
—システム構築とノンテクニカルスキルの事例—**岡本裕之*, 中村哲志, 西岡史絵, 飯島康太郎, 竹森望弘, 中山広貴,
相川亜子, 芝田祥宏, 加藤 融, 阿部容久, 井垣 浩, 中山優子, 伊丹 純

国立がん研究センター中央病院放射線治療科

Efforts toward Patient Safety: Development of System and Education of Non-Technical SkillHiroyuki OKAMOTO*, Satoshi NAKAMURA, Shie NISHIOKA, Kotaro IJIMA, Mihiro TAKEMORI, Hiroki NAKAYAMA,
Ako AIKAWA, Yoshihiro SHIBATA, Toru KATO, Yoshihisa ABE, Hiroshi IGAKI, Yuko NAKAYAMA, Jun ITAMI
Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital

Advanced radiotherapy such as intensity-modulated radiotherapy offers many advantages of high accuracy and efficiency of radiotherapy. To date, many technical guidelines with description of quality assurance and quality control have been reported. However, some reports indicated that human factor and environment is major cause of radiotherapy incidents. If radiotherapy systems depend on automation and computer system, individual risk management is degraded and ability of preventing radiotherapy incidents weaken. Recently, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) task group-100 was reported and it has a new concept guideline, which proposed the comprehensive risk management and education of non-technical skills for overall radiotherapy processes. The TG-100 recommends implementation of process map, reporting system, risk assessment such as failure mode and effects analysis (FMEA) and fault tree analysis (FTA) especially for advanced radiotherapy. In this paper, we described effective and efficient procedures to improve the treatment processes and education of non-technical skills using the such management tools proposed by the TG-100 guide-lines.

Keywords: advanced radiotherapy, non-technical skill, quality management, process map, reporting system**1. はじめに**

医療技術の発展に伴い、年々定位放射線治療や強度変調放射線治療、画像誘導小線源治療などの高精度放射線治療の件数が増加している。一方で過誤照射の主な要因は、装置や機械の機能的欠陥だけでなく、治療従事者のトレーニング不足や操作ミス、プロセスの問題などヒューマンファクターと作業環境にも関連してきた¹⁾。例えば、米国原子力規制委員会(NRC)の報告によると放射線治療照射事故の60%以上はヒューマンエラーが原因とされている²⁾。安全かつ効率的に治療を施行するためには、多職種による切れ目のない連携と治療プロセス全体に対する品質管理マネジメント、ノンテクニカルスキルの強化が不可欠である。そのようななか、2016年に米国医学物理士会(AAPM)から「放射線治療の品質マネジメントにおけるリスク分析の適用: TG-100³⁾」が刊行された。このガイドラインは、これまでの技術的なガイドラインとは異なり、ノンテクニカルスキルの記載や高度化・複雑化する放射線治療に対し、効率的な品質マネジメントの手法を提案している。具体

的には、TG-100では、放射線治療プロセスマップおよびレポートシステムシステムの導入、各事象に対するリスクアセスメントの実施を推奨している。本報告では、これらのガイドラインを参照し、物理・工学の視点から見た放射線治療の医療安全と当院での取り組みについて報告する。

2. 放射線治療プロセスマップ

Fig. 1に示すように安全に治療を提供することを共通目的として、1つのプロセスマップを築き上げ、運用することが重要である。このプロセスマップはフィッシュボーンスタイルで記載され、各職種が担う作業内容を縦軸に、全体の流れを横軸に表している。可視化することにより全体の流れと各職種の連携が明確化される。当院のように大規模病院であるほど職種間の分業により、情報を共有し作業を統一することが容易でない。特に、医療事故を回避するために、失敗から得られるリスクマネジメント、被害の影響を最小限に抑えることができる危機管理、この2つを含むノンテクニカルスキルを育む教育プログラムが必要である。一方で、物理工学の技術を用いることにより、プロ

* 国立がん研究センター中央病院 放射線治療科 [〒104-0045 中央区築地5-1-1]
Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital, 5-1-1 Tsukiji, Chuo-ku, Tokyo104-0045, Japan
E-mail: hiokamot@ncc.go.jp

セスの自動化・効率化が期待でき、きめ細かな医療を提供できる。しかし、コンピュータに依存しすぎればノンテクニカルスキルが低下する恐れがある。人でしか判断できない領域、機械やシステムに委ねられる領域を判別できるように、教育プログラム、そして診療体制を再強化せねばならない。医療技術の発展とともに両者のバランスを考え、全体の放射線治療プロセスマップを再構築していく必要がある。

3. 放射線治療体制

国立がん研究センター中央病院は汎用リニアック4台、特殊治療装置としてCyberKnife (Accuray), MRIdian (Viewray Inc.), 小線源治療用にRALSを所有している。年間原発部位別新患数で2,500例以上を治療し、医師は11名で半数がレジデント、1台の装置に2名の技師、医学物理士6名（非常勤職員3名）の運用体制である。各職種の業務内容は以下の通りである。

医師：最善の医療提供のために、医師は放射線治療カンファレンスや各科とのカンファレンスにて放射線治療の適応判断、治療方針を検討している。放射線治療計画においては、レジデントの輪郭の囲みを含めた治療計画内容のダブルチェックをし、全治療計画内容について医学物理士がダブルチェックを行っている。すべての患者の治療開始時、計画変更時に、治療方針、放射線治療計画内容、リニアックグラフィー、IMRTの検証結果について、医師、技師、医学物理士が参加するカンファレンスにて全員で確認している。照射期間中は患者1名につき医師2名以上（スタッフ2名またはスタッフ1名とレジデント1名）が診察を担当し、急性有害反応の観察と対処、治療継続の可否、体形変化や腫瘍縮小に伴う治療計画変更の必要性などの判断をし、各職種とも情報共有している。治療終了後は有効

性と遅発性有害反応の観察をし、照射野内や照射野辺縁の再発または重篤な有害反応が生じた場合に、放射線治療カンファレンスにて線量分布を含めた治療計画内容の確認とともに問題点や今後の対策、支持療法について協議し、各職種とも情報共有をしている。

技師：安全で精度の高い治療を行うために当院では装置の安全管理とヒューマンエラーの防止に努めている。装置の安全管理では初期性能の維持と安全性を確保するため、定期精度管理プログラムを構築し、実施している。放射線治療の精度向上には、治療装置の品質管理、安全管理、治療にかかわるスタッフの安全管理体制を確立することが重要になる。ヒューマンエラーの防止は、些細なことでもエラーにつながるような事例について報告シートを作成している。背景と要因を分析し、具体的な対策方法を考える。原因と対策法については、多職種間で情報共有を行うため放射線治療科全員で集まり、月1回報告会を行っている。

看護師：がん放射線療法における安全を保証する看護支援として、治療環境の整備と症状マネジメントが挙げられる。安全かつ安楽な治療環境を提供するために、患者へのオリエンテーションを通して再現性確保の必要性について説明を行う。また、疼痛、嘔気、呼吸苦に対する症状コントロールや薬剤効果に応じた呼び出し時間の調整や搬送方法についてアセスメントを行い、電子カルテを用いて病棟看護師や診療放射線技師との情報共有を図っている。放射線療法の環境として、マウスピース、体位による呼吸状態の悪化や嘔吐による窒息の危険を含んでおり、看護師間でフィジカルアセスメントや緊急時対応について話し合う機会を設けている。

医学物理士：治療計画装置（Eclipse™ 10 台、XiO® 1 台、Multiplan® 3 台、Oncentra® Brachy 1 台、VariSeed™ 1 台）の管理を担当している。全例の治療計画を医学物理士

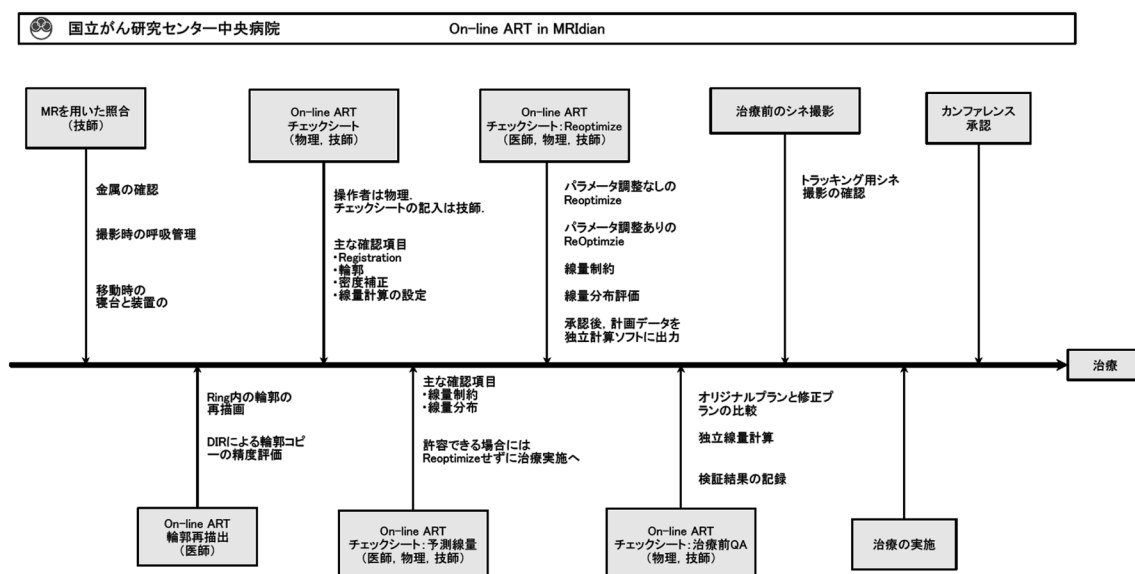


Fig. 1 Example of process map in on-line adaptive radiotherapy

 ニアミスインシデント報告書 国立がん研究センター中央病院

発生日時		
発端者		
発見者		
一次確認者		
チェック回数	☐ 回目	
発見レベル	☐ シミュレータ ☐ 治療計画 ☐ データ入力 ☐ 照射直前 ☐ 照射中 (Fr) ☐ 照射後 ☐ その他	
当該検証法で検出されない場合の次の検証法を記載	☐ あり () ☐ あり (システム上で検出) ☐ なし	

治療計画	CTシミュレータ	☐ 患者誤認 ☐ 撮影ミス ☐ 原点付け忘れ ☐ 付属品入力ミス ☐ その他
	X線シミュレータ	☐ 氏名、ID ☐ マシンID ☐ エネルギー ☐ 処方(総線量/分割回数など) ☐ 深さ ☐ 照射野 ☐ 照射条件(ガントリ・寝台・コリメータ) ☐ 付属品誤認(シェル、バイト、スタイロなど) ☐ 付属品入力ミス(シェル、バイト、スタイロなど) ☐ その他
	外照射: TPS	☐ 照射野関連(MLC, Jaws) ☐ マシンID ☐ 処方(総線量/分割回数など) ☐ アイソセンタ/評価点 ☐ コース・プランID ☐ ボーラス ☐ 線量計算アルゴリズム ☐ 不均質補正 ☐ 照射条件(ガントリ・寝台・コリメータ) ☐ エネルギー ☐ ウェッジ ☐ 線量ノーマライズ ☐ ドキュメント(指示) ☐ MU値 ☐ その他
	小線源: TPS	☐ 氏名、ID ☐ 線源強度 ☐ ケーブルの長さ ☐ オフセット ☐ アプリケータ座標 ☐ カテーテルの番号 ☐ カテーテルのトレース精度 ☐ 処方(総線量/分割回数, ウェイトなど) ☐ その他
データ入力	MU計算	☐ 氏名、ID ☐ エネルギー ☐ 深さ ☐ 照射野サイズ ☐ 線量 ☐ ガントリ角度 ☐ ウェッジ ☐ MLC ☐ 補正係数 ☐ その他
	装置入力	☐ 氏名、ID ☐ エネルギー ☐ Time ☐ 総線量/分割回数 ☐ ウェッジ ☐ 照射野関連(MLC, Jaws) ☐ 照射条件(ガントリ・コリメータ・寝台) ☐ 線量率 ☐ MU値 ☐ コメント ☐ その他
	外照射: H&S/RIS	☐ エネルギー ☐ 総線量/分割回数 ☐ 照射条件(ガントリ・コリメータ・寝台) ☐ Field ☐ A/P ☐ 等価正方形照射野 ☐ 深さ ☐ OPF ☐ TMR ☐ ウェッジ係数 ☐ 補正係数 ☐ MU値 ☐ ボーラス ☐ コメント ☐ 照射方法 ☐ 治療・照準撮影予約 ☐ その他
	小線源: H&S/RIS	☐ 線源強度 ☐ 線量 ☐ アプリケータ種類 ☐ 線源停留時間 ☐ その他
治療	実照射	☐ 照射位置不良 ☐ 照射角度 ☐ 付属品不装着 (ボーラス、バイト、シェル、枕、ウェッジ、その他) ☐ RALS (アプリケータ脱落、線源搬送、線源停留位置、線源停留時間) ☐ 照射中断(故障、容態急変、その他) ☐ その他
	照合撮影	☐ 位置不良 ☐ 誤登録 ☐ 十字板 ☐ 撮影忘れ ☐ 付属品不装着 ☐ その他
	患者対応	☐ 誤認 (患者確認、出稼依頼、入室) ☐ 転倒 ☐ 転落 ☐ 待機時間 ☐ 点滴 ☐ 接触、挟まれ ☐ その他 ☐ 実施入力 (内容、門数、管理料)
その他	☐ 破損 () ☐ その他	
分析(原因)	☐ やり忘れ ☐ やり間違い ☐ マニュアル違反 ☐ 知識不足 ☐ 能力不足 ☐ コミュニケーションエラー ☐ システムエラー	
マニュアルに記載の有無	☐ 有 ☐ 無し (☐ 記載要, ☐ 記載不要)	
内容		
対策1		
対策2		

Fig. 2 Reporting system

Table 1 Near-miss incidents from reporting system

外照射	小線源治療
RISに治療方針がなく当日発覚 胸壁・鎖骨上窩でのモノアイソセンタの設定ミス MLCマージンの設定ミス IMRTに造影画像を使用 照合用と治療用のアイソセンタが不一致 CTVでIMRTを計画 CTV-PTVマージン設定の誤り TPS上でCT原点の変更	線源位置シミュレータの使用の誤り 線源位置シミュレータの長さの読み間違い アプリケータ座標系のセッティングミス オフセット値の入力間違い 皮膚縫合部で計測ルーラが通らず短い長さで計測 カテーテル損傷による内部への浸出液侵入

がダブルチェックし、再発予防のための情報発信に取り組んでいる。IMRTにおいては医師とともに線量分布の改善点を中心に議論している。技師と連携を図り、照射実施時の安全性を確保している。週に1回医学物理士の会議を開き、治療計画関連のエラーやIMRT治療計画手法の改善点などを協議している。

4. レポートシステム

当院では、患者に実害を及ぼした事例に関しては院内のレポートシステムを利用している。これはTowards Safer Radiotherapy (Fig. 3.1)⁴⁾に従えば、レベル1, 2, 3に該当する。一方、潜在的にインシデントとなりうる事例ではあるが、通常の業務内で防ぐことが可能となった場合



Fig. 3 Radiotherapy process training

に関しては、部門内で構築したレポートシステムを利用している。これはレベル4,5に該当する。当院では、このニアミスインシデントを含めた日常的に起きるイベントを強制的に収集することにより、治療プロセスの見直しを行い、スタッフ間のルールの再確認と情報共有を図っている。

レポートの方法としては、発見者とエラーの発端者がFig. 2に示されたレポートを完成させる。該当する項目にチェックし、直接的な原因と起きた背景、必要に応じて対策などを記載する。項目はこれまで起きた事例を解析し、よく起きるイベントから選定している。フォーム記入後、指定のボックスに投函し、担当者が毎月集計する。毎月集計したデータは月1回昼休憩の時間帯に、技師、医学物理士、放射線腫瘍医、看護師、医療安全室のスタッフが出席し、各装置の担当主任が1ヶ月間に起きた事例を報告

Table 2 CT simulation stage in radiotherapy process training

項目	要点
総論	・照射方向を考慮した体位の決定 ・再現性、安定性、患者自身の快適さを考慮した固定具の使用 ・撮影範囲 ・再現性の良い原点設定 ・無理な体位による再現性の悪化
患者説明	・単純、造影、吸気、呼気時の説明および呼吸のマネージメント ・治療の数十日間にわたる体位維持の重要性 ・リラックスした状態 ・信頼関係の構築
固定具の管理	・バックロックの穴などの検査 ・在庫の管理
全脳	・Uタイプシェルは全脳のみ（固定精度は劣る）に使用
頭頸部	・3, 4, 5点シェルの治療部位、用途と照射精度によるシェルの使い分け ・マウスピースの目的（固定精度、副作用の低減） ・肩の位置、顎の位置の重要性(IMRT, 3DCRT) ・肺領域を照射する場合、V20の評価のため全肺が必須
乳腺	・両手上げ台（固定位置を変更したときのルール） ・ベースプレートの減弱
骨盤部	・バックロック、足台等（再現性の確保） ・膀胱、直腸の管理、プロトコル参照 ・ガス、便がある場合の対応
四肢	・モールドケアとスタイロ（再現性の確保） ・照射方向の検討
撮影プロトコル	・現在すべてFC03（ビームハードニング補正） ・計算に使用する画像（計算範囲を考慮） ・単純と造影時、呼気と吸気時など、患者体動を極力抑えた複数回の撮像 ・初回と変更CTの体位について（なるべく同じ体位） ・CT-電子濃度変換テーブル：管電圧の変更は禁忌
特殊な原点設定	・四肢 ・FOVについて、治療担当技師、物理士と相談
ボーラス	・直接法とTPS上で再現する方法 ・計画者に伝えるようにRISに記載

Table 3 TPS stage in radiotherapy process training

項目	要点
総論	・ 2D と 3D の治療計画 ・ TPS 関連の過誤照射を説明 ・ TPS 内のデータ構成 ・ 治療計画の流れ（計画者、日数、提出日、チェック者、治療オーダー） ・ 3DCRT と IMRT の造影画像の運用
画像の取り込み	・ 撮影日の確認 ・ 座標系 ・ CT 原点の TPS 上の表記 ・ 単純、造影、4D 画像のファイル名 ・ 誤送時の対応
輪郭描出	・ 計算上の Body の扱い ・ GTV, CTV, ITV, PTV, OAR の定義 ・ SM, Inter-/Intra- fraction. 各部位のマージン ・ 輪郭描出機能の説明（論理演算、V20 時の評価） ・ 寝台の取り扱い、治療時の Lat 表記 ・ 人工骨、造影、アーチファクト時の対処
線量計算から承認	・ アイソセンタの TPS 上の表記 ・ ICRU 処方、3DCRT では平坦度が重要 ・ 処方の種類 → 「報告資料あり」 ・ 3DCRT と IMRT の処方の違い ・ 治療部位とエネルギーの選択 ・ ガントリ (180E)、干渉チェック時のルール ・ FIF, MLC の設定方法、体表面上のフィールドの確認 ・ ボーラスの設定（直接法と TPS 上で再現する方法を説明、光照射野を用いたボーラス形状の再現） ・ 線量計算アルゴリズム（種類と計算上のプライマリ/セカンダリ画像の扱い） ・ DVH の定義と評価方法の説明（V20 など） ・ DRR の作成（異なる階調処理での画質変化） ・ Setup field の作成 ・ レポート印刷と紙面上の指示 ・ MU 値の独立検証法 ・ RIS 上の記載（IMRT、定位、加算請求、寝台位置など）と画像転送 ・ 計画承認と治療承認 ・ IMRT の立案と検証プランの作成

する。議論の焦点としては、根本的な発生原因とその背景、対策の有無、再発予防策、過去に起きた類似事例の共有などが挙げられる。Table 1 に、外照射、小線源治療において当院で実際に起きた重大な事故につながる可能性があった事象を示す。これらの事象をデータベース化し、部門内で共有することにより、スタッフの入れ替えが起きた場合でも効率的な教育を行うことができる。

5. 放射線治療工程研修

当院では多職種参加型の教育プログラムを実施している。放射線治療のプロセスマップに従い、放射線治療すべての工程：I. 固定具、II. シミュレーション、III. 治療計画、IV. 治療前準備、V. 治療、VI. 治療後検証において、診療手順の確認作業を行っている。Fig. 3 に示すように人体模擬ファントムをもとに、熟練の診療放射線技師、医学物理士が新人研修生を対象として行うものである。Table 2, 3 は、研修の際に配布する CT シミュレーション、治療計画ステージの資料であり、各ステージの重要な項目をリスト

アップしている。指導者は、この項目をもとに過去の経験や失敗などを教え、ノンテクニカルスキルの向上をねらう。研修の最後に理解度チェックを実施し、必要に応じて追加説明をする。

6. 結 論

物理工学の技術を用いることによりプロセスの自動化・効率化が期待でき、きめ細かな医療提供が可能となる、しかし、自動化への依存は、ノンテクニカルスキルの低下を招く。ノンテクニカルスキルの向上を目指した教育プログラムが必要不可欠であり、医療技術の発展とともに両者のバランスを常に考え、最善の放射線治療プロセスを再構築する必要がある。

謝辞

本研究は、がん研究開発費（中山班 30-A-14）「安全で効果的な質の高い放射線治療の実施体制確立のための基盤研究」の助成を受けて行われた。

参考文献

- 1) WHO (World Health Organization): Radiotherapy Risk Profile—Technical Manual. 2008, Geneva. http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf (accessed May 2, 2018)
- 2) Duffey RB, Saull JW: Know the Risk: Learning from Errors and Accidents: Safety and Risk in Today's Technology. 2003, Butterworth-Heinemann Publications, Burlington, MA
- 3) Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al.: The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. Med. Phys. 43, 4209–4262
- 4) BJR report, Towards Safer Radiotherapy. https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field_publication_files/Towards_saferRT_final.pdf (accessed May 2, 2018)

著者紹介

岡本 裕之（おかもと・ひろゆき）

（現職名）主任医学物理士 国立がん研究センター中央病院放射線治療科

（専門分野）放射線医学物理, 小線源治療

解説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム①『医学物理学の発展に必要な医療安全の理解』

放射線外部照射での患者安全へ向けて

太田誠一*

大阪大学医学部附属病院医療技術部（現所属：京都府立医科大学附属病院放射線部）

Efforts toward Patient Safety in External Radiotherapy

Seiichi OTA*

Department of Medical Technology, Osaka University Hospital

In past decade, several reports for patient safety in radiotherapy were published. Process of radiotherapy has been recognized complex because its sub-processes are performed with interaction by multidisciplinary team. Thus, there are many opportunities to occur human failure such as communication error and equipment operation error in the sub-process. This tutorial paper was focused non-technical issues towards patient safety in external radiotherapy.

Keywords: patient safety, radiotherapy, multidisciplinary team, incident learning

1. はじめに

この10年の間に放射線治療の安全性に関する報告書が多く発刊され¹⁻⁴⁾，世界保健機構(WHO)発刊のRadiotherapy Risk Profileには，1976年から2007年までの約30年間に発生したインシデント報告がまとめられている¹⁾．ここで，インシデントとは患者に危害がおよんだアクシデントおよび事前に発見されたニアミスの両方を含むものとする．過去においては，治療計画装置のコミッシュニングにてインシデントが多く発生していたが，近年では，不注意によるデータの取り違いや連絡漏れ等，主にヒューマンエラーによるインシデントが増加の傾向にある．本解説では，より安全な放射線治療の提供体制へ向けて，従来の医学物理が担うテクニカルな項目とは異なり，主にノンテクニカルな項目について解説する．

2. リスクアセスメントとリスクマネジメント

リスクマネジメントのプロセスを行うためには，まず，解決すべき課題，めざすべき目標の設定を行う必要がある．JIS Q 31010:2012 (IEC/ISO 31010:2009) リスクマネジメント-リスクアセスメント技法によれば，リスクマネジメントとは，リスクアセスメント（標準化された手技の明確化，データの収集，リスクの特定，分析，評価等）を行い，状況を把握したうえで，チーム内での議論を通じ対応を検討し，継続したモニタリングを行うことと示されている⁵⁾．リスクアセスメントの方法論は多数あるが，次節にて，米国医学物理学学会(AAPM)にて紹介されている方法に

ついて述べる．一般企業のリスクマネジメントとは異なり，医療本来の目的である質の確保（クオリティマネジメント）に主眼をおいている．

3. AAPM TG-100レポートに示される手法

AAPM TG-100レポートではリスクアセスメントを行うためのツールが示されている．このレポートでは，他のレポートが焦点を当てる装置に関する技術的内容ではなく，放射線治療におけるプロセスの脆弱性や多様性に起因して安全を損ないうる事象に注目している．具体的には，前向きなリスクの評価，治療のプロセスと各施設に特化したリスク解析とマネジメントの方法，一般的なIMRTでの適応例が示されている．リスクアセスメントにはさまざまな方法があるが，TG-100では，(1)プロセスマッピング，(2) Fault Tree Analysis (FTA)，(3) Failure Mode Effect Analysis (FMEA) が最も効率的なアプローチであろうとしている．優先順位の高い項目について，クオリティマネジメントを行っていく手法である．

3.1 プロセスマッピング

フローの作成は，各個別プロセスを可視化し，前段階のプロセスと後につづくプロセスの関連を検討するのに有用である．Fig. 1に示すように左から右へと治療のメインのフローがあり，各プロセスの中のサブプロセスについても記載することで詳細を把握することが可能となる．また，各プロセスの関連として，例えば，Fig. 1中の矢印に示すように固定具作成は，CTシミュレーションや初回および

* 京都府立医科大学附属病院放射線部 [〒602-8566 京都府京都市上京区河原町通広小路ル梶井町465]
Department of Radiology, University Hospital, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kawaramachi-Hirokoji, Kamigyoku-ku, Kyoto 602-8566, Japan

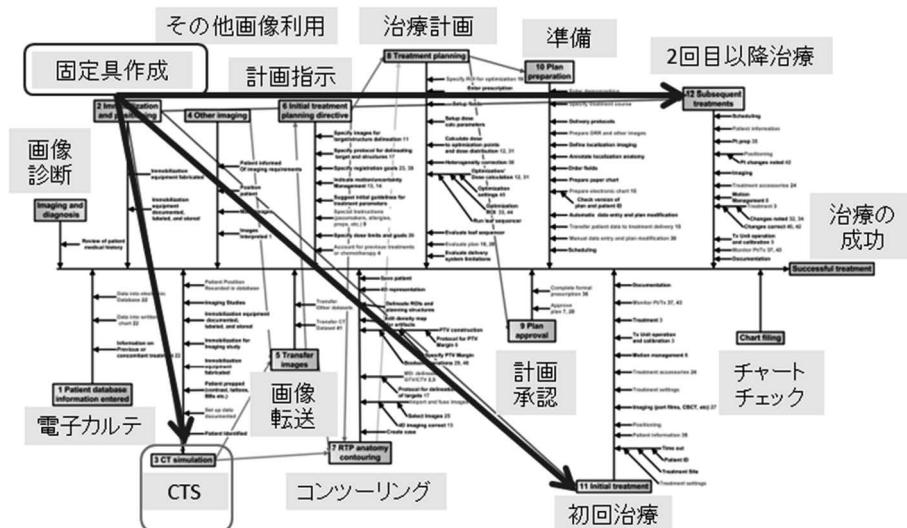


Fig. 1 プロセスマップの例（文献4の図を引用し改変）

2回目以降の治療に影響する。このような全体のプロセスの可視化は、チーム内で議論するうえで重要であり、FMEAを行ううえで不可欠である⁴⁾。また、各プロセスを「番地付」することで、プロセスの管理が行いやすいとしている。放射線治療のプロセスは各施設で異なることが多いと考えられるが、他にもプロセスを検討するうえで参考になる報告がある^{2, 6, 7)}。

3.2 Fault Tree Analysis (FTA)

FTAは、もともとシステムに発生が予測される不具合を防止するために事前解析技法として開発されたが、トラブル発生後に原因を探ることを目的に用いられることも多い。Fig. 2にFTAの一例を示す。実際の治療のフローとしては図中の右から左に進むが、FTAでは、図中の左から右の方向に検討することで発生した結果（インシデント）の原因を追究し、対策を検討する。図中の囲みのエラー等が「失敗」の内容であるとする、その背景（原因）にはいくつかの理由が考えられ、その例として装置やソフトの不備や人的要因などがある。図中の基本論理回路記号のOR回路は、原因となる事象のいずれかが発生した際に「失敗」が起き、次のプロセスに伝搬していくことを示している。Fig. 3に「失敗」の原因や「失敗」の伝搬に対する対策を加えたフローを示す。対策はAND回路で接続されており、対策が不十分であった場合に、次のプロセスに伝搬していく。この例では、装置やソフトの不備については、コミショニングを行うことでその発生頻度を下げ、人的要因については、標準化や教育等で、「失敗」が起きる頻度を下げようとしている。それでも、一定の確率で発生するであろう「失敗」の伝搬を防ぐために、あとに続くプロセスにて「失敗」を検出する機会を設けている。FTAは、失敗を可視化することにより、対策のタイミングや意義についてもチーム内で共有することが可能となる。

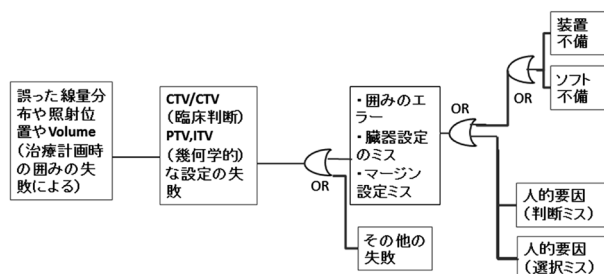


Fig. 2 コントロールやマージン設定の失敗に関するFTAの例

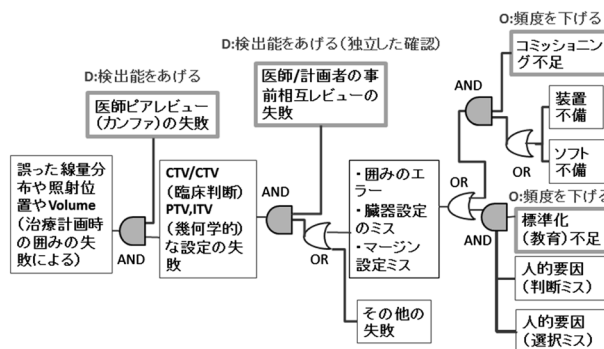


Fig. 3 Fig. 2に示すFTAにクオリティマネジメントを追加した例

3.3 Failure Mode Effect Analysis (FMEA)

FMEAは、各プロセスにおいて起こりうる「失敗」の可能性について評価することを目標としており、潜在的な「失敗」（FMEAでは故障モードと呼ばれる）が潜在的な結果（起こりうるインシデント）に及ぼすインパクトを検討するための手法である。FMEAの実施は、下記の作業を含んでいる。

- ・可能な限り多くの故障モードを特定する。
- ・各故障モードの背景にある原因を可能な限り特定する。
- ・Fig. 2のように故障モードが検出されず、あとに続くプロセスでも検出されないと仮定して、潜在的に起こりえるインシデントに対する故障モードの影響を決定する。

Table 1 AAPM TG100に示される O , S , D の評価値 (文献4の表を引用し改変)

Rank	Occurrence (O)		Severity (S)		Detectability (D)
	定性的	頻度 (%)	定性的	カテゴリー	検出できない可能性 (%)
1	ほぼ発生しない	0.01	影響なし		0.01
2		0.02			0.2
3		0.05	許容	許容	0.5
4	比較的発生しない	0.1	マイナーな線量誤差	補正が可能または有意な差が出ないと考えられる (例: 意図より5%以下の差)	1
5		<0.2	耐容線量または過小線量		2
6	時折発生する	<0.5		線量, 位置, ボリューム設定の違い (例: 意図より5-25%の総線量差)	5
7		<1	重篤な障害の可能性 (または過小線量)		10
8	繰り返し発生する	<2			15
9		<5	重篤な障害の可能性が高い	線量, 位置, ボリューム設定の違い (例: 意図より25%以上の総線量差)	20
10	必ず発生する	>5	破滅的		>20

Table 2 各プロセスにおける潜在的な失敗 (故障モード) と影響と結果およびRPN値 (文献4の表を引用し改変)

対応優先順位 (Step #)	サブプロセス (項目#)	作業項目	潜在的な 故障モード	潜在的な 失敗の原因	潜在的な 失敗の結果	発生頻度 (Avg.O)	影響度 (Avg.S)	検出難度 (Avg.D)	Avg. RPN (= O^*S^*D)
1 (#31)	4-CTV決定のための画像取得	6-画像閾値 (FDGのSUV等)	腫瘍の認識ミス	トレーニング不足, 意思疎通の齟齬	コントロールの失敗	6.5	7.4	8	388
2 (#58)	7-臓器のコントロール	GTV/CTV, その他のコントロールの最適化	臓器の囲み間違い, 誤ったマージン	標準化の欠落, 人的要因, 焦り等	誤ったコントロールと線量分布 (高リスク)	5.3	8.4	7.9	366
3 (#204)	12-治療	照射	リニアックのハードウェア (MLC, MU, プロファイル等)	不適切な装置 QA, 標準化の欠落, 人的要因等	誤った線量, 線量分布, 照射位置等	5.4	8.2	7.2	354

FMEAでは, 下記に示す3つのパラメータ (O , S , D) をもちいる.

- ・ O (Occurrence, 発生頻度): 特定の故障モードの原因が発生する可能性
- ・ S (Severity, 影響度): 故障モードが検出または修正されなかった場合の最終的な結果への影響の重み
- ・ D (Detectability, 検出難度): プロセスの中で, 故障モードが検出されない可能性

Table 1に示されるように, 各パラメータは10段階 (1: 最も軽微, 10: 最も重大) で評価され, これらの3つのパラメータを乗じて, リスク優先度数 (Risk Priority Number, RPN) を定量値として得る. RPNの範囲は1-1000であり, 数値が高い故障モードをランク付けし, 対応の必要性の優先順位づけを行う. ただし, この手法の限界として, 発生頻度と検出の難度 (D) に関する測定データを示す文献が非常に少なく, また, 各パラメータの重みづけは評価者の経験に大きく依存する可能性が挙げられる. よって, 現状においては, チーム内の複数の評価者でRPNを算出し, 優

先順位の高いプロセスについてコンセンサスを得るというのが現実的である. また, 高いRPNを示すプロセスだけでなく, 高い S (影響度) を示すプロセスに注意を払うことも重要である. TG100においては, S の数値8以上を示すプロセスについてはRPNにかかわらず注目すべきとしている.

最終的には, Table 2に示すように, RPNが高く優先的に対応が必要なプロセスや作業内容の特定, FTAにて検討した該当プロセスで起こりえる故障モードやその原因と起こりえる結果 (インシデント), RPNとその成分など一覧にし, どのような失敗がどのような背景で起こりえて, その結果がどのようなものかを検討することで, クオリティマネジメントにつなげていく. ここで, O , S , D の数値が整数でないのは施設内でのコンセンサスを得るために, 複数の評価者の平均を用いているためである.

4. 人の行動の分類と失敗

根本原因を追究するうえで, 人の行動と失敗を理解する必要がある. 人は, 外界からの情報 (入力) を認識し, そ

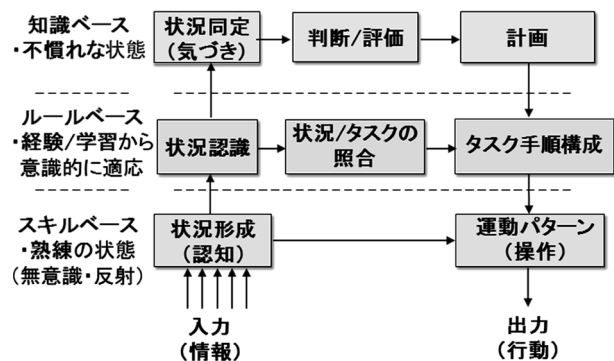


Fig. 4 ラスムッセンのSRKモデル

れに対応する行動を計画して行動（出力）するが、注意力の度合いはそのときの状況および作業者の熟練度によって異なる。ラスムッセンらは、人の行動は、熟練度および注意の度合いにより、Fig. 4に示すような3つのレベルに分けることができるとした⁸⁾。ラスムッセンのSRKモデルとして広く知られている。

・知識ベースの行動

人は不慣れた行為や複雑な操作を行うときには、状況を認識し、問題解決のため過去の知識や経験をもとに積極的に考えて、何度も行為を計画、確認しながら行動することがある。経験の浅い者は知識ベースの行動をとることが多い。

・ルールベースの行動

Aのタスクの後はBのタスクといったようにルールに則って行う行動とされている。マニュアル等が整備され、その通りに実行すれば問題は起きないとされる行動がルールベースの行動にあたる。

・スキルベースの行動

人は、一切考えることなく反射的に行動することがあり、何度も繰り返し訓練するうちに、初学者が知識ベースの行動から徐々にルールベースの行動となり、最後は特に意識することなく行為を完了できるスキルベースの行動をとるようになる。

Reasonらは、SRKモデルと人の失敗の原因についても分析し⁹⁾、人の失敗は、意図しないエラーと違反に分けられるとしている。意図しないエラーは、スリップ、ラプス、ミステイクに分かれている。

Fig. 5に示すように、スリップとラプスは、スキルベースに関連づけられており、スキルベースのエラーは自己を監視する注意力の低下による「自己監視の失敗」が関わっているとしている。スリップは、行動の選択や実行段階で発生し、ラプスは、意図（計画）を記憶する段階で発生する失敗としている。例えば、スリップは、熟練や慣れによ

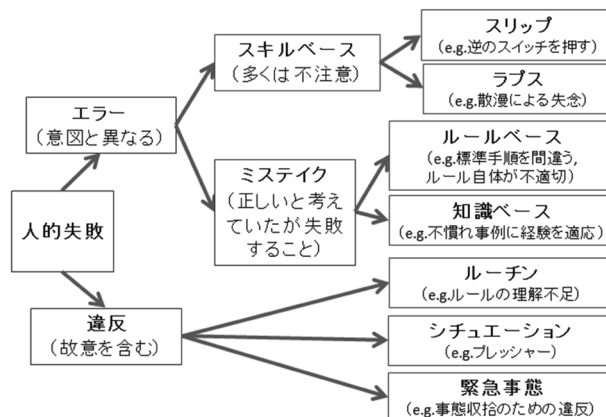


Fig. 5 SRKモデルと人の失敗の原因

り、現在行っている行為から注意がそれることにより発生することが多く、ラプスは、他者からの声かけなどにより今行っている行為を忘れることで発生することが多い。

ルールベースと知識ベースの失敗は、ミステイクに分類されており、行為自体は正しく実行できたが、計画や手順の構成の段階での失敗により発生するものとしている。ルールベースのミステイクは、知識や経験が蓄積すると問題の解決方法が固定化してしまい、状況に即した正しい方法が取れなくなることにより発生する。現在、行っている行為に集中しているものの、なぜそれをするのかという理由については意識しないことから誤った方法を選択し発生することが多い。また、知識ベースのミステイクは、経験自体が乏しいために元々の解決方法を知らなかったり、誰もが経験したことのない状況の際に正しい解決に導くことができなかったりしたために起こってしまうものである。違反については、意図的に行うものであり、他の施設のルールを適応するなど施設のルーチン自体を無視するものや時間の切迫や緊急事態を収拾するために正しい手順を行わないなどがこれにあたる。それぞれの失敗への対処の方法については、Table 3に示す（文献10の表を改編）。

5. クオリティマネジメントの実施

事前のリスクアセスメントにより、破滅的な状況を回避することは重要であるが、既に稼働しているプロセスのモニタリングも重要である。Table 4に、当院にて発生した治療計画と照射におけるインシデント内容と発生割合および対策を示す。ここで示すインシデントの発生割合は、実際のプロセスで発生 (Occurrence) し、かつ治療開始前に検出できなかった (Detectability) 割合となる。インシデントへの実際の対策の一部を下記に示す。

・治療計画

治療開始前のシニア放射線腫瘍医によるコントロールを含む事前の計画レビュー（教育：知識ベースの失敗の防止、違反防止）。

Table 3 エラーの発生状況と失敗の種類および基本的な対処法（文献10より引用し改変）

エラーの発生状況		失敗の種類	対処方法
標準に問題	標準手順がない	知識ベース	標準の作成
	標準に技術的誤り	ルールベース	標準の技術的最適化
	管理されていない	ルールベース	標準の維持・改定管理
作業者が標準作業を行わなかった	標準を知らない	知識ベース	教育
	ルールの適応失敗や技術不足により標準作業ができない	ルールベース, 知識ベース	訓練（経験）
	標準を無視（違反）	違反	標準を守る必要性の指導（動機付け）、作業環境整備
標準が確立され、遵守されている	標準に無理がある	ルールベース	作業計画の見直し
	エラーが起きやすい作業	スキルベース	フルプルーフ（自動化やインターロック）、ダブルチェックやチェックリスト利用

Table 4 2012–2015年に発生した治療計画と照射におけるインシデントと施行治療コース(n=2350)に対する発生割合

プロセス	内容	失敗の種類	コース(n=2350)に対する割合(%)
治療計画	標的設定, 予防照射領域の設定 (軽微な変更が必要)	違反（ルーチンの理解不足）、知識ベース（不慣れ、知識不足）	1.4
	過去の照射部位の左右間違いにより一部領域が過剰照射		
	曖昧な指示, 計画承認後の指示変更	違反（伝達ルーチンの違反、ルール自体の無視）	0.1
	意図しない計画で治療開始	違反（時間制限のある中で、十分な確認が行えず、意図と異なるプランで照射）	0.04
照射	誤った位置照合による不正確な位置での照射	ルールベース（思い込み）、違反（シチュエーション）、知識ベース（標準手順がない）、スキルベース（確認不足）	0.2
	固定具の間違いによる不正確な位置への照射		
	意図しない操作による不正確な位置への照射		
	照射すべきビームを照射せずに照射終了（1回のみ）		0.1
	あやまった位置（距離）での電子線照射	ルールベース（SSDが通常と異なる、思い込み）	0.04
	設定と異なる方向からの照射 (ガントリ角度をカウチ位置と勘違いしてオーバーライド)	スキルベース（不注意）	0.04

治療開始後の複数放射線腫瘍医でのプロトコル確認の機会増加、症例レビューの回数を週1回から2回へ（標準の管理：知識ベース失敗の防止、違反防止）。

・照射

定期的に研修会を開催することで過去のインシデント事例の振り返りを行い、照射業務手順の意義を確認する（訓練、標準の管理：知識ベース、ルールベースの失敗の予防、違反の予防）。

固定具間違い防止のため、固定具の色とRIS登録画面上の文字色を同じにする（環境の整備：カラーコーディングによるスキルベースの失敗の防止）。

複雑な症例については、援助体制（照射担当以外に俯瞰的な独立した確認、オペレーションの確認を行うスタッフの配置）を確立（ダブルチェック：ルールベ

ースの失敗、スキルベースの失敗の防止）。

事前のプロセスの検討に加え、インシデントレポーティングシステム等によるプロセスのモニタリングを通して、インシデントの発生状況を把握し、チーム内でPDCAサイクルを回すことにより、より安全な状態を目指すべきである。患者に影響が及ばなかったニアミスやヒヤリハットについては結果が伴わないインシデントであるため、将来のインシデント防止のためにも注目する必要がある¹¹⁾。病院全体のレポーティングシステムは放射線治療に特化した項目がないため、放射線治療部門独自のレポーティングシステムを構築することも質の改善につながる^{2, 7, 12)}。また、検討した対策が故障モードの発生頻度(O)を下げるのか、故障モードの検出能(D)を向上させるのか、FTAにて可視化をするとチーム内で対策や行っているプロセスの意義を

共有しやすくなる。例えば、レビューの回数の増加は、失敗の検出能(D)を向上させ、同時に教育を行うことで発生頻度(O)を下げる意図がある(Fig. 3)。また、治療計画は作業的にストレスがかかるプロセスであり、インシデント発生割合が他のプロセスに比べ多いことが報告されている¹³⁾。治療計画は非常にパラメータが多く、確認作業も煩雑である。チェックリストの活用も失敗を防ぐために有効^{7, 14)}であるが、作業者のセルフチェックやダブルチェックを容易にし、失敗の検出能向上を目的としたスクリプト開発が行われ公開されている¹⁵⁾。

6. おわりに

解決すべき課題と目標を達成するためには、さまざまな専門性、役割、責任を有したスタッフの積極的な調和と努力が重要である。異なる職種間での適切で明確なコミュニケーションは、お互いの機能や役割の理解を深めることにつながり、リスクを低減することできる^{2, 12)}。プロセスマップによる運用の可視化、FTAにおける原因の追究と対策のタイミングと意義の共有、FMEAによる優先順位づけ(数値化によるチーム内でのコンセンサス)を活用することで、チームでの円滑なコミュニケーションおよび協議が円滑になり、体系的で透明性のあるリスク運用管理が可能になると考える。

参考文献

- 1) World Health Organization: Radiotherapy Risk Profile. 2008, Geneva http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf (accessed November 23, 2009)
- 2) British Institute of Radiology, Institute of Physics and Engineering in Medicine, National Patient Safety Agency, Society and College of Radiographers, The Royal College of Radiologists: Towards Safer Radiotherapy. 2008, London https://www.rcr.ac.uk/docs/oncology/pdf/Towards_safer_RT_final.pdf (accessed May 1, 2009)
- 3) American Society for Radiation Oncology: Safety is No Accident: A Framework for Quality Radiation Oncology and Care. 2012, Fairfax, VA https://www.astro.org/uploaded-Files/Main_Site/Clinical_Practice/Patient_Safety/Blue_Book/SafetyisnoAccident.pdf (accessed May 1, 2013)
- 4) Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al.: The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. Med. Phys. 43: 4209, 2016
- 5) 日本工業規格: リスクマネジメント—リスクアセスメント技法—。2012
- 6) 放射線治療かたろう会: 放射線治療計画におけるリスクマネジメント。2010 <http://katarou-kai.kenkyuukai.jp/journal2/index.asp?> (accessed March 31, 2018)
- 7) Ford EC, Fong de Los Santos L, Pawlicki T, et al.: Consensus recommendations for incident learning database structures in radiation oncology. Med. Phys. 39: 7272–7290, 2012
- 8) Rasmussen J: Skills, rules, and knowledge: signals, signs, and symbols, and other distinctions in human performance models. IEEE Transactions on Systems, Man, & Cybernetics. SMC-13: 257–266, 1983
- 9) Reason J: Human error: Models and management. West. J. Med. 172(6): 393–396, 2000
- 10) 中條武志: 人間行動に起因する事故の未然防止のための方法論の体系化。品質 32: 225–237, 2002
- 11) Barach P, Small SD: Reporting and preventing medical mishaps: Lessons from non-medical near miss reporting systems. BMJ 320: 759–763, 2000
- 12) Ota S, Monzen H, Sumida I, et al.: Quality improvement in external radiation therapy using a departmental incident-reporting system and multidisciplinary team efforts. J. Nucl. Med. Radiat. Ther. 6: 2, 2015
- 13) Mazur LM, Mosaly PR, Jackson M, et al.: Quantitative assessment of workload and stressors in clinical radiation oncology. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 83: e571–576, 2012
- 14) Gawande A: The Checklist Manifesto: How to Get Things Right. 2010, Metropolitan Books, New York
- 15) Wakita A: PlanCheck. 2015 <https://github.com/wakita-ncc/PlanCheck> (accessed March 31, 2018)

著者紹介

太田 誠一 (おおた・せいいち)

(現職名) 京都府立医科大学附属病院

医療技術部放射線技術課 診療放射線技師, 医学博士

(専門分野) 放射線治療技術, 医学物理, 医療安全

2018年4月, 大阪大学医学部附属病院より京都府立医科大学附属病院に籍を移し放射線治療に従事。本稿は, 大阪大学医学部附属病院での経験をもとに述べた。

解説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』

米国の核医学分野における医学物理士と日本の現状との比較

津田啓介^{*1}, 福士政広²¹ つくば国際大学診療放射線学科² 首都大学東京大学院人間健康科学研究科

Comparison between Medical Physicist in the Field of American Nuclear Medicine and Japanese Present Conditions

Keisuke TSUDA^{*1}, Masahiro FUKUSHI²¹ Department of Radiological Sciences, Tsukuba International University² Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

1. はじめに

医学物理士とは、国際労働機関(International Labour Organization; ILO)の国際標準職業分類(International Standard Classification of Occupations; ISCO) ISCO-08においてMedical Physicist「物理学に関連する科学的知識を医療の分野に応用する職業」と規定されている職を指す。日本では「放射線医学における物理的および技術的課題の解決に先導的役割を担う者」と定義され、医療に放射線物理学や物理工学を応用利用する専門家として、適切な放射線医療の実施および普及に貢献する医療職である。国内における医学物理士の認定は1987年の日本医学放射線学会医学物理学認定制度から始まっており、日本医学放射線学会、日本医学物理学会および日本放射線腫瘍学会の3学会を財産の拠出者として2009年に一般財団法人医学物理士認定機構が発足し認定を行っている。

医学物理士の業務は下記に示す4分野に大別されている。

i) 放射線治療物理学分野

X線や粒子線を利用してがんを治療する放射線治療における装置開発、物理的品質管理などを通して有害事象を抑え、がんを効果的に制御することをもって健康に寄与する。

ii) 放射線診断物理学分野

X線や粒子線を利用してがんを治療する放射線治療における装置開発、物理的品質管理などを通して有害事象を抑え、がんを効果的に制御することをもって健康に寄与する。

iii) 核医学物理学分野

放射線同位元素を使って病気の診断や治療をするための装置の開発、画質向上、被ばく線量と画質の管理などにより健康に寄与する。

iv) 放射線防護・安全管理学分野

放射線の害を最小限に抑え健康に寄与する。

国内では、放射線治療分野において医学物理士の需要が高まっており、「がん診療連携拠点病院等の整備について」(厚生労働省健康局長通知)(平成26年1月10日)において、“専任の放射線治療における機器の精度管理、照射計画の検証、照射計画補助作業等に携わる常勤の技術者等を1人以上配置すること。なお、当該技術者等は一般財団法人日本医学物理士認定機構が認定を行う医学物理士であることが望ましい。”と記載されており、医学物理士のこれからの医療に対する貢献が大きく期待されている。

2. 日米における医学物理士認定

日本で医学物理士になるためには、医学物理士認定機構が実施する医学物理士認定試験に合格し、業績基準を満たした上で認定を受ける必要がある(Fig. 1)。2018年3月14

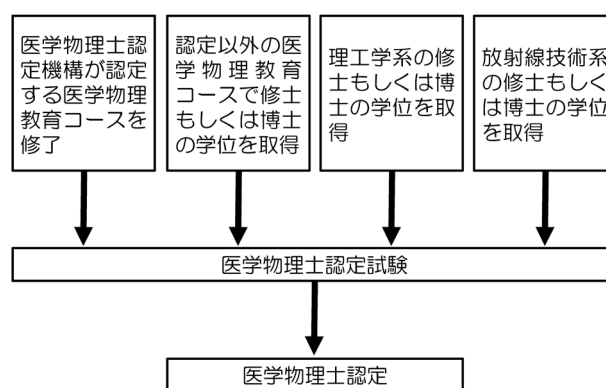


Fig. 1 医学物理士認定に至るまで

詳細は医学物理士認定機構のホームページの医学物理士認定制度規定(<http://www.jbmp.org/certification/regulations/>)を参照頂きたい。

* つくば国際大学診療放射線学科 [〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-20-1]

Department of Radiological Sciences, Tsukuba International University, 6-20-1 Manabe, Tsuchiura, Ibaraki 300-0051, Japan
E-mail: k-tsuda@tius.ac.jp

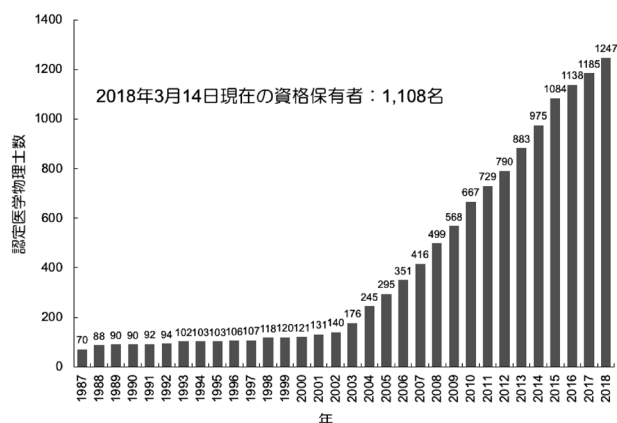


Fig. 2 日本の認定医学物理士数

1987年–1995年：日本医学放射線学会医学物理学者認定制度，1996年–2008年：日本医学放射線学会医学物理士認定制度，2009年以降：医学物理士認定機構医学物理士認定制度となっている。

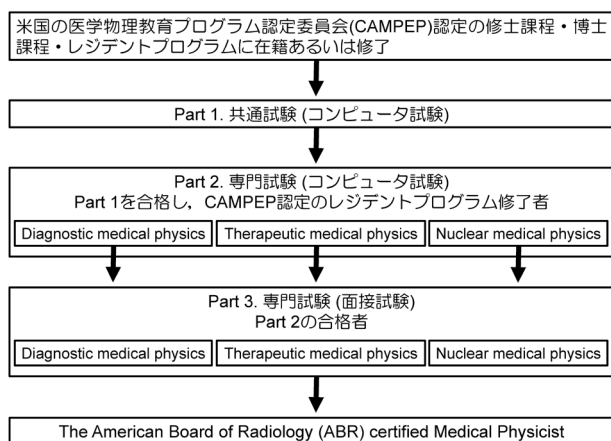


Fig. 3 米国において医学物理士認定に至るまで

詳細は The American Board of Radiology (ABR) のホームページ (<https://www.theabr.org>) を参照頂きたい。

日現在，国内の認定医学物理士数は1,247名であり，資格保有者は1,108名である (Fig. 2)。一方，米国で医学物理士になるためには，米国の医学物理教育プログラム認定委員会 (Commission on Accreditation of Medical Physics Education Programs; CAMPEP) 認定の修士課程・博士課程・レジデントプログラムに在籍あるいは修了後，共通試験 (コンピュータ試験)，専門試験 (コンピュータ試験) および専門試験 (面接試験) に合格する必要がある (Fig. 3)。

医学物理先進国である米国では約4,400名以上の医学物理士が認定されており，最も一般的な医学物理士は，放射線治療分野で病院に勤務し，臨床診療を主業務として行っている (Fig. 4)。日本の2011年のアンケート調査では，64%が放射線治療分野，21%が診断分野の業務を行っていると回答している。また，がんの3大治療の1つである放射線治療，特にピンポイント照射と呼ばれる定位放射線治療，強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radia-

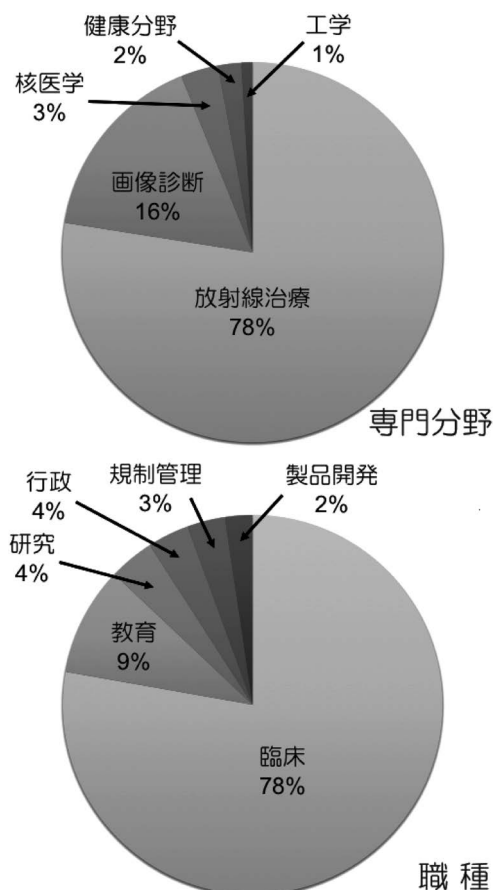


Fig. 4 医学物理先進国である米国の例。上図は専門分野における認定者数割合，下図は職種における認定者数割合

詳細は医学物理士認定機構のホームページの医学物理士とは (<http://www.jbnp.org/it/>) を参照頂きたい。

tion Therapy; IMRT) および粒子線治療 (陽子線治療，重粒子線治療) などの高精度放射線治療を実施する医療機関で医学物理士が活躍している。このため，日本では放射線治療分野において医学物理士の需要が高まっているが，核医学分野の医学物理士に関しては未だ準備段階である。将来，核医学分野においても医学物理士の需要は高まると想定されるため，現段階において海外の先進的な放射線診療施設における核医学分野の医学物理士の業務を把握することは重要である。

3. 米国の核医学分野における医学物理士

筆者は，医学物理士認定機構が実施する医学物理士海外派遣研修生 (2012年度) として，核医学分野を専門とした医学物理士の資質向上を目的として，米国最大規模のがん専門医療機関である M. D. Anderson Cancer Center (MDACC) へ訪問させて頂いた。本稿では，医学物理士としての核医学診療への取り組みについて，日本における核医学分野の医学物理士の現状を踏まえて，米国 MDACC での研修内容について紹介させて頂く。

MDACC における核医学部門では最先端の，SPECT,



Fig. 5 Imaging Physicsにて。(左から) Prof. Tinsu Pan, 筆者

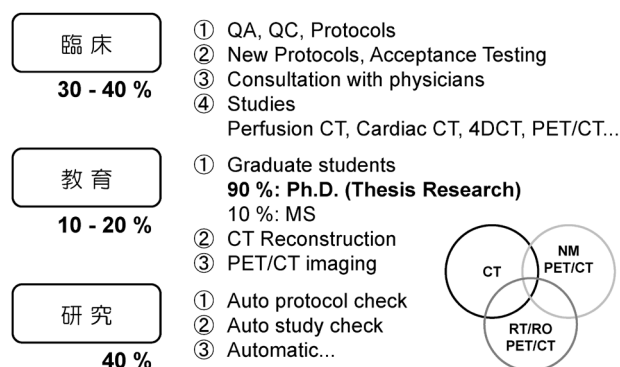


Fig. 6 MDACCにおける核医学分野を専門とした医学物理士の業務。業務割合は、臨床：30-40%, 教育：10-20%, 研究：40%であった

SPECT/CTおよびPET/CTを用いて高精度かつ高品質な核医学診療が行われていた。Imaging PhysicsのProf. Tinsu Panのご指導の下、2013年3月18日(月)~22日(金)の5日間研修させて頂いた(Fig. 5)。核医学分野を専門とした医学物理士の業務は大きく分けて3つあり、臨床、教育および研究であった(Fig. 6)。

臨床業務は、核医学診断装置およびドーズキャリブレーションなどのQA/QC、プロトコル解析、装置導入時の受入れ試験および核医学診断医との協議である。核医学部門におけるスタッフ数は、診療放射線技師(Clinical Nuclear Medicine Technologist; CNMT)17名、医学物理士5名であり、QA/QCでは、医学物理士のほか、医学物理士レジデントおよびPhysics Technologistも加わり円滑に業務を遂行していた。

SPECT部門では、6台のSPECTおよび4台のSPECT/CTが稼働しており、主として骨シンチグラフィが実施さ



Fig. 7 SPECT/CTのQA/QC。上図は左から順にPhysics Technologist, 医学物理士およびCNMTである。下図は左から順に著者, Physics Technologistおよび医学物理士レジデントである

れていた。1日あたり入院患者45件程度の骨シンチグラフィを実施しており、通常の投与開始時刻は午前6時00分であり、最終の投与時刻は午後2時00分であった。医学物理士とCNMTは非常に良好な関係を構築しており、SPECT/CTのQA/QCを実施している間、隣の検査室にて骨シンチグラフィを遂行しているCNMTと適宜相談しながら協働していた(Fig. 7)。また、業務の分業が明確であり、骨シンチグラフィで用いる放射性医薬品や投与後の待機時間など臨床検査に関する質問事項はCNMTからご教示頂き、一方、SPECT/CTの均一性や空間分解能など性能評価試験に関する質問事項は医学物理士からご教示頂いた。

PET部門では、5台のPET/CTが稼働しており、1日あたり80件程度の ^{18}F -FDG腫瘍PET検査を実施していた。検査件数が多いため、通常の投与開始時刻は午前6時30分であり、最終の投与時刻は午後6時30分に至る日もあるそうであった。検査種目は主として ^{18}F -FDG腫瘍PET検査であったが、その他として ^{11}C -methionine、検査件数は少ないが ^{18}F -FLTおよび ^{18}F -NaFも実施されていた。通常、日本におけるPETのQA/QCではNEMA/IEC body



Fig. 8 PET QC Lab. PET画像の画質評価は主にACR phantomを用いて実施していた。

phantomを用いる施設が多いが、MDACCでは、ACR phantomを用いてQA/QCを実施していた(Fig. 8)。また、医学物理士は、患者個々のプロトコルを検査日毎に確認し、放射性医薬品の投与量、撮像条件および検査回数などを最適化し、日々の核医学診療へフィードバックしていた。

教育業務は、主として大学院生の指導である。Imaging Physicsに在籍していた大学院生は90%が博士課程、10%が修士課程の学生であった。講義室前には1週間の講義予定表が掲載されており、著者も受講させて頂いたが、大学院生の講義内容は基礎から臨床まで幅広い内容であった(Fig. 9)。また、博士課程の学生が大多数とのこともあり、学位論文に関する教育指導および研究指導も医学物理士の重要な業務と感じた。

研究業務は、核医学検査を受診する患者が高精度かつ高品質な診療が受けられるよう、直接患者へフィードバックする内容が主であった。放射線腫瘍部門において治療計画を行う際、正確に腫瘍の位置および大きさを同定する必要がある。特に、肺がんなどの呼吸性移動の影響を受けやすい胸部領域では、PET/CTを用いて4D-CTを撮影し、Respiration-Averaged CTによる減弱補正を施したPET画像



Fig. 9 少人数の講義室。講義室前には1週間の講義予定表や米国核医学会での発表ポスターが掲載されており、大学院生は熱心に勉学に取り組んでいた。

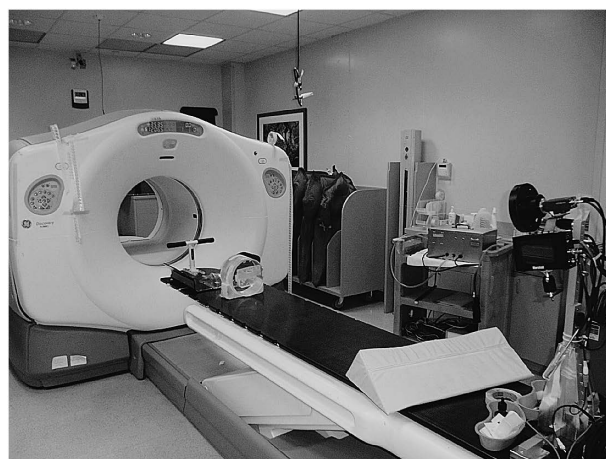


Fig. 10 放射線腫瘍部門に設置されているPET/CT. Real-Time Position Management (RPM)を搭載しており、正確な4D-PET/CTの撮像が可能である。

を用いて肉眼的腫瘍体積(Gross Tumor Volume; GTV)を決定していた。また、Prof. Tinsu PanはRespiration-Averaged CT開発の第一人者であることから、PET/CTを用いて4D-CTを撮影する際は、操作室へ必ず同席し、4D-PETの撮像の際は患者の呼吸波形(状態)を注意深く確認していた(Fig. 10)。さらに、放射線腫瘍部門における研究領域では、PETおよびSPECT画像を積極的に取り入れ、GTVの内部領域へ病巣のViabilityを反映した生物学的腫瘍体積(Biological Tumor Volume; BTV)を作成していた。生体の機能や代謝を描出する核医学診断画像は、治療計画および治療効果判定にも有用性が高く、放射線腫瘍医、核医学診断医および医学物理士が互いに協働し、最先端の研究を遂行していた。

4. おわりに

本稿では、医学物理士としての核医学診療への取り組み

について、米国の核医学分野における医学物理士と日本の現状との比較を踏まえてMDACCでの研修内容について紹介させて頂いた。国内では、放射線治療分野において医学物理士の需要が高まっているが、臨床の核医学分野の医学物理士に関しては、未だ準備段階であると考えられる。米国では核医学分野を専門とした医学物理士が確立されており、その業務領域は大きく分けて臨床、教育および研究の3つであった。米国における核医学分野の医学物理士は、放射線腫瘍医、核医学診断医および診療放射線技師と

互いに協働して臨床・研究を遂行し、大学院生の教育に取り組んでいた。

謝辞

最後に、本稿発表の機会を与えて頂いた、第112回日本医学物理学会学術大会大会長垣花泰政先生をはじめ、運営事務局の先生方へ深謝いたします。また、医学物理士海外派遣研修を助成して頂いた一般財団法人医学物理士認定機構の先生方へ深謝いたします。

解説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』

核医学検査における半定量指標の精度と臨床利用三輪建太^{*1}, 高橋裕人¹, 宮司典明², 我妻 慧³, 村田泰輔⁴¹ 国際医療福祉大学保健医療学部放射線・情報科学科² がん研究会有明病院画像診断センター核医学部³ 東京都健康長寿医療センター研究所神経画像研究チーム⁴ 千葉大学医学部附属病院放射線部**Accuracy of Standardized Uptake Values Obtained by Quantitative PET/CT and SPECT/CT**Kenta MIWA^{*1}, Hiroto TAKAHASHI¹, Noriaki MIYAJI², Kei WAGATSUMA³, Taisuke MURATA⁴¹ International University of Health and Welfare² Cancer Institute Hospital of Japanese Foundation for Cancer Research³ Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology⁴ Chiba University Hospital

Quantification of PET/CT and SPECT/CT using standardized uptake value (SUV) is affected by many factors related to technical factors, such as scanner calibration, imaging physics related factors and patient related factors. Here, I briefly describe some world trend in accuracy of SUVs in PET/CT and SPECT/CT, followed by present and future strategies for clinical practice using SUVs. Finally, I also provided the results of multi-center phantom studies in Japan using SUVs of PET/CT and SPECT/CT.

Keywords: PET/CT, SPECT/CT, SUV, quantification, standardization, harmonization**1. はじめに**

核医学検査は生体の代謝や機能を定量的に評価できる検査として発展してきた。近年、核医学検査のみならずMRIやCTなどの画像診断装置が提供する画像情報を客観的なバイオマーカーとして位置づけて、日常診療だけでなく新規治療技術や治療薬の評価指標として利用する試みがある。イメージングバイオマーカーは正常な生物学的プロセス、病理学的プロセス、または治療に対する薬理学的反応性を客観的な指標として医用画像から取得するものである¹⁾。核医学検査ではトレーサの集積程度を反映する半定量指標である standardized uptake value (SUV) が対象とされている。核医学検査がイメージングバイオマーカーとして確立されるには、SUVの高い再現性や精度が求められる。本稿では、PET/CTとSPECT/CTから算出されるSUVの精度について考える。また、最近のSUVの再現性や精度に関する多施設共同研究についても紹介する。

2. Standardized uptake value (SUV) とは

脳PET検査における定量は採血を行い、コンパートメントモデルを用いて体内に投与された放射性薬剤の生理的な挙動の解析を行う方法が一般的である。腫瘍¹⁸F-fluoro-

2-deoxy-D-glucose (FDG) PET検査では採血を行わず簡易的な定量法としてSUVが広く臨床で利用されている。コンパートメントモデルを用いて得られる定量値に対し、SUVで得られた値は半定量値とも呼ばれている。SUVは単位組織の放射能と体重当たりの投与量の割合に相当し、以下の式で求めることができる。

$$\begin{aligned} \text{SUV} &= \frac{\text{カウント値 (cps/pixel)}}{\text{投与放射能 (MBq)/体重 (kg)}} \times \frac{1}{\text{CCF}} \\ &= \frac{\text{組織放射能濃度 (kBq/mL)}}{\text{投与放射能 (MBq)/体重 (kg)}} \end{aligned} \quad (1)$$

ここで人体の密度を1 [g/mL] と仮定するとSUVは単位のない無名数となる。投与されたFDGが全身に均等に分布したとするとSUVは式(1)より1である。つまりSUVは対象組織と全身の平均放射能との比である。再構成画像のターゲットに関心領域 (region of interest: ROI) を設置することで、ROI内の画素あたりのカウント値 (計数率) を算出する。PET装置とドーズキャリブレーションの相互校正 (cross-calibration) により算出した校正係数CCF (= カウント値/放射能濃度) をROI内の画素あたりのカウント値に対して除することで組織放射能濃度 (Bq/mL) の単位に換算することができる。SPECT装置の場合は、PETと

* 国際医療福祉大学保健医療学部放射線・情報科学科 [〒324-8501 栃木県大田原市北金丸2600-1]
International University of Health and Welfare, 2600-1 Kitakanemaru, Otawara-shi, Tochigi 324-8501, Japan
E-mail: kenta5710@gmail.com

同様に再構成画像の計数率から組織放射能濃度に換算する方法と、system planar sensitivityから換算する方法がある²⁾。さらに、この画像上の組織放射能濃度を体重と投与放射能によって正規化することでSUVが計算される。SUVは個人間または個人での経時的变化を評価しやすくなる。ROI内の画素の最大組織放射能濃度から算出するmaximum SUV (SUV_{max})が広く普及している。また近年、病変内の最大値を含み、かつ最も集積が高い領域に1 cm³ (直径12 mm)の球 volume of interest (VOI)を設置し、その平均値であるSUV_{peak}が統計ノイズの影響を受けにくく再現性が高いことから推奨されている³⁾。

SUVは、一般に体重によって正規化されたもの(SUV_{bw})であるが、SUV_{bw}はFDGが脂肪には集積しないため投与量を体重で補正すると肥満被検者では過補正になると指摘されている^{4, 5)}。被検者の体重に依存してSUV_{bw}が上昇し、絶対値評価において問題となり得る。その後、体重に変わって除脂肪体重(lean body mass: LBM)によって正規化したSUV_{lbm} (もしくは、SUL)⁵⁾や、体表面面積(body surface area: BSA)によって正規化したSUV_{bsa}の有用性が報告されている。SUV_{lbm}やSUV_{bsa}は体重に依存しないことが知られており、今後の臨床応用が期待される。PET response criteria in solid tumors (PERCIST)と呼ばれるFDG-PETを用いた代謝診断を定量的な治療効果判定に利用する国際的なcriteriaが提唱されており、PERCISTではSUL_{peak}を採用している³⁾。

最も臨床で採用されているSUV_{max}は1ボクセルのみの値で腫瘍全体の代謝を反映していない。よって、FDG-PETではSUV_{max}のみで悪性腫瘍における活動性病変の広がりや治療後の残存活動性病巣の程度を正確に把握することは困難である。この弱点を補う方法として、SUV_{max}に対する閾値をベースに代謝領域を同定して糖代謝の高い組織の大きさ・広がりを反映する容積の指標である代謝容積

(metabolic tumor volume: MTV)が腫瘍の活動性評価の補助的診断指標として有効であることが報告されている。近年さらに、SUVの平均値であるSUV_{mean}とMTVの積であるTotal lesion glycolysis (TGL)が、悪性腫瘍の治療効果判定に用いられるようになった⁶⁾。また、定量的骨SPECT画像においても、ある閾値を超える集積の容積である代謝容積(metabolic bone volume: MBV)や、SUV_{mean}とMBVの積であるTotal bone uptake (TBU)なども提案されている⁷⁾。

3. PET/CT SUVの精度

簡便な方法で定量可能なSUVであるが、問題点として様々な因子の影響を受けて値が変動することが挙げられる。大きく分けて技術的因子、生物学的因子、物理学的因子に大別される。過去のSUV関連の多くの文献をもとに、SUVを装飾する因子ごとのおおよその誤差範囲と最大誤差が推定されている⁸⁾。それぞれの因子単独での誤差は平均で15%未満となるが(Table 1)、SUVは様々な要因の小さな誤差が組み合わさり、幾重にも誤差が膨らんでいくことに留意する必要がある。

Dootらの多施設共同研究において、NEMA body phantomを用いて8施設11機種のSUVの変動を調査した⁹⁾。NEMA body phantomの球体サイズに依存せず、変動係数(coefficient of variation: CV)は平均でSUV_{mean}が8.6%、SUV_{max}が11.1%を示した。また、PET装置の機種の違いのみでなく、画像再構成条件(iteration, subset, post filter)によってもSUVが変化することが報告されている⁸⁾。国際的な調査において52%の施設で独自の画像再構成パラメータを採用していることが報告されており¹⁰⁾、単独施設の同一PET装置を用いて得られたSUVの絶対値としての有用性が他の施設での異なる機種かつ独自の画像再構成パラメータで得られた結果に当てはまるとは限らない。また、米国核医学会(SNMMI)の臨床試験ネットワーク

Table 1 Overview of factors affecting ¹⁸F-FDG PET SUV⁸⁾

Category	Factor	Typical range (maximum effect)
技術的因子	Cross-calibration	-10%–10%(±50%)
	投与精度 (残存放射能など)	0%–5%(<15%)
	時刻設定のずれ	0%–10%(21%)
	静脈投与テクニック (投与漏れ含む)	0%–50%
生物学的因子	血糖値	-15%–+15%(±75%)
	待機時間 (uptake time)	+0%–+15% at 60–90 min(±30%)
	被検者の動きと呼吸	0%–30%(±60%)
	被検者の状態 (心理状態を含む)	NaN
	炎症	NaN
物理学的因子	収集条件	0%–15%(±15%)
	再構成条件 (部分容積効果を含む)	-30%–0%(-30%)
	ROIの種類と測定方法	0%–55%(±55%)
	SUVの正規化の違い	Trivial*
	血糖値の補正	-15%–15%(±75%)
	造影剤の減弱補正への影響	0%–15%(±50%)

*Use of different normalization factors (e.g., body weight, lean body mass, body surface area) in SUV equation yields different SUVs.

(Clinical trial network: CTN)は、独自に作成した胸部ファントムを用いて多施設PET/CT装置のSUVの違いを把握する試みを進めている。Sunderlandらは、それら406個のデータセット(170施設, 237装置)の収集・解析結果を報告した¹¹⁾。同一機種であっても、施設独自の画像再構成パラメータがSUVの変動を引き起こした。特に、Gaussian post filterの設定値が最も定量値に影響を与え、1mm大きくするとSUV_{max}が0.2~0.3程度減少した。また、Time of flight (TOF)補正やPoint spread function (PSF)補正を搭載した最新のPET/CT装置ほど、SUV_{max}が高い傾向であることを明らかにした。

Boellaardらは、PET検査がイメージングバイオマーカーとして信頼性を得るためには繰り返し性(repeatability)と再現性(reproducibility)が根本的な必要事項であると述べている¹²⁾。repeatabilityとは、同一患者に対して複数回撮像を行ったときの不確かさに関連し、test-retest reproducibilityと同義である。他方、reproducibilityは同一被検者に対して施設や装置を変えて撮像した場合の精度として定義できる。Dootらは、3大欧米メーカー(GE社, Siemens社, Philips社)のPET/CT装置において、同じNEMA body phantomに対して20回測定を行うことでPETのrepeatabilityを検証しており、PETの撮像条件と画像再構成条件をそろえると、リカバリ係数はSDで2.5~4.8%の範囲であり、PETのrepeatabilityは高いことを示した⁹⁾。臨床の評価としては、2~3週間以内に同一患者に対して反復したFDG-PET検査実施し、悪性腫瘍のSUVの再現性を検証した報告がある。単施設内の検討では10~18%¹³⁾、多施設間の検討では15~50%¹⁴⁾の誤差を生じる可能性がある。周辺機器の精度を含めて誤差要因を減らし、SUVの変動を最小化する必要がある。また、臨床試験などで多施設のSUVを評価する場合にはファントム試験を目安とした撮像法や再構成法の標準化(standardization)や調和化(harmonization)が推奨されており、様々な取り組みが世界的になされてきた^{15~18)}。欧米の核医学会の標準化に関する各種ガイドラインでは、被検者に関すること、放射性医薬品と投与方法に関すること、撮像装置の設定とデータ収集プロトコルに関すること、画像再構成と処理に関すること、結果の判定法に関することなどの標準的な方法が記載されており、検査の方法を統一することで同一の結果が出るようにするための指標とされている。すなわち標準化は、ある一定の基準を設定し、得られた結果が基準値に一致するように正確度(accuracy)に焦点を当てた考え方である^{12, 19, 20)}。他方、欧州のグループが世界に先駆けて提唱した調和化の考え方とは、異なる施設や装置の測定結果をある柔軟な基準範囲内lower and upper limitsに収まるように合わせこむ取り組みをいう^{21, 22)}。これは結果の精度(precision)に焦点を当てた考え方である。調和化は異なるメーカーの異なる性能の装置、異なる世代

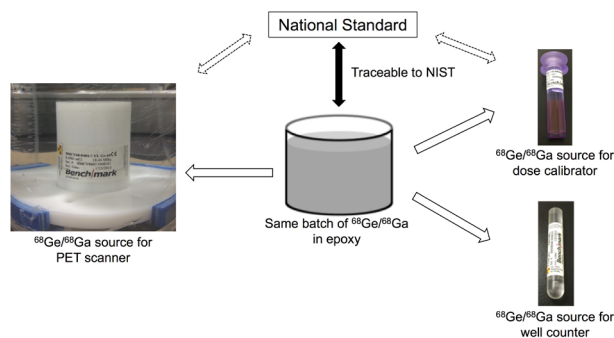


Fig. 1 PET cross-calibration kit (PET F-18 X-Cal System). One batch of epoxy containing $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ was used to construct solid $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ mock dose calibrator and surrogate scanner sources with identical activity concentrations

の異なる性能の装置、異なるソフトウェアでの画像再構成などの結果を同一基準で判定するために有用である²¹⁾。

われわれも国内の複数のPET施設を対象に標準線源を用いてSUV精度の誤差を評価した。また、多機種のSUVの誤差を最小化するために標準線源を用いてSUVの調和化を行った²³⁾。標準線源には $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ のPET校正用線源のcross-calibration kit (PET F-18 X-Cal System)を用いた。この線源はPET装置用、ドーズキャリブレーション用の標準線源のセットであり、同一の $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 溶液を分注して作製しているため放射能濃度が等しい(Fig. 1)。また、米国立標準技術研究所(NIST)とトレーサビリティが保証された絶対放射能が定まっており、 ^{18}F の放射能と換算が可能である。校正証明書によると $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 線源はNISTの放射能絶対測定器によって校正の不確かさ1.82%で値付けされている。PET F-18 X-Cal Systemにより、自施設のSUVの精度とSUVの長期変動の調査、さらに施設間のSUVの誤差を比較することが可能である^{24, 25)}。

同一のPET F-18 X-Cal Systemを用いてPET装置とドーズキャリブレーションの測定誤差を算出し、各施設のSUVの誤差を確認できる。各施設のSUVの誤差(E_s)は式(2)で算出可能である²⁴⁾。

$$E_s = \frac{(1 + E_A)}{(1 + E_D)} - 1 \quad (2)$$

ここで、 E_A はPET装置の誤差、 E_D はドーズキャリブレーションの誤差である。同一のPET F-18 X-Cal Systemを最新PET/CT機種が稼働している5施設間(千葉大学医学部附属病院、がん研究会有明病院、東京都健康長寿医療センター、大阪大学医学部附属病院、日本医科大学健診医療センター)で持ち回り使用した。PET用、ドーズキャリブレーション用標準線源の測定結果から、絶対放射能に対するPET画像の定量値(kBq/mL)の誤差およびドーズキャリブレーションの測定誤差を施設ごとに算出し、式(2)からSUVの誤差を確認した。5施設の結果をTable 2に示す。各施設の臨床条件で測定した場合、SUV精度は最大16.36%と大

Table 2 Errors in measured standardized uptake values under clinical and optimal conditions²³⁾

Site	Errors in SUV [%]	
	Clinical conditions	Optimal conditions
1	-3.53	-3.53
2	-5.19	-4.91
3	-1.05	-0.33
4	-12.16	-1.74
5	-16.36	-12.97
Average	-7.66	-4.70

きな誤差を示し、施設間でもばらつきが認められた。次に、両者の誤差が最小になるように、PET装置は画像再構成条件を変更し、ドーズキャリブレーションナンバーを調整した。また、調整したキャリブレーションナンバーでクロスキャリブレーションを行い、最適な校正係数(CCF)を算出した。PET画像の定量値の算出には最適なCCFを用いた。結果的にPET装置のSUVの誤差が5%以内に改善した(Table 2)。特に、 $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 標準線源を用いたドーズキャリブレーションの校正は有用である²⁶⁾。絶対放射能が既知のPET F-18 X-Cal SystemをPETとドーズキャリブレーションで測定するだけで、簡便にそれぞれの測定誤差を求めることができ、施設のSUVの測定精度を把握することができる。また、画像再構成条件の設定やドーズキャリブレーションのキャリブレーションナンバーを調整することで測定誤差を小さくし、SUV精度の向上が可能なることを明らかにした²³⁾。

4. PET/CT SUVの臨床利用法

従来は悪性腫瘍の早期診断、ステージング、良悪性の鑑別診断目的でのSUV利用が考えられていたが、最近では治療効果判定や治療効果予測での利用が期待されている。特に、悪性リンパ腫を対象とした治療効果判定での有用性は早くから報告されており、本邦でも保険適用となった。一般の固形腫瘍にも利用する試みが展開されており、欧米では治療前後のSUVの変化率で治療効果を判定する提言もみられる³⁾。近年は、放射線治療や化学療法の治療途中の早期に治療効果を予想することで、無効の治療法を継続することなく、早い段階で他の治療法に切り替えるなど治療選択での役割で使用されている。複数のPET検査で定量的治療効果判定・予測を目的とした場合、PET検査のrepeatabilityとreproducibilityの精度を十分に把握したうえでSUVを臨床利用する必要がある。

5. SPECT/CT SUVの精度

PETは、SPECTと比較して、感度、空間分解能、定量性に優れている^{27, 28)}。感度に関しては、PETではコリメータを用いず同時計数回路を用いて消滅放射線を測定するため大きな立体角で計測が可能となり高感度である。空間分

解能に関しては、SPECTでは検出器と放射線源との距離で空間分解能が変化するが、PETでは視野全域で空間分解能を維持できるために、部分容積効果の影響が少ない。また、PETは解析的な減弱補正が可能であり、原理的に容易であり正確である。消滅放射線の体内での減弱はその放射線源位置に依存しないために、各々の消滅放射線が被検体を横切る全距離と減弱係数のみで決定される。高感度、高分解能、正確な減弱補正というPETの特徴が、高い定量性を実現している。また、これらの特徴はPETの計測が同時計数法であることに起因する。以上のことから、PETでは定量評価が可能であるが、SPECTでは定量評価は困難であると認識されてきた。

しかし、近年の技術進歩によりSPECTの定量化が可能となってきた。その理由として、①SPECT/CTの普及により、より精度の高い減弱補正、散乱線補正が可能になった、②デジタル化された検出器の性能と機械・電子の安定性が改善した、③逐次近似画像再構成アルゴリズムの中に物理的モデル(コリメータの開口など)を組み込むことが可能となった、④コンピュータ性能の飛躍的な進歩に伴い、複雑なアルゴリズムを商用機に実装し、臨床利用が可能となった、⑤PET/CTの定量画像が普及するにつれて、SPECTでも同様に定量画像に対する臨床的な要求が高まった、などが挙げられる²⁹⁾。このことから、骨シンチグラフィを主とした体幹部SPECTの定量化への試みが欧米を中心に展開されている。ZeintlらはSPECT/CT装置を用いた $^{99\text{m}}\text{Tc}$ のファントム実験においては実測放射能濃度と真値との平均誤差が3.6%、臨床画像の膀胱内のカウントと尿の実測放射能濃度の平均誤差が1.1%と高精度なSPECT定量が可能であったというセンセーショナルなデータを報告した。その結果、SPECTで定量値計測システムを備えた商用SPECT/CT装置が相次いで発表され、PETと同様に放射能濃度値(Bq/mL)やSUVの算出が可能となった(Fig. 2)。また、SUV算出機能が搭載されていないSPECT/CT装置においても、骨SPECT/CT画像からSUVの算出が可能となる汎用型ソフトウェアが開発された³⁰⁾。骨SPECTから算出したSUVは骨集積の多寡または推移を客観的に評価することが可能となり、骨転移のイメージングバイオマーカーとしての役割が期待される。Baileyらは、定量的SPECTにはcross-calibration、放射能濃度に対する線形性、減弱補正、散乱補正、部分容積効果・不感時間・収集中の放射能減衰への配慮、検出器応答における空間的・時間的変動に対する補正が必要事項であると述べている²⁸⁾。また、SPECT定量の精度は $\pm 10\%$ 以内を実現可能と報告しているが²⁸⁾、これら必要事項の精度によってSPECTのSUVはPET以上に定量精度の低下が懸念される。特に、各メーカーが指定しているSPECTのcross-calibration方法の幾何学的条件や核種・線源形状などが異なり、cross-calibration法の違いによる定量値の

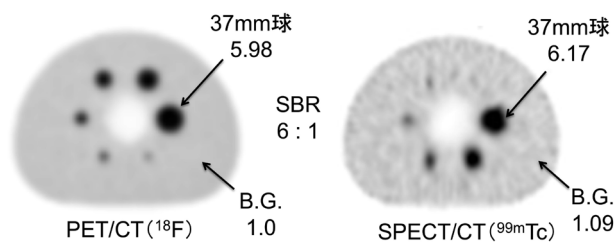


Fig. 2 SUV_{max} of PET/CT and SPECT/CT. Sphere to background (SBR) is 6

変動が指摘されている³¹⁾。現在、SPECT定量のCCFの算出法には、SPECT収集とplanar収集との2種類が提案されている。しかし、これらの方法は収集条件、線源サイズや形状（点線源、disk線源、円柱ファントム）、幾何学的条件などが異なっている。本邦の骨SPECT定量のcross-calibrationにおいても、校正用線源として^{99m}Tc点線源ならびに^{99m}Tc disk線源を自作したもの、NISTにトレーサブルな⁵⁷Co標準点線源を使用した計3種類が提案されている。Anizanらは線源サイズが大きいほど位置依存性が小さくCCFへの影響は少ないとしている³²⁾。宮司らは、校正用線源の種類によりCCFの精度が異なり、⁵⁷Co標準点線源を用いたCCFの算出が最も安定していることを報告した³¹⁾。よって、測定環境を常に一定して、⁵⁷Co標準点線源を用いることで位置依存性や容器の形状の違いといった不確かさの因子を取り除き、長期的に安定したcross-calibrationを実施できる。自施設で採用しているcross-calibration法によるSUVの精度を把握し、不確かさを最小限に抑える工夫が必要である。

われわれは国内の複数のSPECT施設を対象に同一機種のSPECT/CT装置（SIEMENS社製のSymbia Intevo）を用いた場合の定量値のrepeatabilityとreproducibilityを評価した³³⁾。6施設を対象として、ファントムは100 kBq/mLの^{99m}Tc水溶液を満たした同一の円柱ファントムを使用した。施設内の変動係数は1%、施設間でも4%と高い再現性を示した。各施設の誤差率は5施設で±5%以内であった。残り1施設では8%と高い値を示したが、これはドーズキャリブレーションの精度の影響であった。よって、SPECT/CTの定量値も周辺機器の精度を担保することで、高い再現性と定量性が得られることが示唆された。

6. SPECT/CT SUVの臨床利用法

骨SPECT/CT検査のSUVは、従来の集積に応じた定性的な診断に加え、客観的・定量的な情報も併せ持った診断を実現する。Kujiらは、前立腺癌患者の骨転移診断に対するSPECT SUVの有用性を報告した³⁴⁾。SUV_{max}の値は胸椎(7.58±2.42)、腰椎(8.12±12.24)、変性(16.73±6.74)、骨転移(40.90±33.46)であった。また、SUVの算出は一時的な値を算出するだけでなく、病変の経時変化を捉えるのに有用である。治療効果判定では定性評価よりもSUV

を用いた定量評価の方が読影医の判定一致性が高いことが報告されている³⁵⁾。近年、骨転移に対する治療であるビスフォスフォネート、デノスマブ、²²³Ra核医学治療などによる治療効果判定での利用も期待される。Umedaらは骨SPECTから算出したSUV_{mean}とMBVの積であるTBU（閾値：SUV>7）の治療前後の変化が、²²³Ra核医学治療の治療効果を反映していることを報告した⁷⁾。さらに、腫瘍以外の整形領域でもSUVの利用が検討されている。顎関節症³⁶⁾、仙腸関節障害³⁷⁾、骨端板（成長速度との対応）³⁸⁾、病的骨折のリスク評価³⁹⁾に対するSUVの臨床的有用性が報告されている。

7. おわりに

本稿ではPET/CTとSPECT/CTのSUVの精度と臨床利用について概説した。PET/CTのSUVはPET装置固有の高い定量性というメリットと定量PETに関する世界での多くの取り組みにより成熟した印象があるが、SPECT/CTのSUVは精度検証を含めこれからの技術である。近年、PET/CTやSPECT/CTにおけるSUVの臨床的意義に関して本邦からも報告されているが、そのSUVの再現性や精度に関する検証がほとんど実施されていないのが実情である。今後、核医学検査において医学物理士、診療放射線技師がSUVの精度管理を担い、SUVに関する臨床的有用性のエビデンスがさらに蓄積されることを期待する。

参考文献

- 1) Group BDW: Biomarkers and surrogate endpoints: Preferred definitions and conceptual framework. Clin. Pharmacol. Ther. 69: 89–95, 2001
- 2) Matsutomo N, Matsumoto S, Yamamoto T, et al.: Validation of a calibration method using the cross-calibration factor and system planar sensitivity in quantitative single-photon emission computed tomography imaging. Radiol. Phys. Technol. 10: 439–445, 2017
- 3) Wahl RL, Jacene H, Kasamon Y, et al.: From RECIST to PERCIST: Evolving considerations for PET response criteria in solid tumors. J. Nucl. Med. 50: 122S–150S, 2009
- 4) Zasadny KR, Wahl RL: Standardized uptake values of normal tissues at PET with 2-[fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose: Variations with body weight and a method for correction. Radiology 189: 847–850, 1993
- 5) Sugawara Y, Zasadny KR, Neuhoff AW, et al.: Reevaluation of the standardized uptake value for FDG: Variations with body weight and methods for correction. Radiology 213: 521–525, 1999
- 6) Tateishi U, Tatsumi M, Terauchi T, et al.: Prognostic significance of metabolic tumor burden by positron emission tomography/computed tomography in patients with relapsed/refractory diffuse large B-cell lymphoma. Cancer Sci. 106: 186–193, 2015
- 7) Umeda T, Koizumi M, Fukai S, et al.: Evaluation of bone metastatic burden by bone SPECT/CT in metastatic prostate cancer patients: Defining threshold value for total bone uptake and assessment in radium-223 treated patients. Ann. Nucl. Med. 32: 105–113, 2017
- 8) Boellaard R: Standards for PET image acquisition and

- quantitative data analysis. *J. Nucl. Med.* 50: 11s–20s, 2009
- 9) Doot RK, Scheuermann JS, Christian PE, et al.: Instrumentation factors affecting variance and bias of quantifying tracer uptake with PET/CT. *Med. Phys.* 37: 6035–6046, 2010
- 10) Beyer T, Czernin J, Freudenberg LS: Variations in clinical PET/CT operations: Results of an international survey of active PET/CT users. *J. Nucl. Med.* 52: 303–310, 2011
- 11) Sunderland JJ, Christian PE: Quantitative PET/CT scanner performance characterization based upon the society of nuclear medicine and molecular imaging clinical trials network oncology clinical simulator phantom. *J. Nucl. Med.* 56: 145–152, 2015
- 12) Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, et al.: FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: Version 2.0. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 42: 328–354, 2015
- 13) Velasquez LM, Boellaard R, Kolia G, et al.: Repeatability of 18F-FDG PET in a multicenter phase I study of patients with advanced gastrointestinal malignancies. *J. Nucl. Med.* 50: 1646–1654, 2009
- 14) Kumar V, Nath K, Berman CG, et al.: Variance of SUVs for FDG-PET/CT is greater in clinical practice than under ideal study settings. *Clin. Nucl. Med.* 38: 175–182, 2013
- 15) Scheuermann JS, Saffer JR, Karp JS, et al.: Qualification of PET scanners for use in multicenter cancer clinical trials: The American College of Radiology Imaging Network experience. *J. Nucl. Med.* 50: 1187–1193, 2009
- 16) Scheuermann JS, Reddin JS, Opanowski A, et al.: Qualification of National Cancer Institute-Designated Cancer Centers for Quantitative PET/CT imaging in clinical trials. *J. Nucl. Med.* 58: 1065–1071, 2017
- 17) Kaalep A, Sera T, Oyen W, et al.: EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 45: 412–422, 2017
- 18) Rosen M, Kinahan PE, Gimpel JF, et al.: Performance observations of scanner qualification of NCI-Designated cancer centers: Results from the centers of quantitative imaging excellence (CQIE) program. *Acad. Radiol.* 24: 232–245, 2017
- 19) Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, et al.: Procedure guideline for tumor imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0. *J. Nucl. Med.* 47: 885–895, 2006
- 20) Graham MM, Wahl RL, Hoffman JM, et al.: Summary of the UPICT Protocol for 18F-FDG PET/CT imaging in oncology clinical trials. *J. Nucl. Med.* 56: 955–961, 2015
- 21) Aide N, Lasnon C, Veit-Haibach P, et al.: EANM/EARL harmonization strategies in PET quantification: From daily practice to multicentre oncological studies. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 44: 17–31, 2017
- 22) Kaalep A, Sera T, Rijnsdorp S, et al.: Feasibility of state of the art PET/CT systems performance harmonisation. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 45: 1344–1361, 2018
- 23) Miwa K, Wagatsuma K, Iimori T, et al.: Multicenter study of quantitative PET system harmonization using NIST-traceable 68Ge/68Ga cross-calibration kit. *Phys. Med.* 52: 98–103, 2018
- 24) Doot RK, Pierce LA, Byrd D, et al.: Biases in multicenter longitudinal PET standardized uptake value measurements. *Transl. Oncol.* 7: 48–54, 2014
- 25) Byrd D, Christopfel R, Arabasz G, et al.: Measuring temporal stability of positron emission tomography standardized uptake value bias using long-lived sources in a multicenter network. *J. Med. Imaging (Bellingham)* 5: 011016, 2018
- 26) Zimmerman BE, Bergeron DE, Cessna JT: Impact of recent change in the National Institute of Standards and Technology Standard for 18F on the relative response of 68Ge-Based mock syringe dose calibrator standards. *J. Nucl. Med.* 56: 1453–1457, 2015
- 27) Pfeifer A, Knigge U, Mortensen J, et al.: Clinical PET of neuroendocrine tumors using 64Cu-DOTATATE: First-in-humans study. *J. Nucl. Med.* 53: 1207–1215, 2012
- 28) Bailey DL, Willowson KP: An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *J. Nucl. Med.* 54: 83–89, 2013
- 29) Bailey DL, Willowson KP: Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 41: S17–25, 2014
- 30) Kaneta T, Ogawa M, Daisaki H, et al.: SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with Tc-99m methylene diphosphonate. *Am. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 6: 262–268, 2016
- 31) 宮司典明, 三輪建太, 茂木一樹, 他: 骨SPECT定量における異なる校正用線源の相互校正の精度. *日放技雑誌*. 73: 443–450, 2017
- 32) Anizan N, Wang H, Zhou XC, et al.: Factors affecting the repeatability of gamma camera calibration for quantitative imaging applications using a sealed source. *Phys. Med. Biol.* 60: 1325–1337, 2015
- 33) 奥田恭平, 長谷川大輔, 神谷貴史, 他: 共役勾配法を応用した新たな画像再構成法に関する多施設共同研究一定量値の再現性の検証—*核医学技術* 37: 473, 2017
- 34) Kuji I, Yamane T, Seto A, et al.: Skeletal standardized uptake values obtained by quantitative SPECT/CT as an osteoblastic biomarker for the discrimination of active bone metastasis in prostate cancer. *Eur. J. Hybrid. Imaging* 1: 2, 2017
- 35) Beck M, Sanders JC, Ritt P, et al.: Longitudinal analysis of bone metabolism using SPECT/CT and (99m) Tc-diphosphono-propanedicarboxylic acid: Comparison of visual and quantitative analysis. *EJNMMI. Res.* 6: 60, 2016
- 36) Suh MS, Lee WW, Kim YK, et al.: Maximum standardized uptake value of (99m)Tc hydroxymethylene diphosphonate SPECT/CT for the evaluation of temporomandibular joint disorder. *Radiology* 280: 890–896, 2016
- 37) Tofuku K, Koga H, Komiya S: The diagnostic value of single-photon emission computed tomography/computed tomography for severe sacroiliac joint dysfunction. *Eur. Spine J.* 24: 859–863, 2015
- 38) Yamane T, Kuji I, Seto A, et al.: Quantification of osteoblastic activity in epiphyseal growth plates by quantitative bone SPECT/CT. *Skeletal. Radiol.* 47: 805–810, 2018
- 39) Riaz S, Bashir H, Niazi IK, et al.: 99mTc MDP SPECT-CT-based modified mirels classification for evaluation of risk of fracture in skeletal metastasis: A pilot study. *Clin. Nucl. Med.* 43: e180–e183, 2018

著者紹介

三輪 建太 (みわ・けんた)

(現職名) 国際医療福祉大学 (講師)

(専門分野) 核医学, PET/CT, 小動物イメージング.

現職場では核医学, 放射線関係法規などを講義している.

解説

〈第112回医学物理学会学術大会特集〉

シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』

PET/CTを用いた放射線治療計画花岡宏平^{*1,2}, 奥村雅彦³, 門前 一²¹近畿大学高度先端総合医療センターPET分子イメージング部²近畿大学大学院医学研究科³近畿大学医学部附属病院中央放射線部**PET/CT Simulation for Radiation Therapy Planning**Kohei HANAOKA^{*1,2}, Masahiko OKUMURA³, Hajime MONZEN²¹Institute of Advanced Clinical Medicine, Division of Positron Emission Tomography, Kindai University²Department of Medical Physics, Graduate School of Medical Science, Kindai University³Department of Radiology, Kindai University Hospital

18F-FDG PET/CT has an important role in radiation therapy planning. FDG PET/CT parameters such as standard uptake value and metabolic tumor volume provide important prognostic and predictive information. Importantly, FDG PET/CT for radiation planning has added biological information in defining the gross tumor volume (GTV) as well as involved nodal disease. Several studies have shown that PET has an impact on radiation therapy planning in an important proportion of patients.

On the other hands, FDG PET/CT for radiation therapy planning has several limitations. First of all, the method to determine the optimal threshold of FDG PET/CT images that generates the best volumetric match to GTV is not established. The size of the GTV derived from FDG accumulation changes significantly depending on the threshold value, the threshold value can affect the clinical target delineation. Secondly, FDG is not a cancer-specific agent, and false positive findings in benign diseases have been reported. PET/CT simulation for radiation therapy planning requires cooperation of other professions and sufficient physical assessment.

Keywords: PET, PET/CT, FDG, BTV**1. はじめに**

2-^[18F] fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG)を用いたPositron Emission Tomography/Computed Tomography (PET/CT)検査は、全身を一度に検査することが可能である。病変の広がりや正確に把握することができるため、悪性腫瘍の診療において不可欠なものになってきている。また、最近になってPET検査で得られる腫瘍の活動性などの生化学的な機能情報を、放射線治療計画に応用する様々な研究が進められており、既にいくつかの施設では臨床利用が行われている。本稿では放射線治療計画における、PET/CTの有用性や注意すべき点について述べる。

2. FDG PET/CT検査

PET装置は、核種の崩壊に伴い放出される陽電子が、周囲の電子と結合し消滅する際に同時に正反対方向に放出される2本の消滅X線を同時計数するという原理によるものである。PET検査に用いられるポジトロン放出核種は一般的に半減期が短いため、従来PET検査は医療用サイクロトロンを有する研究機関など、限られた施設で脳血流

定量検査などの目的で使用されてきた。2002年にFDGを用いたPET検査が保険適用されたことにより、FDGによる腫瘍PETを行う施設が増加した。2005年からは薬剤メーカーによるFDGの供給が開始され、サイクロトロンを有していない施設でもFDG PET検査が可能となった。

FDGはグルコーストランスポータにより細胞内に取り込まれ、ヘキソキナーゼによりリン酸化される。リン酸化されたブドウ糖は解糖系を進み、最終的に水と二酸化炭素に分解されるのに対し、FDGはリン酸化された後は代謝されず、細胞内に蓄積する。ここでFDGの集積率は各組織のグルコーストランスポータの活性度に依存し¹⁾、多くの腫瘍でその活性度は正常組織と比較して高いことから、FDG PET検査にて腫瘍の検索が可能となる。

しかし、FDG PETで集積している部分すべてが腫瘍ではない。FDG PETでは生理的集積の存在をしっかりと把握しておく必要がある。生理的集積には大きく分けて2種類あり、臓器への集積と排泄による集積に分けられる。臓器への生理的集積が認められるのは脳、扁桃、心臓、筋肉、乳房、肝臓、子宮、卵巣、胃、大腸、精巣などが知られている²⁾。また排泄に関連した生理的集積としては唾液腺、

* 近畿大学高度先端総合医療センターPET分子イメージング部 [〒589-8511 大阪府大阪狭山市大野東377-2]
Division of Positron Emission Tomography, Institute of Advanced Clinical Medicine, Kindai University, 377-2 Ohno-higashi, Osakasayama, Osaka 589-8511, Japan
E-mail: h@naoka.name

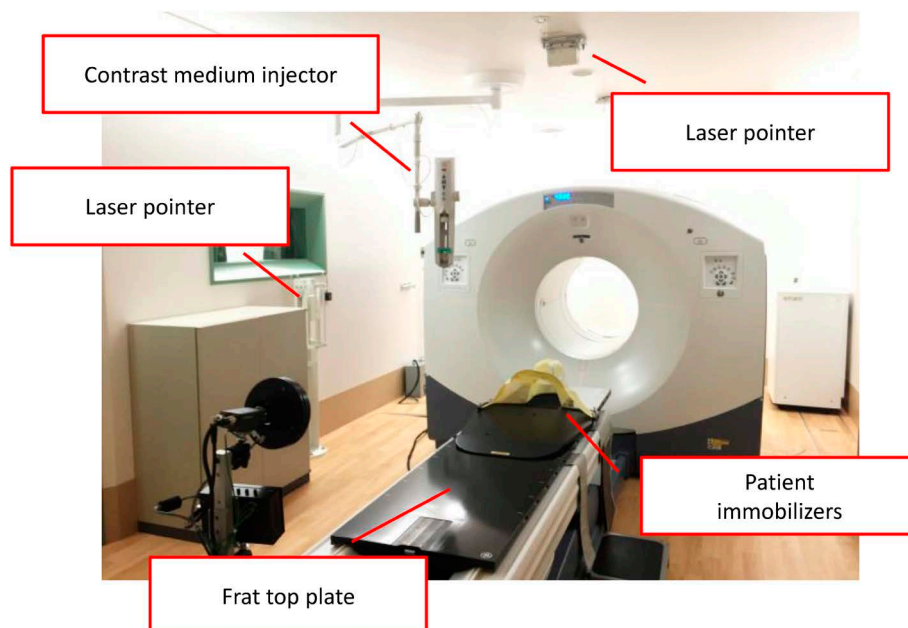


Fig. 1 PET/CTシミュレーション実施時のPET検査室内
寝台には照射時と同様の天板を使用し、天井や壁に備え付けられたレーザポインタを用いる。

腎臓、尿管、膀胱などが挙げられる。さらに、炎症部位ではマクロファージなどが解糖系をエネルギーとしているため、FDGが集積することがある^{3), 4)}。そのため、放射線治療の効果判定としてFDG PETを行う場合、残存病変と照射による炎症の鑑別が困難な場合が存在する。PET検査では装置性能に関連する物理的因子だけでなく、被験者に関連する生理学的因子、薬剤に関連する生化学的因子などを考慮する必要がある⁵⁾。

3. FDG PET/CTシミュレーション

PET/CTを用いた治療計画は、放射線治療実施時と同じカーボン製のフラット天板上で実施され、頭頸部シェルなどに代表される固定具を装着した状態でPET/CT検査が実施される(Fig. 1)。ポジショニングや、仮のアイソセンタのマーキングにはPET検査室内に設置されたレーザポインタを利用する。また、PET/CT装置を治療計画に利用するうえで、CT値の精度や画像の幾何学的な精度および水平度などの項目に対して定期的に品質管理を行う必要がある。

症例によっては、造影剤を併用したPET/CTシミュレーションを行うことがある。PET画像の減弱補正には主にCTが用いられているが、大血管付近などの造影剤によるCT値の変動が大きい部位では、PET画像への影響は少ない。造影CTの前に、PET画像の減弱補正を目的とした単純CTを組み込むプロトコルを使用することでPET画像の正確な減弱補正が可能となる。

PET画像は、陽電子放出核種の飛程などに代表される幾何学的因子の影響を受けており、CTやMRIの画像と比較して分解能に乏しい。その結果、撮像装置や再構成方法、

および画像表示方法により腫瘍のサイズが異なって見えることがある。放射線治療計画にPET画像を使用する場合は正確な集積範囲を示すための画像表示方法に基準が必要である。そこで我々はPETの性能評価に用いられるNEMA bodyファントムを用いて異なる球体ファントムが真のサイズを示す画像の閾値を算出した⁶⁾。さらに、臨床例を元にPET画像の表示方法を検討した結果、腫瘍のStandardized uptake value (SUV)の最大値に対する一定の閾値を用いることで、再現性のある腫瘍範囲設定方法を適用している⁷⁾(Fig. 2)。MatsuuraらはFDG PET/CTを用いて放射線治療計画を行った群と、CTシミュレーションを用いた群の放射線治療成績を後ろ向きに解析し、局所制御率ならびに生存率の点でPET/CTシミュレーションが有用であると報告している⁸⁾。しかし腫瘍内部のFDG濃度が段階的に変化している場合や周囲に腫瘍以外の高集積部位が存在する症例では、閾値を変化させただけでは腫瘍の形状が表現できない。最終的には、CT画像を参照して微調整をすることとなる。PET/CTシミュレーションでは、使用する放射性医薬品やPET画像の特性を理解したうえでPET画像を治療計画に利用することが重要である。

4. PET/CTシミュレーションの問題点と注意点

PET/CTシミュレーションを行ううえでいくつかの問題点がある。まず本邦におけるFDG PET/CT検査の保険適応は、悪性腫瘍の場合、他の診断、画像診断により診断が確定できない患者となっている。一方で、一般的に放射線治療計画を行う時点では、既にステージングが終了している。関連科との連携を密にし、適切に検査のスケジュールリングをすることが重要である。

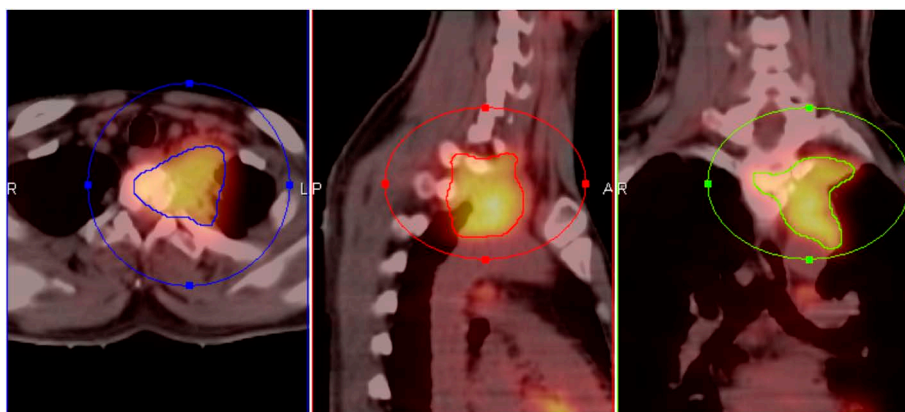


Fig. 2 肺癌に対して放射線治療を行う症例のFDG PET/CT画像

左肺尖部の腫瘍に対してFDGの集積があり、骨浸潤も認められた。大きく設定した楕円球型の関心領域の内部の実線が、閾値を元にして描出されたFDGの集積範囲であり、治療計画時の参考にされる。

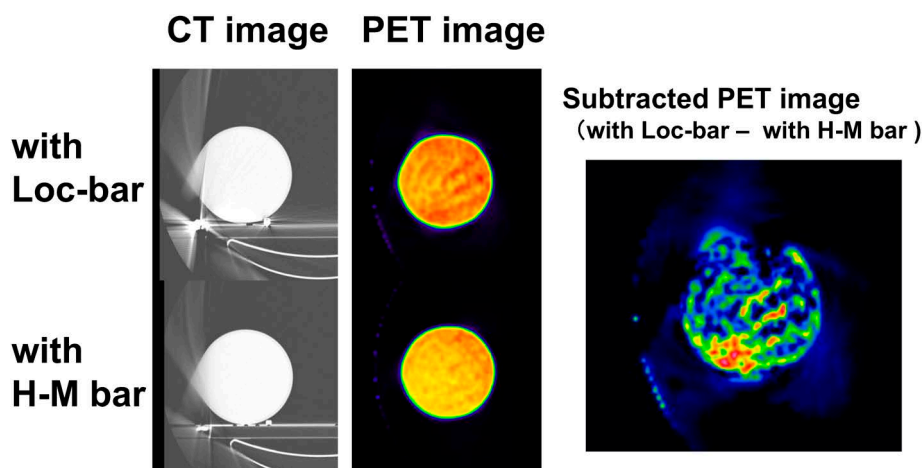


Fig. 3 固定具に含まれる金属がPET画像に与える影響について

CT画像上で生じた金属アーチファクトがPET画像の減弱補正に用いられることで、PET画像にも同部分に集積率の変化が確認された。

シミュレーション当日の注意点としては、FDG投与後の患者自身が線源となっていることに留意すべきである。患者の安全を確保しつつ距離をとり、固定具の作成や検査説明などは投与前に行うなどの工夫が必要である。また、PET/CTではCTにおけるアーチファクトがそのままPETの減弱補正に用いられ、予期せぬ擬陽性像をもたらすことに注意すべきである⁹⁾。腫瘍周辺に義歯やペースメーカを確認した際には、減弱補正を施していないPET画像を作成し、定性的に分布の違いを比較することが重要である。また、放射線治療計画に用いる固定具の一部では金属が用いられていることがある。Monzenらは固定具に由来するCT画像上の金属アーチファクトが、放射線治療計画や線量分布に与える誤差に注目し、吸収の少ない固定具の開発を行った^{10), 11)}。Fig. 3に固定具の違いによるPET画像の変化を示す。CT画像上の金属アーチファクトに沿ってPET画像に変化が現れていることがわかる。一方でPET画像のカウンタの変化率は3%以内であった。この理由は、

PET/CTにおいてCTを減弱補正に使用する際は、CT画像から得られるCT値を直接用いるのではなく、PETで計測する消滅放射線の511 keVに対する減弱係数に変換し、その後PET画像のマトリクスサイズに変換、分解能を調整して減弱マップを作成することが挙げられる。そのため固定具由来のアーチファクトは腫瘍に近接していない限り、描出される腫瘍の大きさに影響を及ぼすことは少ないと考えられるが、腫瘍内の線量強度を変化させる症例では考慮が必要であり、前述の通り線量分布には影響を及ぼすことから固定具に関しても細心の注意を払うべきである。

一般的なFDG PET検査の撮像範囲には一定の基準はあるものの、施設により様々である。脳はFDGの生理的集積部位であり脳腫瘍の診断が困難であることが多いため、撮像範囲の上限に頭頂を含めないこともある。一方で、頭頸部の放射線治療計画にPETを用いる場合、頭頂骨まで十分に撮像範囲に含めることが重要である。治療装置に搭載されたEPID (electronic portal imaging device) などで

得られるポータル画像と、治療計画CTから構成されるDRR (digitally reconstructed radiography)を照合して視覚的に評価する場合、頭頂骨が体軸方向の重要なランドマークとなる。また、眼球などのリスク臓器を避けるため、寝台を回転させて対軸に対して任意の角度から照射（ノンコプラナー照射）をする場合は、頭頂まで線量計算の対象になる。そのため頭頸部の放射線治療計画では頭頂骨を撮影範囲に含める必要がある。またスライス厚については、PETの分解能に応じて、4mm程度で診断画像を提供している施設が多い。しかし放射線治療計画にPET/CTを提出する場合は、コントロール、DRRを考慮すると、さらに細かいスライス厚で出力すべきである。

5. Biological Target Volume

2000年頃より腫瘍体積に対して、機能画像を用いた新たな概念が提唱されはじめた¹²⁾。biological target volume (BTv)は腫瘍体積のうち、PETやfunctional MRIなどで捉えられた、腫瘍増殖が盛んな領域、低酸素領域などを指すものである。形態画像のみではわからなかった腫瘍内の放射線抵抗性領域を治療計画に反映させることで、高い治療効果を期待するものである。既に⁶¹Cu-ATSMを用いた低酸素イメージングPET画像を元に、腫瘍内の強度変調照射に関する臨床報告がなされている¹³⁾。さらにTachibanaらは¹⁸F-fluoromisonidazoleを用いた低酸素イメージングPET画像の集積率と放射線治療の予後に関連があると報告している¹⁴⁾。また放射線治療前のFDG PET/CTシミュレーションに加え、治療中にFDG PET/CT検査を複数回行い、腫瘍の縮小に併せてプランを変更していくAdaptive radiotherapyとしての試みも報告されている¹⁵⁾。

6. ま と め

現在のところ本邦ではPET/CTを放射線治療計画に用いている施設は少なく、その認知度も十分ではない。しかし今後も新たなトレーサの開発や、より高感度高分解能のPET装置が開発され普及することが期待されている。放射線治療が個別化医療に向かうなかでPET/CTは疾患ごとのだけでなく、患者個々の機能情報を正確に把握し高精度放射線治療に付加する役割を担っていくと考える。

謝辞

本稿の一部は、平成29-31年度科学研究費補助金 基盤研究(C)課題番号17K09071の支援を受けている。

参考文献

- 1) Higashi T, Tamaki N, Torizuka T, et al.: FDG uptake, GLUT-1 glucose transporter and cellularity in human

- pancreatic tumors. *J. Nucl. Med.* 39: 1727-1735, 1998
- 2) Shamma A, Lim R, Charron M: Pediatric FDG PET/CT: Physiologic uptake, normal variants, and benign conditions. *Radiographics.* 29: 1467-1486, 2009
- 3) Hanaoka K, Hosono M, Usami K, et al.: Fluorodeoxyglucose uptake in the bone marrow after granulocyte colony-stimulating factor administration in patients with non-Hodgkin's lymphoma. *Nucl. Med. Commun.* 32: 678-683, 2011
- 4) Kubota R, Yamada S, Kubota K, et al.: Intratumoral distribution of fluorine-18-fluorodeoxyglucose in vivo: High accumulation in macrophages and granulation tissues studied by microautoradiography. *J. Nucl. Med.* 33: 1972-1980, 1992
- 5) Hanaoka K, Hosono M, Shimono T, et al.: Decreased brain FDG uptake in patients with extensive non-Hodgkin's lymphoma lesions. *Ann. Nucl. Med.* 24: 707-711, 2010
- 6) Okubo M, Nishimura Y, Nakamatsu K, et al.: Static and moving phantom studies for radiation treatment planning in a positron emission tomography and computed tomography (PET/CT) system. *Ann. Nucl. Med.* 22: 579-586, 2008
- 7) Okubo M, Nishimura Y, Nakamatsu K, et al.: Radiation treatment planning using positron emission and computed tomography for lung and pharyngeal cancers: A multiple-threshold method for [(18)F]fluoro-2-deoxyglucose activity. *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 77: 350-356, 2010
- 8) Matsuura T, Nishimura Y, Nakamatsu K, et al.: Clinical outcomes of IMRT planned with or without PET/CT simulation for patients with pharyngeal cancers. *Int. J. Clin. Oncol.* 22: 52-58, 2017
- 9) Kamel EM, Burger C, Buck A, et al.: Impact of metallic dental implants on CT-based attenuation correction in a combined PET/CT scanner. *Eur. Radiol.* 13: 724-728, 2003
- 10) Monzen H, Kubo K, Tamura M, et al.: Development of a novel low-radiation-absorbent lok-bar to reduce X-ray scattering and absorption in RapidArc® treatment planning and dose delivery. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 18: 44-51, 2017
- 11) Hirata M, Monzen H, Tamura M, et al.: Impact of the Lok-bar for High-precision Radiotherapy with Tomotherapy. *Anticancer Res.* 38: 2733-2738, 2018
- 12) Ling CC, Humm J, Larson S, et al.: Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): Biological imaging and biological conformality. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 47: 551-560, 2000
- 13) Korreman SS, Ulrich S, Bowen S, et al.: Feasibility of dose painting using volumetric modulated arc optimization and delivery. *Acta. Oncol.* 49: 964-971, 2010
- 14) Tachibana I, Nishimura Y, Hanaoka K, et al.: Tumor hypoxia detected by (18)F-fluoromisonidazole positron emission tomography (FMISO PET) as a prognostic indicator of radiotherapy (RT). *Anticancer Res.* 38: 1775-1781, 2018
- 15) Berwouts D, Olteanu LA, Duprez F, et al.: Three-phase adaptive dose-painting-by-numbers for head-and-neck cancer: Initial results of the phase I clinical trial. *Radiother. Oncol.* 107: 310-316, 2013

解説

〈第112回日本医学物理学会学術大会特集〉

海外セッション『アジア各国における医学物理学・医学物理士の現状』

Medical Physics Education and Clinical Training in Thailand

Anchali KRISANACHINDA*

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Medical Physics education and clinical training should be available at the university with the attachment in clinical practice at department of radiology. The curriculum should cover physics in all three specialties of radiation oncology, diagnostic radiology and nuclear medicine. Anatomy and physiology for medical physicist, Radiation physics, Radiation dosimetry, Radiation Biology and Radiation Protection should be core subjects. Selected subjects, Medical Physics Seminar, Research Methodology and thesis are included in the curriculum.

Keywords: medical physics, curriculum, education, clinical training, clinically qualified medical physicist

1. Introduction

Medical physics is a branch of applied physics which the medical physics profession has been classified by the International Labor Organization (ILO) in 2011¹⁾. Medical physics covers a wide range of applications in multiple areas. The role and responsibility of the medical physicist has been summarized by the International Organization for Medical Physics (IOMP) in a clinical environment, mainly in the field related to the use of ionizing radiation and providing the academic education and clinical training of the medical physicists. The International Basic Safety Standards (BSS) defines a medical physicist as a health professional with specialist education and training in the concepts and techniques of applying sciences in medicine and competence to practice in one or more of specialties of medical physics. Specialized education, clinical training and competencies are required for the clinically qualified medical physicist²⁾. The recognition of medical physicists remains a challenge³⁾.

2. Education and clinical training of medical physicist

The undergraduate degree for medical physicist should be in physics or an equivalent relevant physical or engineering science. The undergraduates should study mathematics which includes Applied Linear Algebra, Advanced Calculus, Complex Variables, Differential Equations, and Numerical Methods. The following physics topics should be covered such as, Electricity and Magnetism, Atomic Physics/ Nuclear Physics, Quantum

Mechanics, Classical Mechanics, Solid States Physics, Modern Physics and Relativity, Thermodynamics, Statistical Physics, Signal Processing, Physics of fluid and gases, Optics, and Computer programming. The academic education program in medical physics provides the student the basic knowledge on a career in the regulatory, metrology, research and development or innovation through research. A medical physics academic program structure consists of Anatomy and Physiology applied to Medical Physics, Radiation Physics, Radiation Dosimetry, Radiation Protection, Radiation Biology, Professional and Scientific Development, Medical Imaging Fundamental, Physics of Nuclear Medicine, Physics of Diagnostic and Interventional Radiology, Physics of Radiation Oncology, Advance subjects, Research Methodology and Research Project. Further post graduate studies would be necessary to pursue for academic career in medical physics. The education program mostly runs by a university hospital capable of awarding M.Sc. and Ph.D. post graduate degree to remain sustainable by offering academic career development pathways. Furthermore, it should be ensure the proper access to equipment for clinical practice in medical physics. The clinical radiation oncology, radiology, and nuclear medicine services should be equipped with at least the basic resources required to commence a medical physics clinical training program. Radiation oncology services should have: a teletherapy unit, a treatment planning system, a conventional and/or computed tomography simulator, dosimetry equipment including a water phantom, brachytherapy and medical imaging services. Radiology services should have general X-ray

* E-mail: anchali.kris@gmail.com

units, fluoroscopy units, CT, mammography units, dental units, ultrasound units, dual energy X-ray absorptiometry (DEXA) unit, thermoluminescent dosimetry (TLD) or OSLD, and a magnetic resonance imaging (MRI) unit. Nuclear Medicine services should have a SPECT or SPECT/CT system, dose calibrators, probes and counters, phantoms and calibration sources, survey meters and contamination probes, nuclear medicine therapy services, PET/CT system. Medical physics graduated students should be arranged with radiation safety and protection and radiation personnel monitors. Research and education ethics, patient confidentiality issues should be clarified. Register with medical physics society is recommended. Internet connectivity and access to computer workstation with basic software is necessary. Library access with electronic journals, reports and publications from medical physics international organizations must be available.

3. Medical physics in Thailand

Medical Physics had been established in radiotherapy in Thailand since 1959 at Siriraj Hospital, Mahidol University. As the technology of medical physics has developed rapidly, there are needs for medical physicists in several centers in Thailand. The education and training of medical physicist, started in 1972, increased from one to five programs in 2014. All programs enroll only full time students with the period of two years for course

work of core and selected subjects, clinical practicum, seminars, and research. Total credit hour is about 40. One program offers international education and training of medical physics for ASEAN students such as Vietnamese, Myanmar, Lao and Indonesian, lacking such the program in their home countries. There are more than 400 graduates from these five programs as shown in Table 1. A doctoral program in Medical Physics has been started since 2016 at Chulalongkorn University. The program consists of one year course work, qualifying examination. After passing the examination, the student could submit research proposal to the departmental research committee and the Institutional Review Board of Faculty of Medicine. In 2019, there will be 6 medical physics education programs in Thailand. The clinical training of medical physics in radiation oncology⁴⁾, diagnostic radiology⁵⁾ and nuclear medicine⁶⁾ started in 2006, 2009 and 2011 respectively using the IAEA curriculum for training and assessment. The objective of the clinical training program is to produce an independent medical physicist who can work unsupervised within multidisciplinary team of high professional standard. Thai Medical Physicist Society established in 2002, in cooperation with several university hospitals proposed to IAEA for the pilot clinical training of medical physicist in radiation oncology. In 2007, the national workshop was arranged to guide clinical supervisors, mentors and residents on the program management, el-

Table 1 Medical physics education programs in Thailand

No.	Program	Institution	Year established	Degree obtained	Total number of graduations
1.	Medical Physics	School of Medical Physics, Department of Radiology, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital Mahidol University	1972	M.Sc. (Medical Physics)	150 (2018)
2.	Medical Physics Radiological Sciences (1990–2017)	Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University	2018 1990	M.Sc. (Medical Physics) M.Sc. (Radiological Sciences)	117 (2018)
3.	Medical Physics	Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University	2001	M.Sc. (Medical Physics)	54 (2018)
4.	Medical Physics Medical Imaging	Department of Radiology, Faculty of Medicine Chulalongkorn University	2016 2018 2002	Ph.D. (Medical Physics) M.Sc. (Medical Physics) M.Sc. (Medical Imaging)	70 (2018)
5.	Medical Physics	Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University	2014	M.Sc. (Medical Physics)	4 (2018)
6.	Medical Physics	Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science, Chulabhorn Royal Academy	2019	M.Sc. (Medical Physics)	10 (2021)

ements for the clinical training program. The IAEA Experts introduced documents to assist in implementing clinical training such as

- Handbook for residents
- Handbook for clinical supervisor
- A guide on Modules and Sub-Modules related to essential elements of role and responsibility of ROMP
- A guide to the assessment of competency in sub modules

The assessment consists of several components such as

- Competencies for each sub modules
- Clinical work assessed by observing the routine clinical task
- Module-focused
- Commissioning focused
- Portfolio
- Assignment
- Oral examination
- Practical examination
- Logbook

Research, development and teaching are also included for resident to cover the experience and knowledge on research methodology and the study on patient data with critical thinking and confidentiality.

Document for clinical training of medical physicists specializing in diagnostic radiology⁵⁾ and nuclear medicine⁶⁾ were available in 2009 and 2010 respectively. There were 12 residents enroll ROMP in 2007, 6 residents enroll DRMP in 2010, and 12 enroll NMMP in 2011 (Table 2). 10 ROMP, 4 DRMP and 9 NMMP com-

pleted their clinical training in 2009, 2012 and 2013 respectively with Certification presented at the annual scientific meeting of Thai Medical Physicist Society.

4. Clinically qualified medical physicist in Thailand

On February 24–26, 2016, Thai Medical Physicist Society with Chulalongkorn University organized a meeting to pilot IAEA e-learning for medical physics specializing in diagnostic radiology (DRMP), radiation oncology (ROMP) and nuclear medicine (NMMP). About 50 Residents, Clinical Supervisors, Mentors and IAEA Experts participated this meeting (Table 3). The purpose of the meeting was to demonstrate IAEA Moodle platform on AMPLE (Advanced Medical Physics Learning Environment) to support education and clinical training of medical physicists in Thailand and neighbors and plan for activities in 2016–2018. AMPLE provides a means of electronically tracking the progress of residents through the clinical training modules and associated competencies, allows communication between residents, supervisors and coordinators, provides a central resource for electronic learning materials.

As the clinical training guide is under electronic learning, the remote clinical supervisors are available in Asian regions. There were one Vietnamese, two Myanmar and one Nepalese residents trained at their department under Thai Clinical Supervisors. Final assessment was arranged in July–August 2018 at centers in Bangkok for 15 ROMP 5 DRMP and 4 NMMP. Three IAEA Experts were assigned as the external examiners for each subspecialty. The written examinations are locally organized for 24 residents at Faculty of Medicine Chulalongkorn University, while the oral and practical examinations are led by IAEA Experts in Bangkok. All residents had the opportunity to present orally and electronically poster on their research works at the Annual Meeting of the professional society, regional socie-

Table 2 Clinical training for medical physicists in Thailand

	ROMP	DRMP	NMMP
Year of enrolment	2007	2010	2011
No. Residents	12	6	12
Year completed	2009	2012	2014
Graduates	10	4	9

Table 3 Applications for AMPLE in Thailand (2016)

Program	Residents	Hospital	Supervisors	Hospital
ROMP	19 (17 THA 1 MYA 1VIE)	9	10	4
DRMP	7 (THA)	5	4	2
NMMP	4 (1 MYA 1 NEP 2 THA)	2	3	2
Total	30		17	

ty and local society such as Asia Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP), South-East Asian Congress of Medical Physics (SEACOMP), Japanese Society of Medical Physics (JSMP), and Thai Medical Physicist Society (TMPS). Those who successfully complete such the program with formal assessment will be a clinically qualified medical physicist.

5. Conclusion

Medical Physics education and clinical training could improve the quality of health care and patient safety in areas related to radiation medicine through the delivery of medical physics services. Clinically qualified medical physicists are increasing in all subspecialties. The major roles are in the university hospital, cancer centers with proper facilities, regional hospital and private hospitals with international standards.

Author Profile

Anchali Krisanachinda

Position: Chairperson, M.Sc., Ph.D. in Medical Physics Program, Faculty of Medicine Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

Field: Medical Physics, Nuclear Medicine

Biography: Anchali Krisanachinda received B.Sc. (Hons) in Physics, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand. M.Sc. in Radiation Physics, Middlesex Hospital Medical School, University of London, UK. Ph.D. in Medical Radiation Physics, University of Health Science, North Chicago, Illinois, USA. She is currently working as Associate Professor in Radiology at Faculty of Medicine Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

References

- 1) Smith PHS, Nusslin F: Benefits to medical physics from the recent inclusion of medical physicists in the international classification of standard occupations (ISCO-08). *Med. Phys. Int.* 10–14, 2013
- 2) International Atomic Energy Agency: Role and responsibility and education and training requirement for clinically qualified medical physicists. Human Health Series No. 25. 2013, IAEA, Vienna
- 3) Meghazifene A: Call for recognition of medical physics profession. *Lancet* 377: 1–2, 2011
- 4) International Atomic Energy Agency: Clinical training of medical physicists specializing in radiation oncology. Training Course Series No. 37. 2009, IAEA, Vienna
- 5) International Atomic Energy Agency: Clinical training of medical physicists specializing in diagnostic radiology. Training Course Series No. 47. 2010, IAEA, Vienna
- 6) International Atomic Energy Agency: Clinical training of medical physicists specializing in nuclear medicine. Training Course Series No. 50. 2011, IAEA, Vienna

解説

〈第112回日本医学物理学会学術大会特集〉

海外セッション『アジア各国における医学物理学・医学物理士の現状』

Medical Physics in Palestine: A Hope for Better Prospective

Hussein ALMASRI*

Medical Imaging Department, Faculty of Health Professions, Al-Quds University, Palestine

Keywords: medical physics, developing countries, education, training

1. Introduction

Palestine is a country in the Middle East compromising the West Bank (including East Jerusalem) and the Gaza Strip which are occupied and under the control of Israel as shown in Fig. 1. The Israeli occupation of Palestine and the resulting political conditions make it difficult to objectively assess the situation of medical physics and many other related fields in Palestine. Medical physics is one of the main themes that is required to improve healthcare in Palestine. As a member of Middle East Federation of Medical Physics (MEFOMP) established in 2009, Palestine made great efforts to organize its regional medical physics society under the umbrella of International Organization for Medical Physics (IOMP) to further enhance and improve the status of medical physics across the Globe. In recent years, the International Organization for Medical Physics (IOMP) is providing assistance to developing part of the world on a country by country basis¹⁻⁶⁾. Due to political reasons, Palestine faces many obstacles to increase the level of medical physics knowledge such as building the required infrastructures, acquiring the required equipment, and upgrading of qualified professionals in order to develop education, training programs, and national policies for providing an acceptable patient care within financial limits and boundaries.

2. Unit for radiation oncology in Palestine

Qualified medical physicists in Palestine are rare. There are only four practicing medical physicists in Palestine, three of them are females. Additionally, there are about seven academics who studied radiography then made postgraduate studies in medical physics. Although located in East Jerusalem, difficult to reach, with a need

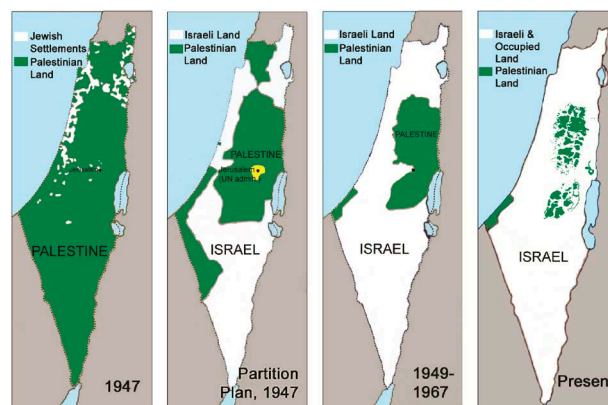


Fig. 1 Palestinian loss of land between 1947 until present⁷⁾

to get a permission beforehand, Augusta Victoria is the only hospital offering radiation therapy services for all Palestinian People in the West bank and Gaza. The radiotherapy division located at the Augusta Victoria hospital has a CT simulator along with two LINACs. First is Varian Trilogy, Varian Medical Systems, California, USA, capable of producing 6 and 15 MeV X-ray beams, and 4, 6, 9, 12, 16, 20 MeV electron beams. The other LINAC is Primus, Siemens Inc., USA, capable of producing 6 and 15 MeV X-ray beams, while electron beams are not commissioned and therefore not utilized for electron therapy. Since it is the only radiotherapy division serving Palestinians, the four medical physicists along with 11 radiotherapy technologists work together to carry out huge patient load. The Augusta Victoria radiotherapy division handles about 110 patients daily. Table 1 shows Palestinian medical physics and medical imaging facilities across the country.

3. Importance of education and training

It is unfortunate to note that most developing countries still rely on developed countries to provide educa-

* Medical Imaging Department, Faculty of Health Professions, Al-Quds University, P.O. Box 20002, Abu Dies, Palestine
E-mail: halmasri81@staff.alquds.edu

Table 1 Palestinian medical physics and medical imaging facilities

Item	Count
Hospitals and medical centers	210
Radiologic Technologists (RTs)	774
Medical physicists	11 = 4 (Practice) + 7 (Academic)
Radiotherapy dept	1 (East Jerusalem)
Nuclear Medicine	3
MRI	11
CT	33
Plain X-ray machines	146
Bone absorptiometry DXA	7
Dental radiography + CT	130
Mammography	30
Cath Lab	10
Fluoroscopy	31

tion and training programs whereas parts of the needed equipment are provided through international donation programs of used equipment, such as the one run by the IOMP. The technological aspect of medical physics development is not uniform across Palestine as well as within other Middle East developing countries. There is a wide difference between quality assurance and cost-benefit goals for developed countries in medical physics practice as compared to developing countries, in which the main goal is the availability of healthcare standards and initial installation of new technologies. There are some challenges facing the development of medical physics in Palestine, including: 1) Encouraging universities to open departments of medical physics, 2) Encouraging young graduates from scientific departments to join medical physics departments, 3) Encouraging governments to support the local medical physics societies, and 4) Raising medical physics awareness in the community.

4. Role of international organizations

The main international organizations responsible for supporting and spreading the knowledge on medical physics and its conditions worldwide are:

- a. Governmental (e.g.: IAEA)
- b. Non-governmental (e.g.: IOMP)

International organizations should be realistic in knowing the best way to help and support developing countries, at which the conditions of medical physics might not be similar to other nearby developing countries. They help in improving the level of clinical physics support in developing countries. However, host countries should adopt the assistance that will best suit their own objectives. The receipt of any equipment

should be carefully considered by the developing country involved and accepted after assessing their needs.

The donation program offered by IOMP for used equipment in developing countries is a good example of collaboration with many developing countries. Usually, donating parties make tax deductions from donations to the developing world and also to clear space occupied by unemployed equipment in the developed country.

5. Main concerns

The main concern about international organizations is that they only cooperate with governmental organizations in developing countries. They do not acknowledge qualified medical physicists or academics working in non-governmental bodies in the same manner. Additionally, an important issue is that the decision-makers in some developing countries have limited knowledge on medical physics and lack the deep understanding of international medical physics requirements and standards. Some of them have no idea about the requirements and needs for establishing medical imaging facilities and specialized radiation oncology centers. It was reported in many cases that some sponsored projects were not managed appropriately. The medical physics organizations in developing countries should consult the national medical physics societies and ask for their guidance. Moreover, many projects have come to an end due to unsuccessful running and administration. Such projects did not achieve their goals and ultimately fail. In order to have successful collaboration programs, the full support of decision-makers and the national medical physics association is required.

6. Conclusion

It is important to develop a long-term policy that achieves the objectives of medical physics support in healthcare institutions. Related obstacles for making such policy include having an adequate budget for training support and equipment installations. In developing countries, the initial concern is having medical physics support in clinical practice. This can be provided in forms of lectures and support. The role of scientific societies and non-governmental organizations such as private universities should be emphasized in the collaboration with national and international bodies to make new and efficient medical physics policies. Also, many efforts should be done to bridge the gap between developing and developed countries for medical physics edu-

cation and clinical support.

References

- 1) Hanson GP, Stjernsward J, Nofal M, et al.: An overview of the situation in radiotherapy with emphasis on the developing countries. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 19: 1257–1261, 1990
- 2) Levin CV, El Gueddari B, Meghzifene A: Radiation therapy in Africa: Distribution and equipment. *Radiother. Oncol.* 52: 79–84, 1999
- 3) Zubizarreta EH, Poitevin A, Levin CV: Overview of radiotherapy resources in Latin America: A survey by the International Atomic Energy Agency (IAEA) *Radiother. Oncol.* 73: 97–100, 2004
- 4) Tatsuzaki H, Levin CV: Quantitative status of resources for radiation therapy in Asia and Pacific region. *Radiother. Oncol.* 60: 81–89, 2001
- 5) Zaidi H. Reflections on International collaboration in medical physics. *Physica Medica.* XIII: 417–419, 1997
- 6) Ng K, Pirabul R, Peralta A, et al.: Medical physics is alive and well and growing in South East Asia. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 20: 27–32, 1997
- 7) Wazwaz F: Fighting for survival, not destruction of Israel. *Star Tribune*, 2014

Author Profile

Hussein Almasri

Position: Head of Medical Imaging Department, Faculty of Health Professions, Al-Quds University. (Assistant Professor)

Field: Medical Imaging and Radiation Dosimetry

Biography Hussein AlMasri received a BS in 2003 and an MS in 2006 in medical imaging and radiation sciences, and his PhD in Medicine from Radiology Department, University of the Ryukyus in 2014. He used to work for Al-Quds University, East Jerusalem, from 2003 to 2009. He is currently working as the head and an assistant professor in the Medical Imaging Department, Faculty of Health Professions, Al-Quds University, and also he is a certificated member of the Japan Society of medical physic (JSMP) in Japan.

<https://www.alquds.edu/en/staff-profiles/faculty-of-health-professions/57-department-of-medical-imaging/138923-hussein-y-al-masri.html>

受賞論文**平成30年度英語論文誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告**

英語論文誌担当理事

川村 慎二

JRC2018において土井賞（優秀論文賞）受賞講演会が開催されました。今回の土井賞には2017年に発行されたVol. 10-1号から3号と2017年9月20日までのOnline Firstの対象論文51編の中から診断物理分野，MRI・核医学分野，放射線治療・計測・防護分野の3つのカテゴリにおける最優秀論文が選考され表彰されました。また，2015年に掲載された論文のうち，最も引用された3編の論文にMCAが授与されました。受賞された各分野の土井賞論文とMCA論文は以下の通りです。なお，土井賞受賞論文については論文紹介記事を掲載いたします。

1. 土井賞（優秀論文賞）**【診断物理分野】**

論文名：Evaluation of pre-surgical models for uterine surgery by use of three-dimensional printing and mold casting

著者：Sayed Ahmad Zikri Bin Sayed Aluwee, Xiangrong Zhou, Hiroki Kato, Hiroshi Makino, Chisako Muramatsu, Takeshi Hara, Masayuki Matsuo, Hiroshi Fujita

巻号：Vol. 10(3): 279–285

【MRI・核医学分野】論文名：Fully parametric imaging with reversible tracer ^{18}F -FLT within a reasonable time

著者：Nobuyuki Kudomi, Yukito Maeda, Tetsuhiro Hatakeyama, Yuka Yamamoto, Yoshihiro Nishiyama

巻号：Vol. 10(1): 41–48

【放射線治療・計測・防護分野】

論文名：Dose reduction technique in diagnostic X-ray computed tomography by use of 6-channel multileaf collimators

著者：Fumio Hashimoto, Atsushi Teramoto, Yasuki Asada, Shoichi Suzuki, Hiroshi Fujita

巻号：Vol. 10(1): 60–67

2. MCA (Most Citation Award)

論文名：Modulation transfer function measurement of CT images by use of a circular edge method with a logistic curve-fitting technique

著者：Tomomi Takenaga, Shigehiko Katsuragawa, Makoto Goto, Masahiro Hatemura, Yoshikazu Uchiyama, Junji Shiraishi

巻号：Vol. 8(1): 53–59

論文名：Practical calibration curve of small-type optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter for evaluation of entrance skin dose in the diagnostic X-ray region

著者：Kazuki Takegami, Hiroaki Hayashi, Hiroki Okino, Natsumi Kimoto, Itsumi Maehata, Yuki Kanazawa, Tohru Okazaki, Ikuo Kobayashi

巻号：Vol. 8(2): 286–294

論文名：Expiratory computed tomographic techniques: A cause of a poor rate of change in lung volume

著者：Keiko Morikawa, Fumito Okada, Hiromu Mori

巻号：Vol. 8(1): 153–159

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Evaluation of pre-surgical models for uterine surgery by use of three-dimensional printing and mold casting

Authors: Sayed Ahmad Zikri Bin SAYED ALUWEE, Xi-anrong ZHOU, Hiroki KATO, Hiroshi MAKINO, Chisako MURAMATSU, Takeshi HARA, Masayuki MATSUO, Hiroshi FUJITA

Publish: 10(3): 279–285, 2017

タイトル：子宮の術前計画のための3Dプリンタと注入成形によるモデル作成と評価

著者：サイド アハマッド ジクリ ビン サイド アルウィー，周 向榮，加藤博基，牧野 弘，村松千左子，原 武史，松尾政之，藤田広志

本研究では、患者の解剖構造を忠実に再現するモデルの作成法を提案した。そして、作成したモデルが子宮の術前計画に有用であるかを評価した。術前計画の支援には、患者の解剖構造と病変部位の3次元可視化が重要な項目である。これまで、3次元医用画像から患者固有な解剖構造と病変部分を抽出し、計算機の画面上で仮想的に表示するアプローチ¹⁾が主流であったが、外科医が仮想表示で示された解剖構造の物理的サイズと距離に関する情報を受け入れにくく、また、医療現場で常に計算機を携帯する必要があるという問題点があった²⁾。以上の問題を解決するために、計算機のモニター上での仮想表示の代わりに、物理的な患者モデルを作成することが有用と考えられる。ポータビリティの面で患者モデルの使用は利便性が高いと言える。

本研究では、患者に固有な解剖構造および子宮病変を3次元MR画像から抽出し、必要な部分を忠実に再現する物理モデルの作成法を提案した。提案法では、3Dプリンタ技術と伝統的な注入成形法を併用するアプローチを用いて、3次元画像の情報に基づいて患者に固有な解剖構造を精密に複製することを実現した。具体的なモデル作成のプロセスは、「3次元画像から患者に固有な解剖構造および関心領域の抽出」と「3Dプリンタと注入成形」の2つの部分から構成される。手法の詳細は文献3)に譲る。

提案法で作成したモデルが透明な素材を使用しているため、臓器の外形と内部構造を同時に観察することができる。また、注入成形の際に素材の柔軟性を調整することによって、人体組織に類似する触感を実現し、外力による組織の変形もモデル上で模擬することができる。患者の解剖構造を目視で観察するだけでなく、モデルを手で触感することも可能であるため、外科医がより直感的に解剖情報

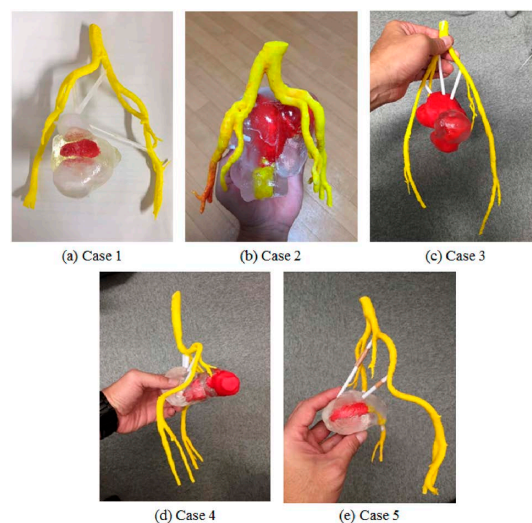


図1 子宮摘出術（5症例）の術前モデル
元論文³⁾より引用

を正しく把握できると考えられる。3Dプリンタによる臓器モデルの作成に関する報告⁴⁾はあるが、現時点で人体組織の触感と柔軟性を考慮したモデル作成に関する報告は見られない。

本研究では、子宮内膜癌と診断された5人の患者に子宮摘出術のための術前モデルを提案法によって作成した（図1を参照）。作成されたモデルをCT装置で撮影し、患者のMR画像との比較によって、モデルの作成精度を定量的に評価した。評価の結果、各モデルの作成誤差の平均値は1.19～2.22 (mm)に分布した。この精度は手術計画の目的に妥当であることが医師によって確認された。また、経験豊富な放射線科医、外科医、および患者が、作成されたモデルの有用性を主観的に評価した結果、術前計画および患者への説明に対するモデルの有用性と利便性が示された。

参考文献

- 1) Aluwee SAZBS, Kato H, Zhou X, et al.: Magnetic resonance imaging of uterine fibroids: A preliminary investigation into the usefulness of 3D-rendered images for surgical planning. SpringerPlus 4: 384–392, 2015
- 2) Preece D, Williams SB, Lam R, et al.: “Let’s Get Physical”: Advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy. Anat. Sci. Educ. 6: 216–224, 2013
- 3) Aluwee SAZBS, Zhou X, Kato H, et al.: Evaluation of pre-surgical models for uterine surgery by use of three-dimensional printing and mold casting. Radiol. Phys. Technol. 10: 279–285, 2017
- 4) Naftulin JS, Kimchi EY, Cash SS: Streamlined, inexpensive 3D printing of the brain and skull. PLoS ONE 10: e0136198, 2015

執筆者：サイド アハマッド ジクリ ビン サイド アルウィー
(岐阜大学)

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Fully parametric imaging with reversible tracer ^{18}F -FLT within a reasonable time

Authors: Nobuyuki KUDOMI, Yukito MAEDA, Tetsuhiko HATAKEYAMA, Yuka Yamamoto, Yoshihiro NISHIYAMA

Publish: 10(1): 41–48, 2017

タイトル：リバーシブルトレーサである ^{18}F -FLTにたいする短時間画像計算法の開発

著者：久富信之，前田幸人，畠山哲宗，山本由佳，西山佳宏

PET撮像から得たダイナミック画像から，リバーシブルトレーサにたいしてコンパートメントモデル (2TCM) を仮定することで K_1 , k_2 , k_3 , および k_4 を得ることができる¹⁾. これらの移行定数をマイクロパラメータとしてパラメトリック画像を計算する手法は，これまで長時間を要するという問題があった．本研究ではこれらすべての移行定数に対するパラメトリック画像を1分以内の妥当な時間内で計算する方法を提案する．

計算法開発にあたっては，2TCMを表現する連立微分方程式を従来の方法とは異なる形式で，すなわち組織カーブ (C) に対する微分項を含んだ形で表現し，以下の式を得た：

$$\frac{dC(t)}{dt} = K_1 P(t) - K_1 k_2 P(t) \otimes \exp(-(k_2 + k_3 + k_4)t) - k_2 k_4 C(t) \otimes \exp(-(k_2 + k_3 + k_4)t)$$

ただし， P はプラズマ入力関数を示し，右辺2項は， $(k_2 + k_3 + k_4)$ に関する非線形項である．この式にたいして，線形項を線形最小二乗法で，非線形項をグリッドサーチ法でパラメータ推定することで，各々の移行定数を短時間で得ることが可能となる²⁾．

本方法の有効性は， ^{18}F -FLTを投与したPET検査を受けた神経腫瘍の症例データ39例にたいして確認した³⁾．PET画像データに開発した方法を適用し，パラメトリック画像を得た．腫瘍領域に関心領域をとり，移行定数の値を得た．同じ関心領域にたいしてダイナミック画像から組織カーブを取り出し，非線形最小二乗法により移行定数を得た．これら2法による移行定数の値を比較した．これに加えて，本開発法の正確さと精度を評価するため，シミュレーションにより画像を作成し，本方法による画像計算を行った．

本計算法による画像計算時間は，実画像で20秒前後であり，また，移行定数画像の画質は妥当であると考えられた (図1)．本画像計算法および非線形最小二乗法により得

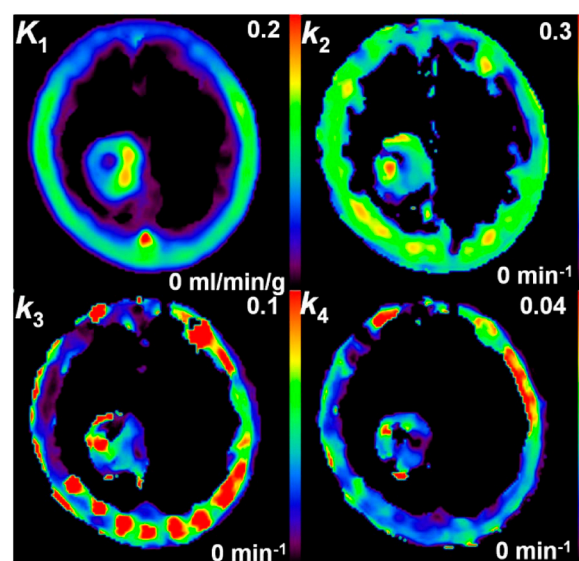


図1 K_1 , k_2 , k_3 , および k_4 画像

られた grade IV 領域の移行定数の値は，それぞれ， K_1 にたいして， 0.24 ± 0.23 および $0.26 \pm 0.25 \text{ ml/min/g}$ ， k_2 にたいして， 0.21 ± 0.12 および $0.21 \pm 0.12 \text{ min}^{-1}$ ， k_3 にたいして， 0.13 ± 0.07 および $0.13 \pm 0.07 \text{ min}^{-1}$ ， k_4 にたいして， 0.052 ± 0.020 および $0.054 \pm 0.021 \text{ min}^{-1}$ であった．これらの値は方法間で有意差が見られなかった．回帰分析の結果相関係数は方法間で K_1 , k_2 , k_3 および k_4 各々にたいして $r = 0.94, 0.86, 0.71$ および 0.52 であった．シミュレーションの結果，想定した値と画像計算により推定した値の間の相関は， K_1 , k_2 , k_3 および k_4 各々にたいして $r = 0.99, r = 0.97, r = 0.99$ および $r = 0.91$ であった．

以上より，本方法によりリバーシブルトレーサにたいしてすべての移行定数を画像計算する方法が提案できることが示唆された．

参考文献

- 1) Watabe H, Ikoma Y, Kimura Y, et al.: PET kinetic analysis: Compartmental model. Ann. Nucl. Med. 20: 583–588, 2006
- 2) Koeppe RA, Holden JE, Ip WR: Performance comparison of parameter estimation techniques for the quantitation of local cerebral blood flow by dynamic positron computed tomography. J. Cereb. Blood Flow Metab. 5: 224–234, 1985
- 3) Shinomiya A, Kawai N, Okada M, et al.: Evaluation of 3'-deoxy-3'-[^{18}F]-fluorothymidine (^{18}F -FLT) kinetics correlated with thymidine kinase-1 expression and cell proliferation in newly diagnosed gliomas. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging 40: 175–185, 2013

執筆：久富信之（香川大学）

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Dose reduction technique in diagnostic X-ray computed tomography by use of 6-channel multileaf collimators

Authors: Fumio HASHIMOTO, Atsushi TERAMOTO, Yasuki ASADA, Shoichi SUZUKI, Hiroshi FUJITA

Publish: 10(1): 60–67, 2017

タイトル：6チャンネルマルチリーフコリメータを用いた診断用X線CTにおける線量低減手法

著者：橋本二三生，寺本篤司，浅田恭生，鈴木昇一，藤田広志

Computed Tomography (CT)分野において、有効視野内の関心領域 (Region of interest: ROI) に限定した画像情報を得る“Interior CT”と呼ばれる技術が、画像再構成アルゴリズムを中心に検討されている^{1)~2)}。これは、検査の対象部位であるROIに限定してX線を照射することで、ROI外の被ばく線量を大幅に低減できるメリットがある。具体的には、放射線治療で用いられているマルチリーフコリメータを診断用X線CTに応用している形である。

我々はこれまで、任意の二次元ROI形状を設定できるよう、投影角度毎にROI外のX線を遮蔽するように動作する2チャンネルのアクティブコリメータを用いた実験装置の開発を行ってきた³⁾。しかし、より臨床に近い検討を行うためには、三次元ROI形状を設定できる実験装置が必要である。そこで我々は、6チャンネルを有するマルチリーフコリメータを搭載したコーンビームCT装置を開発し、実験装置の有用性を評価した。

開発した実験装置の外観を図1に示す (紹介論文 Fig. 1 を転載)。本装置は、X線管や検出器、X線の遮蔽を行うマルチリーフコリメータ等のスキャン部と、それらを制御する制御部で構成されており、X線防護室外にあるコンピュータからリモートで撮影を行う仕組みとなっている。また、被写体の周囲をスキャン部が回転する一般的なCTのスキャン法ではなく、中央の回転ステージに置かれた被

写体を回転させることで全方位からの投影データを収集するスキャン法を採用している。

検出器から出力された不完全な投影データに対し外挿法を利用し補正することで、トランケーションによるアーチファクトの出現を低減する。その後、Feldkamp–Davis–Kress法によるコーンビーム再構成を行うことで目的の三次元断層像を取得する。

本装置の有用性を確認するため、画質評価用ファントムと人体の胸部形状を模擬したファントム (胸部ファントム) を用いて、画質および被ばく線量の評価を行った。画質評価用ファントムを撮影した結果、検査対象となるROIを球体や楕円体に設定した場合においても、通常のCTスキャン (Originalスキャン) と同等な画像が得られた (図2: 紹介論文 Fig. 11 を転載)。また、胸部ファントムの心臓部にROIを設定した場合、通常のCTスキャンと比較して肺野の被ばく線量が約80%低減し、本装置が被ばく低減に有効であることが示された。

我々は、6チャンネルを有するマルチリーフコリメータを搭載した被ばく低減用のコーンビームCT装置を開発した。本装置を用いることで、一般的なCTスキャンと同等の画質を保持しつつ、検査対象領域外の被ばく線量を低減させることが可能となり、本装置の臨床応用が期待される。

参考文献

- 1) Kudo H, Courdurier M, Noo F, et al.: Tiny a priori knowledge solves the interior problem in computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 53: 2207–2231, 2008
- 2) Gong H, Lu J, Zhou O, et al.: Implementation of interior micro-CT on a carbon nanotube dynamic micro-CT scanner for lower radiation dose. *Proc. SPIE Med. Imaging Int. Soc. Opt. Photonics.* 94124N: 1–9, 2015
- 3) 橋本二三生，寺本篤司，浅田恭生，他：二次元領域設定型CT装置の開発—アクティブコリメータを搭載した実験装置の製作と基礎的評価—。 *Med. Imaging Technol.* 34: 123–127, 2016

執筆：橋本二三生 ((株) 浜松ホトニクス)

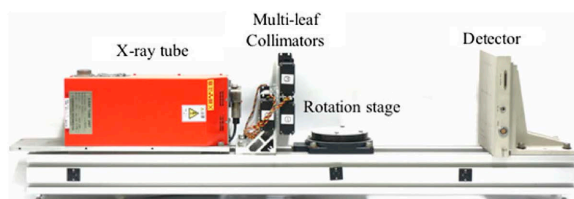


図1 実験装置外観

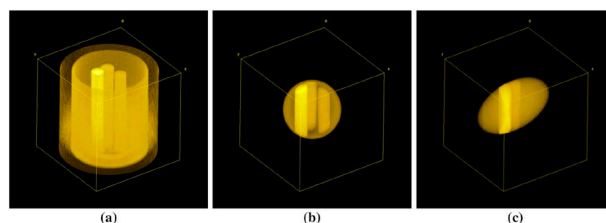


図2 本装置の撮影例

a: Originalスキャン画像, b: ROIを球体に設定しスキャンした画像, c: ROIを楕円体に設定しスキャンした画像

大会開催報告

第115回日本医学物理学会学術大会報告

大会長

小口 宏*

名古屋大学大学院医学系研究科

Report of the 115th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

President of the 115th Meeting of JSMP

Hiroshi OGUCHI *

Graduate School of Medicine, Nagoya University

第115回日本医学物理学会学術大会が平成30年4月12日(木)～15日(日)の4日間にわたってパシフィコ横浜会議センターにおいて開催されました。参加登録参加者は1065名と過去最多を記録し盛会裏に閉会することができました。大会メイン・テーマである「Innovative Science and Humanism in Radiology—夢のような創造科学と人に優しい放射線医学—」の趣旨に基づいた合同シンポジウムをJRSとJSRTと合同で企画し、今回初めて3学会合同教育セッションを追加開催しました。また、国内外からの著名な研究者による特別講演、教育講演、シンポジウム、医学物理に関する最先端の研究発表が行われる一般演題セッション、医学物理教育コース情報交換会、JSMBEとの交流セッション、留学生セッションなどの多彩なセッションからなるプログラムを企画しました。それぞれのセッションで多くの有意義な討論が行われ充実した大会を開催することができました。本大会の概要は以下の通りです。

大会概要

I. JRC2018全体テーマ

Innovative Science and Humanism in Radiology
—夢のような創造科学と人に優しい放射線医学—

II. 組織

大会長：小口 宏(名古屋大学)

実行委員長：林 直樹(藤田保健衛生大学)

プログラム委員長：歳藤利行

(名古屋陽子線治療センター)

III. プログラム

【Joint Special Lecture】

- Joint Special Lecture: April 13 (Fri.) 14:20–15:00 (Main Hall)

Moderator: Tokai Univ. Yutaka Imai

Merging Analytical and Medical Science for the



大会長、実行委員長、JRC代表理事の皆さま



第115回日本医学物理学会学術大会実行委員の皆さま

Evolution of Healthcare

Shimadzu Corp. Koichi Tanaka

【Joint Symposium】

- Joint Symposium 1: April 13 (Fri.) 15:10–17:10 (Main Hall)

「Management for Radiation Dose Reduction in Clinical Practice」

* 名古屋大学大学院医学系研究科 [〒466-8550 愛知県名古屋市東区大幸南1-1-20]
Graduate School of Medicine, Nagoya University, 1-1-20 Daiko-minami, Higashi-ku, Nagoya, Aichi 466-8550, Japan
E-mail: h_oguchi@met.nagoya-u.ac.jp



田中耕一先生の特別公演

Moderator: Kitasato Univ. Yusuke Inoue

QST/NIRS Yasuo Okuda

Keynote Lecture ICRP and Priorities for Radiological Protection in Medicine

ICRP Claire Cousins

1. Radiation Dose Management in CT: Things to Do Right Now

International Univ. of Health and Welfare

Masaaki Akahane

2. Radiation Dose Reduction in Pediatric Radiology: Current Situation in Japan

National Center for Child Health and Development

Osamu Miyazaki

3. Dose Management Systems in Radiology

Univ. of Freiburg/Medical Center Elmar Kotter

4. Optimization of Medical Radiation Exposure for IVR in Japan

Osaka City Univ. Hosp. Takao Ichida

5. Evaluation of Radiation Dose from Cone Beam CT in Image-guided Radiation Therapy

Kumamoto Univ. Takeshi Ohno

- Joint Symposium 2: April 14 (Sat.) 9:10–11:50 (Main Hall)

「Establishing Fundamental Knowledge for the Clinic!: An Invitation to Preclinical Research」

Moderator: QST/NIRS Takayuki Obata

Osaka Univ. Shigeyoshi Saito

1. Preclinical Magnetic Resonance Imaging Study for Connect Animal and Human

RIKEN BSI Junichi Hata

2. Preclinical Imaging Study Using Nuclear Medicine Technology

Nagasaki Univ. Kodai Nishi

3. Predictive Biomarker for the Detection of Ionizing Radiation Toxicity

Hiroshima Univ. Satoru Monzen

4. Things to Know before Using Imaging Biomarkers in the Clinic

QST/NIRS Riwa Kishimoto



開会式会場風景



合同会員懇親会にて

5. Hopes and Requests from Clinical Side

Juntendo Univ. Masaaki Hori

6. Near Infrared Photoimmunotherapy for Cancer: A Newly Developed Technology Practically Useful for Patients

NCI/NIH Hisataka Kobayashi

- Joint Symposium 3: April 14 (Sat.) 13:00–15:00 (Main Hall)

「Current Status of Radiomics Research in Radiology」

Moderator: Hokkaido Univ. Hosp. Kohsuke Kudo

Teikyo Univ. Jun'ichi Kotoku

1. Concepts and Implementation of Radiomics in Medical Imaging Research

The Univ. of Chicago Samuel G. Armato III

2. Radiomics of Medical Imaging Using Multivariate Analysis and Artificial Intelligence

Kanazawa Univ. Kenichi Nakajima

3. Current Status and Perspectives of Radiomics for Personalized Radiation Therapy

Kyushu Univ. Hidetaka Arimura

4. Radiomics and Image Analysis

Tokushima Univ. Akihiro Haga

【Joint Educational Session】

- Diagnostic and Therapeutic Indications of Prostate Cancer: April 13 (Fri.) 9:10–11:40 (302)

Moderator: National Hospital Organization Tokyo Medical Center Atsunori Yorozu

Kindai Univ. Hosp. Masahiko Okumura

1. How Do Urologists Treat Prostate Cancer?
Tokai Univ. Akira Miyajima
2. Multiparametric MR Imaging of Prostate Cancer
Dokkyo Medical Univ. Yasushi Kaji
3. Radiotherapy for Prostate Cancer
Keio Univ. Toshio Ohashi
4. Radiopharmaceutical Agents for the Diagnosis and Treatment of Prostate Cancer
Tokyo Medical Univ. Mana Yoshimura
5. The Role of Radiotherapy Technologists in High-precision Radiotherapy for Prostate Cancer Patients
Tane General Hosp. Ryu Kawamorita
6. High-precision Radiotherapy for Prostate Cancer: The Role of Medical Physicists
Hiroshima Heiwa Clinic Kaoru Ono

【JSRT-JSMP Joint Lecture】

April 14 (Sat.) 10:00–10:50 (502)

Moderator: Fujita Health Univ. Naoki Hayashi
The TG-132 Concept and Evolution of Imaging and Image Use in Radiotherapy

Washington Univ. Sasa Mutic

【JSRT-JSMP Joint Sessions】

April 15 (Sun.) 9:40–11:50 (501)

The Know-how Useful for Publication of Your Article in RPT

Moderator: Teikyo Univ. Shinji Kawamura

Kumamoto Univ. Junji Shiraishi

- 1-1. From the Standpoint of an Author (Diagnostic Imaging)
National Defense Medical College Hosp. Hideo Nose
- 1-2. Comments as Author (MRI, Nuclear Medicine and Informatics)
Yamaguchi Univ. Hosp. Koya Fujimoto
- 1-3. Author's Viewpoints (Radiation Therapy Physics)
Kumamoto Univ. Takeshi Ohno
- 2-1. From the Standpoint of a Reviewer (Diagnostic Imaging)
Kumamoto Univ. Junji Shiraishi



大会長招宴にて



閉会式セレモニー

- 2-2. Suggestions and Advice as Reviewer (MRI, Nuclear Medicine and Informatics)
Hokkaido Univ. Toru Yamamoto
- 2-3. From the Standpoint of a Referee (Radiation Therapy Physics)
National Institute of Radiological Sciences Nobuyuki Kanematsu
- 3-1. From the Viewpoint of the Editor (Diagnostic Field)
Nagoya Univ. Yoshie Kodera
- 3-2. From the Viewpoint of the Editor (MRI, Nuclear Medicine and Informatics)
Kitasato Univ. Tomoyuki Hasegawa
- 3-3. Special Techniques to Be Accepted to the RPT Journal
Kumamoto Univ. Fujio Araki
4. General Comments
The Univ. of Chicago Kunio Doi

[Award Ceremony for Doi-Prize and Most Citation Award, and Award Lectures]

April 15 (Sun.) 12:00–12:45 (501)

Coordinator: Teikyo Univ. Shinji Kawamura

1) Most Citation Award Ceremony

Conferrer: The University of Chicago Kunio Doi
RPT Vol. 8 No. 1: 53–59, 2015

Modulation Transfer Function Measurement of CT Images by Use of a Circular Edge Method with a Logistic Curve-Fitting Technique

Tomomi Takenaga

RPT Vol. 8 No. 2: 286–294, 2015

Practical Calibration Curve of Small-Type Optically Stimulated Luminescence (OSL) Dosimeter for Evaluation of Entrance Skin Dose in the Diagnostic X-ray Region

Kazuki Takegami

RPT Vol. 8 No. 1: 153–159, 2015

Expiratory Computed Tomographic Techniques: A cause of a Poor Rate of Change in Lung Volume

Keiko Morikawa

2) Doi-Prize Award Ceremony and Basic Policy of Editing in RPT

Executive Editor Kunio Doi

3) Doi-Prize Award Lectures

A) Diagnostic Imaging

Moderator: Teikyo Univ.
Shigehiko Katsuragawa

RPT Vol. 10 No. 3: 279–285

Evaluation of Pre-surgical Models for Uterine Surgery by Use of Three-dimensional Printing and Mold Casting

Gifu Univ.

Sayed Ahmad Zikri Bin Sayed Aluwee

B) MRI, Nuclear Medicine and Informatics

Moderator: Kitasato Univ.
Tomoyuki Hasegawa

RPT Vol. 10 No. 1: 41–48

Fully Parametric Imaging with Reversible Tracer 18F-FLT within a Reasonable Time

Kagawa Univ. Nobuyuki Kudomi

C) Radiation Therapy, Protection and Dosimetry

Moderator: ANTM Masahiro Endo

RPT Vol. 10 No. 1: 60–67

Dose Reduction Technique in Diagnostic X-ray Computed Tomography by Use of 6-Channel Multileaf Collimators

Fujita Health Univ. Fumio Hashimoto

[JSMP Program]

(A) Morning Educational Lecture

(1) April 13 (Fri.) 8:15–8:55 (418 + 419)

Moderator: QST/NIRS Taiga Yamaya

Combination of Diagnostic Imaging with Therapeutic Applications: Theranostics and Companion Diagnosis

QST/NIRS Yoichi Takakusagi

(2) April 14 (Sat.) 8:15–8:55 (418 + 419)

Moderator: Hiroshima Heiwa Clinic Kaoru Ono
IAEA Human Health Series No. 31 “Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy” (Overview)

Juntendo Univ. Chie Kurokawa

(3) April 15 (Sun.) 8:15–8:55 (418 + 419)

Moderator: Kyushu Univ. Hidetaka Arimura
Data Science and its Application to Image-informatics
Kyushu Univ. Seiichi Uchida

(B) Lunch Time Lecture

(1) April 13 (Fri.) 12:00–12:50 (418 + 419)

Moderator: HIPRAC Shuichi Ozawa
Activity of Medical Physics Working Group in Clinical Trial for Radiotherapy

Tokyo Women's Medical Univ. Teiji Nishio

(2) April 14 (Sat.) 12:00–12:50 (418 + 419)

Moderator: AIST Tadahiro Kurosawa
The RTNORM Contribution to the Update of the kQ,Q0 Factors for the International Dosimetry Code of Practice IAEA TRS 398

ENEA-INMRI Massimo Pinto

(3) April 15 (Sun.) 12:00–12:50 (418 + 419)

Moderator: QST/NIRS Hideyuki Mizuno
Recent Discussion on Operational Quantities for External Radiation Exposure

JAEA Akira Endo

(C) Educational Lecture

April 13 (Fri.) 9:00–9:45 (419)

Moderator: Nagoya Proton Therapy Center
Toshiyuki Toshito
Prevalence of Research Ethics—Your Presentation Will be Rejected—

Hokkaido Univ. Toru Yamamoto

(D) 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

(E) 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

(F) Special Lecture

April 15 (Sun.) 11:00–11:50 (418 + 419)

Moderator: QST/NIRS Shinichiro Mori

Application of Deep Learning Technique to Radiation Imaging and Therapy

The Catholic Univ. of Korea Do-Kun Yoon

(G) Report from the QA/QC Committee 2016–17 on Survey Results

April 13 (Fri.) 17:10–18:00 (419)

Moderator: Kanagawa Cancer Center

Masahiko Kurooka

Questionnaire Survey on Treatment Planning Techniques in Lung Stereotactic Body Radiotherapy

Osaka International Cancer Institute

Yoshihiro Ueda

(H) JSMP-JSMBE Joint Session

April 15 (Sun.) 10:00–10:50 (419)

Moderator: NCVC Masaru Sugimachi

QST/NIRS Shigekazu Fukuda

1. Activity of Bidding World Congress

QST/NIRS Shigekazu Fukuda

2. Intraoperative Informatics for Visualization and Optimization of Minimally Invasive Surgery

Chiba Univ. Ryoichi Nakamura

(I) Session for students

April 15 (Sun.) 14:00–14:50 (419)

Moderator: HIPRAC Shuichi Ozawa

Kindai Univ. Hajime Monzen

Session for Students Studying in Japan

“Are you satisfied with studying in Japan?”

[JSMP Board of Directors]

April 12 (Thu.) 12:00–17:00 (421)

April 15 (Sun.) 9:00–10:00 (421)

[JSMP General Meeting of Members]

April 14 (Sat.) 17:10–18:40 (419)

IV. その他 (特記事項)

- ・大会ホームページの和文ページ・英文ページによる完全バイリンガル化を実施した。
- ・報文集のプログラムを全面英語化した。
- ・プレゼンテーション：CyPos及び一般講演スライドの全面英語化を実施した。
- ・JSMP倫理規定を英語化し、応募演題の倫理承認に関する質問を加え、生命倫理への配慮および個人情報の保護を行った。
- ・利益相反スライド：CyPos、講演発表ともに2枚目に入れることを義務化した。
- ・JSRTとJSMPで同一演者の発表時間が重ならないよう



CyPos 賞大会長賞受賞者の皆さま

に、演題申込時に両学会への演題申込の有無をチェックする項目を設けた。またJSRTと事前にプログラムを確認し講演時間の重複がないことを確認した。

- ・スマートナビシステム：スマートフォン・タブレットによる学会スケジュール、演題検索、アブストラクト閲覧、予定管理を可能とした。
- ・学会場(418-419)混雑時に動画配信を実施した。
- ・大会長賞(CyPos賞)はすべての一般講演演題を対象として8名に授賞した。
- ・英語プレゼンテーション賞：日本語ウェブページからの演題申込者の英語発表者(50演題)の中から7名を選定・授賞し、大会終了後大会ホームページで公表した。
- ・AFOMP優秀発表賞：AFOMPメンバー国学会会員からの一般講演発表CyPos登録者はベトナム、バングラディッシュより各11名あったが、当日発表されなかったため受賞者はいなかった。

結 語

第115回日本医学物理学会学術大会では、JRC合同企画として合同シンポジウム3「Current status of Radiomics research in radiology：放射線診療におけるRadiomics研究の現状」(海外招待講演1題を含む4演題)を企画し開催しました。新たな企画として3学会合同教育セッション「前立腺癌の診断から治療まで」(泌尿器科医1名、JRS3名、JSRT1名、JSMP1名)を企画し、学会横断的に教育講演を開催しました。また、JSRT-JSMP合同企画として合同招聘講演「The TG-132 Concept and Evolution of Imaging and Image Use in Radiotherapy」,「RPT誌に論文を掲載するためのノウハウ教えます」(3セッション10講演),「RPT誌優秀論文土井賞講演」を行いました。JSMP企画としては、海外招聘特別講演「Application of Deep Learning Technique to Radiation Imaging and Therapy」,シンポジウム「電子箱線量計の分離校正」(4講演),セミナー「密封小線源治療の吸収線量の計測法の解説」(5講演),教育講演「研究倫理の厳格化—あなたの研究は発表できなくなる—」,平成28,29年度QAQC委員会調査報告「肺定位放射線治療における線量計算の実態調

査アンケート」,早朝教育講演(3演題),ランチタイムレクチャー(海外招聘講演1題を含む3演題),一般演題126題,JSMBE(日本生体医工学会)との合同セッションおよび留学生セッションを開催しました。

一般演題は113回大会より38演題減少しましたが、これは演題登録締切日を例年より早い時期に設定したためと考えられます。一方、空いた時間を利用してタイムリーな話題の実行委員会企画を増やすことができ、充実した学術大会を開催することができました。さらに、新しく企画した合同教育セッションは大変好評であり、JRC2019大会でも企画されることが望めます。

一般講演スライド、Abstractは全て英語とし、内50演題(約40%)が英語により発表され、英語発表の割合が増加しました。JRC合同シンポジウム3は英語発表と討論による国際シンポジウムとして行われました。AFOMP会員からの一般講演発表がキャンセルされたのが残念ですが、JRC春の大会の国際化を推進できました。JSMP115回大会登録参加者は一般807名、学生258名、合計1065名と過去最多で、盛会裏に閉会することができました。

最後に、本大会の開催にあたり、企画の段階から多くの議論をしていただいたJRSおよびJSRT実行委員会、JIRAの先生方、ならびに多大なご支援をいただいたJRC事務局、JSMP事務局、日本コンベンションサービスおよびメディカルトリビューンの皆さまに心より感謝申し上げます。



JRC2018関連5団体の皆さま

国際学会参加記

WC2018参加報告

岡崎啓太*

京都大学大学院

Report of WC2018

Keita OKAZAKI*

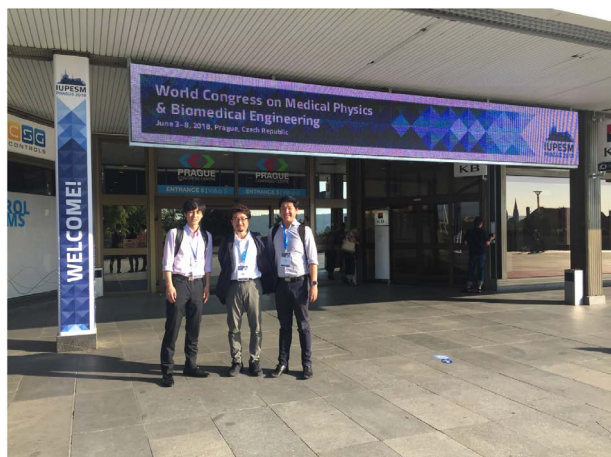
Graduate School of Kyoto University

この度、6月2日から8日までチェコ共和国のプラハで開催されたWorld Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018(WC2018)に出席し口頭発表を行いました。今回の口頭発表に伴い日本医学物理学会から研究成果報告奨励金をいただきました。誠に感謝しております。

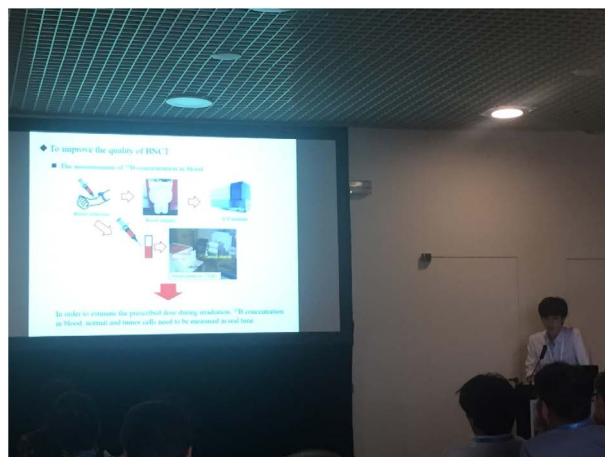
私は、6月5日の“Advanced Technologies in Cancer Research and Treatment”というセッションで“Investigation of prompt gamma ray imaging using LaBr₃(Ce) scintillator with high energy resolution for Boron Neutron Capture Therapy”という演題名で口頭発表を行いました。私の研究の目的は、LaBr₃(Ce)シンチレータとMPPCを用いてホウ素-10と熱中性子の核反応によって発生する即発ガンマ線を測定することでホウ素濃度分布を二次元的に可視化することであり、今回はその検出器の特性について発表しました。この検出器を用いることによってBNCT治療中の正確な線量評価が可能になります。今回の発表で、ホウ素濃度分布の二次元的可視化が可能であることを示したので、今後中性子ビームを用いて実際にホウ素濃度分布の二次元的可視化を行う予定であると報告しました。このセッションでは多岐にわたる研究の報告が行われており、異なる分野の方々が出席されていました。そこで、私

の研究発表に対して「ホウ素の集積を調べるための検出器なのか」と「ホウ素濃度と熱中性子フラックスをモニターして適切な吸収線量を評価するのか」という質問をいただきました。質問者の質問を英語で理解し、応答することが少し難しかったですが、日本ではなかなか得られることができない経験でした。応答やプレゼンテーションを円滑に進めるためにより一層の語学力の向上が必要だと感じました。

今回の学会会場になったPrague Congress Centreから見える景色は一面オレンジ色が広がる絶景でした。さらに、私が滞在した期間のプラハの天気は常に晴天で非常に暑かったです。学会開催期間中は公共交通機関の乗り放題のチケットがもらえたため、様々な場所に行くことが可能でした。プラハでは主に路面電車やメトロ電車を使用されており、電車の本数も多く電車の待ち時間はそれほど長くなかったです。実際に、私はプラハ城やプラハ橋などの有名かつ景色の綺麗な場所を訪れました。プラハに1週間滞在することで、チェコの文化や伝統的な料理を経験することができました。特にチェコの歴史についてですが、私が現地に到着した6月1日の夜には川沿いでチェコ共和国建国100周年のお祭りが開催されており、地元の方と観光客



会場前にて（真ん中：私の指導教官である田中先生、右：同研究室の呼さん、左：私）



発表中の私

* E-mail: okazaki.keita.83v@st.kyoto-u.ac.jp



会場から見える景色



プラハの伝統料理（豚の膝の肉）

でかなり賑わっており、チェコの歴史を感じることができました。プラハの料理については、豚の膝の肉とトゥルデルニークというバームクーヘンをコップ型にしたデザートを食べました。特に、トゥルデルニークにアイスクリームを乗せたデザートは、非常に美味しく何度も食べたくなる味でした。このお菓子は街中で売られており、観光客だけでなく、現地の方にも好まれているようでした。チェコの物価は、基本的には安いと感じました。特に、お酒、チー



トゥルデルニーク（左：デビル，右：キング）

ズや洋服は日本と同様かそれより安いと感じました。約1週間の滞在で様々なチェコの文化、歴史、料理や街並みを経験し、非常に有意義に過ごすことができました。

本学会は3年に1回開催され、多岐にわたる研究の紹介や教育講演がなされており、医学物理に関する幅広い知識を身につけることのできるよい経験でした。さらに、多数の若手の研究者の研究発表を拝見し、彼らに引けを取らないように、より一層研究に精を出し、研究を進めていきたいと思います。

最後に、今回このような奨励金による支援をしていただいた日本医学物理学会に改めて深く感謝いたします。ありがとうございました。

施設紹介**熊本大学医学部附属病院 放射線治療部門の紹介**

熊本大学医学部附属病院は、市街地から徒歩10分ほどの市中心部に位置し、診療科31、病床数848を有する熊本県内唯一の大学病院である。平成29年度の1日平均患者数は、外来患者数1,498人、入院患者数747人である。平成18年8月には厚生労働大臣より「都道府県がん診療連携拠点病院」の指定を受け、地域がん診療連携拠点病院等と連携し、熊本県の総合的ながん診療の均てん化に努めている。病院の基本理念や方針等は、当大学病院ホームページ(www.kuh.kumamoto-u.ac.jp)をご覧ください。中央放射線部が配置される中央診療棟(写真1)は、平成18年1月に建て変わり、1階に放射線診断部門、地下1階に血管造影室と放射線治療部門がある。また、別棟3階に核医学部門がある。診断部門には、320列CT2台と64列CT1台、3T-MRI4台、超音波検査室、一般撮影室、透視室を有し、核医学部門には、SPECT装置3台、PET/CT装置1台を有している。

中央診療棟地下1階の放射線治療部門には、放射線治療科外来(写真2)および放射線治療室があり、リニアック

装置として2006年稼働のCLINAC iX (Varian社製)1台(写真3)と2010年稼働のSynergy (ELEKTA社製)1台(写真4)および、腔内照射装置として2010年稼働のマイ



写真3 VARIAN CLINAC iX

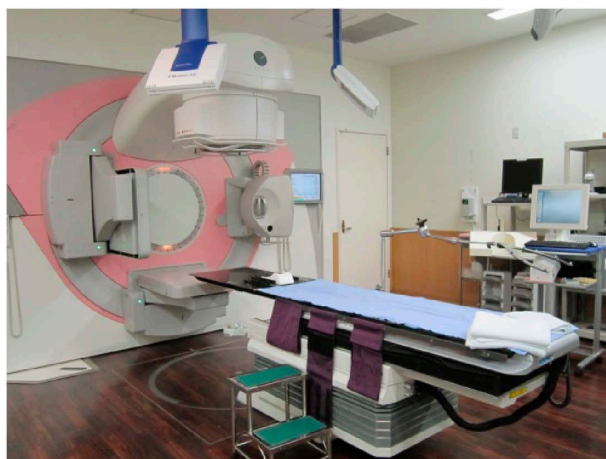


写真4 ELEKTA Synergy



写真1 中央診療棟



写真2 放射線治療科外来受付



写真5 マイクロセレクトロンHDR-V2



写真6 GE Light Speed RT

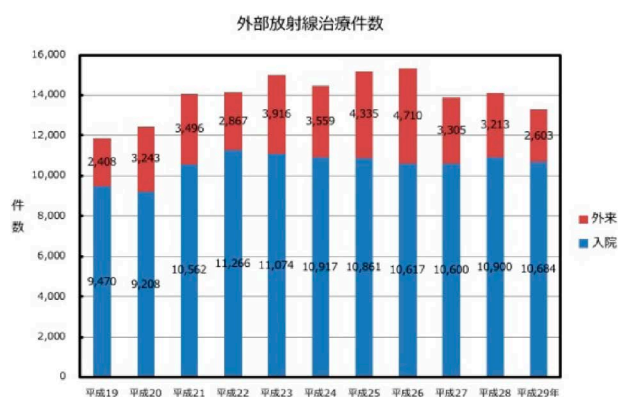


図1 外部放射線治療件数の推移

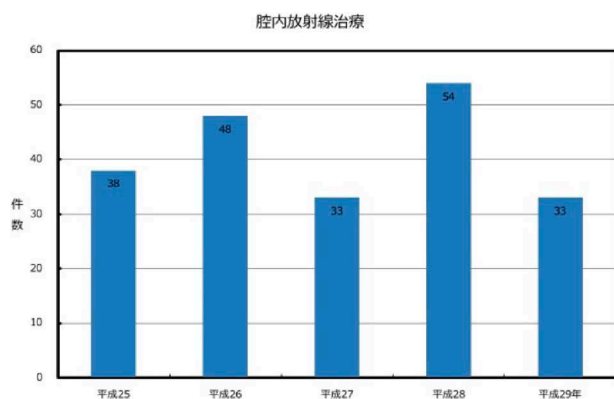


図2 腔内放射線治療件数の推移

クロセレクトロンHDR-V2 (Nucletron社製) 1台 (写真5) を有している。また、治療計画装置として6機種 (XiO, Monaco, Pinnacle, Eclipse, iPlan, Oncentra), 放射線治療計画専用CTシミュレータとして2006年稼働のLight Speed RT (GE社製) (写真6) および可動式レーザーマーカー装置であるレーザーサイドポインタシステムLSPS-3 (竹中オプトニクス社製) を導入している。スタッフの構成は、放射線治療科医師7名、医学物理士・品質管理士3名、放射線治療技師6名、看護師2名、事務員2名である。

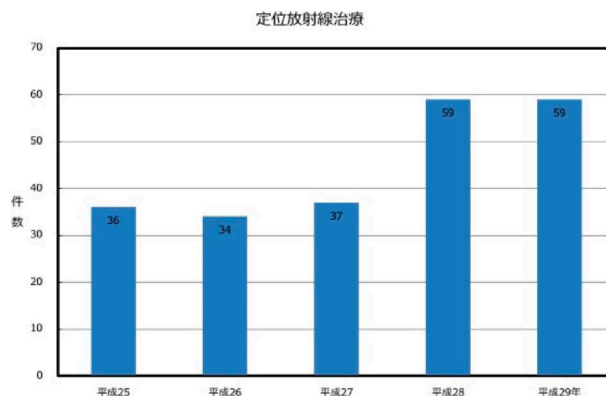


図3 定位放射線治療件数の推移

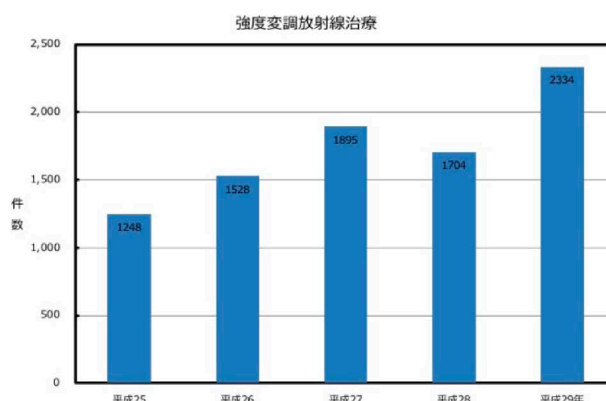


図4 強度変調放射線治療件数の推移

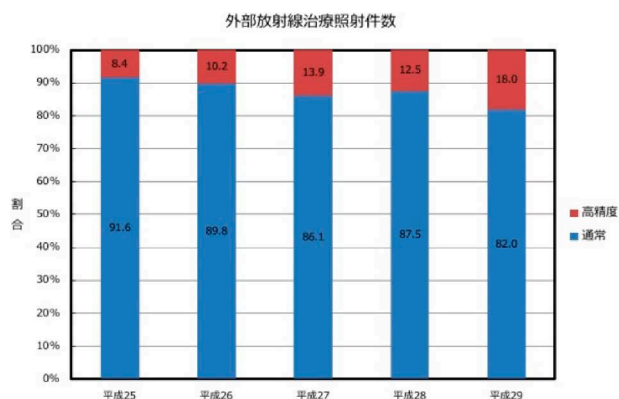


図5 通常照射と高精度放射線治療件数の割合

また、熊本大学は、放射線治療医学分野が独立して存在する九州唯一の大学であるため、放射線治療医を目指すにあたり、充実した教育体制を整えている。ぜひ詳細は、放射線治療科ホームページ (radiatoncol.com) をご覧いただきたい。

本院における外部放射線治療実施件数は、10年前と比較すると外来と入院合わせて、横ばい傾向の状況である (図1)。また腔内放射線治療も、過去5年間に横ばいである (図2)。近年の外部放射線治療実施状況は、定

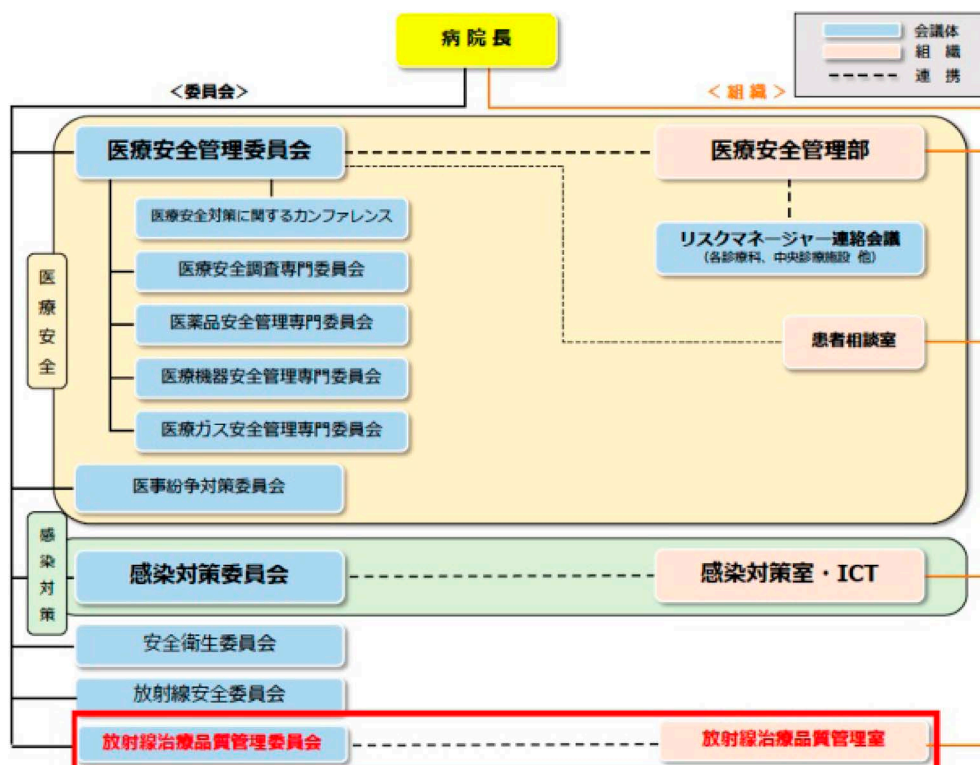


図6 組織図



図7 熊本県のがん診療連携拠点病院



写真7 精度管理に関する講習会

位放射線治療(SRT, SBRT)や平成20年10月に保険診療が認められた強度変調放射線治療(IMRT, VMAT)に代表される高精度放射線治療の割合が増え、今後も増加傾向になることが予測される(図3~5)。

高精度放射線治療の増加に伴い、品質管理体制が重要になる。品質管理担当者3名は、計画的な品質管理業務の実施、管理および統括を行っている。さらに本院は、病院長直属の組織(図6)として、平成27年4月に放射線治療品質管理委員会・放射線治療品質管理室を設置し、放射線治療部門における品質管理状況の監査および定期的な会議を行っている。また、本院はがん診療連携協議会の中に放射線療法部会があり、一般市民向けの講演会やがん医療従事者を対象にした放射線療法セミナーや研修会を実施している。特に平成21年からは放射線治療担当技師が中心とな

り、リニアックの精度管理に関する講習会を行っている。本講習会では、がん診療連携病院(図7)を対象に本院の3D水ファントムや精度管理ツールを用いて線量測定や幾何学的精度確認を行い、第三者的視点から放射線治療装置の測定、評価を行っている(写真7)。平成30年3月までに14施設の評価を終え、今後は測定プログラムを適宜見直しなが継続的に実施していく予定である。

最後に、本稿にご協力頂いた羽手村昌弘技師長、丸山雅人副技師長ならびに放射線治療科・放射線治療技師の方々に感謝いたします。

(文責：下東吉信、丸山雅人、荒木不次男)

書評

『エネルギーの視点からみた放射線
—強くて、怖いけど、怖くない—』

著者：田辺哲朗

出版社：九州大学出版会

発行日：2018年1月



福島第一原子力発電所事故に伴う放射性同位元素の拡散により多くの国民が放射線に対して関心を持つようになったなか、放射線や放射能に関する様々な書籍が出版されている。そのようななか、本書は放射線によってエネルギーがどのように与えられるか、また特にエネルギーの大きさによってエネルギーをやりとりする仕組みが著しく異なることに焦点を当て、読者に広い観点から放射線を理解してもらうよう執筆された、別の書籍とは少し異なったアプローチとなっている。興味深いのは、放射線を「エネルギー量子線」（エネルギーを持った量子の束）として捉え、荷電粒子から電磁波（紫外線や赤外線、様々な波長のレーザー）まで幅広く説明していることである。

本書は全9章および付録に分かれ、第1章では本書に掲載されていることの概要、第2章以降でその内容をより詳細に説明する構成となっている。第2章では、そもそも放射線、エネルギー量子線とはどのようなものか、物質に入射した後のエネルギー付与や被曝の種類、生物・人体への影響について解説されている。被曝についても、人体がエネルギー量子線の入射を受け、その表面や体内にエネルギーの一部や前部が付与されるという観点からまとめられている。

第3章では、エネルギー量子線源について、自然に存在する放射性同位元素から太陽からの放射、原子炉と福島原発、加速器やX線発生装置さらにレーザーなどの人工放射線源について解説されている。単にX線や α 線、 β 線、 γ 線といった放射線のみでなく、太陽光からレーザーについてまで幅広くまとめられており、普段直接関わることもない医療分野の読者にとっても興味深い内容となっている。

第4章ではエネルギー量子線の無機物、有機物、生物への影響について解説されている。被曝の影響評価や、低線量被曝の問題、物質との相互作用、金属や共有結合性物質、イオン結合性物質の照射損傷といった物質への影響から、放射線耐性や損傷の回復について、原子やイオン、電子、細胞レベルから理論的に説明し、また低線量被曝の影響の出方は様々な要因を含むことから状況により大きく異なることを示している。

第5章では、被曝低減、汚染と除染について、福島原発事故による放射性同位元素の汚染に焦点を当て、植物への汚染の状況、体内被曝と体外被曝の違い、体内被曝の低減

方法、短期被曝と長期被曝の違いが解説されている。

第6章ではエネルギー量子線の測定について、様々な種類の検出器の検出原理と特徴、さらに被曝の線量量量による影響評価と測定の精度について解説されている。測定方法だけでなく、値の解釈や測定精度、測定可能桁数について触れていることから、単なる値ではなく、対象とする状況や数値に対して考えることを促す内容となっている。放射線影響を調べる際、従来被曝による障害の現れ方に着目して整理されてきたが、放射線の種類による影響の差にはあまり注意が払われず、重み因子などの経験的なファクターを導入して比較されている。しかし、放射線影響を原理的に理解するには線量量量だけの整理には限界があるということを示している。

第7章ではエネルギー量子線の利用について、滅菌／殺菌、医療応用、エネルギー源としての利用、年代測定、レーザーとしての利用など、様々な分野での活用例が、どのようなエネルギー変換がなされているかという観点から解説されている。近年の食品照射の世界の情勢や研究開発段階のものであるが平行平板型放射線電池についても触れられている。

第8章では、エネルギーと地球の歴史について、太古からの地球上の大気中の酸素や二酸化炭素の変化、生命の発生と進化、その中での紫外線や放射線の影響について解説されている。そして第9章では、これまでのまとめとして、エネルギーは生命活用に必要不可欠なもの、その中のひとつに放射線もあり、エネルギー利用に伴うリスクを踏まえた長期的なエネルギー戦略の必要性について述べられている。最後に付録として放射線に関してよく訊かれる12のQ&Aを示し、各章で解説された内容とリンクさせてまとめられている。

本書のタイトルにもある「怖い」と「怖い」の意味には、客観的な恐怖と主観的な恐怖の違いがあるとのことである。危険な（怖い）放射線も冷静に理解して利用することで得体の知れない（怖い）ものではなくなることを示すのを目的とし、これまでの成書にはない視点から客観的に丁寧に解説されたものであり、医療分野の方にも教養を広める意味で読んでいただきたい書籍である。

評者：藤淵俊王（九州大学）

編集後記

国際医学物理機構 (International Organization for Medical Physics: IOMP) は、物理学者マリー・キュリーの誕生日にちなんで 11 月 7 日を国際医学物理の日 (International Day of Medical Physics: IDMP) に制定し、世界各国の医学物理学会に対して記念行事の開催を要請しています。本学会はこの要請を受けて、今後は国際交流委員会を中心に国際医学物理の日記念事業を継続的に実施していくことを決定しました。ちなみに本誌は 1981 年 4 月 1 日に第 1 巻第 1 号を発行した日本医学放射線学会物理部会誌から綿々と続いており、巻番号は日本医学放射線学会物理部会誌、放射線医学物理、そして本誌を通して連番になっています。

(編集委員 兼松伸幸)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

T. Hasegawa (Chief)
M. Akimoto
F. Araki
N. Kanematsu
R. Kohno
S. Sato
S. Sugimoto
Y. Takahashi
A. Nohtomi
M. Hashimoto
T. Fujisaki
T. Magome
N. Matsufuji
S. Minohara
T. Yamamoto
H. Watabe

JSPM Secretariat:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-5389-6234 FAX: 03-3368-2822

JSPM Editorial Office:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 4-4-19
Takadanobaba, Shinjuku-ku, Tokyo 169-0075, Japan
TEL: 03-5389-6492 FAX: 03-3368-2830

ISSN: 1345-5354

Japanese Journal of Medical Physics [JJMP] is published four times per annual volume by the Japan Society of Medical Physics.

JJMP is indexed in Index Medicus and MEDLINE on the MEDLARS system.

医学物理

編集委員長

長谷川智之 (北里大学)

編集委員

秋元 麻未 (倉敷中央病院)
荒木不次男 (熊本大学)
兼松 伸幸 (放射線医学総合研究所)
河野 良介 (放射線医学総合研究所)
佐藤 清香 (エレクトラ (株))
杉本 聡 (順天堂大学)
高橋 豊 (大阪大学)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (放射線医学総合研究所)
蓑原 伸一 (神奈川県立がんセンター)
山本 徹 (北海道大学)
渡部 浩司 (東北大学)

公益社団法人日本医学物理学会事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町 358-5
(株) 国際文献社内
TEL: 03-5389-6234 FAX: 03-3368-2822

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

〒169-0075 東京都新宿区高田馬場 4-4-19
(株) 国際文献社内
TEL: 03-5389-6492 FAX: 03-3368-2830

ISSN: 1345-5354

本誌は年 1 巻とし、1 号、2 号、3 号及び 4 号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等は MEDLINE で検索できます。

賛 助 会 員 名

エ	レ	ク	タ	株	式	会	社	東	洋	メ	デ	ィ	ッ	ク	株	式	会	社
株	式	会	社	応	用	技	研	長	瀬	ラ	ン	ダ	ウ	ア	株	式	会	社
加	速	器	エ	ン	ジ	ニ	ア	リ	ン	グ	株	式	会	社	株	式	会	社
日	立	製	作	所	ユ	ー	ロ	メ	デ	ィ	テ	ッ	ク	株	式	会	社	
住	友	重	機	械	工	業	株	式	会	社	公	益	社	団	法	人	日	本
株	式	会	社	千	代	田	テ	ク	ノ	ル	公	益	社	団	法	人	日	本
株	式	会	社	通	商	産	業	研	究	社	公	益	社	団	法	人	日	本
株	式	会	社	通	商	産	業	研	究	社	公	益	社	団	法	人	日	本

目 次

巻 頭 言

第112回医学物理学学会学術大会特集号に寄せて
垣花泰政

47

技術報告

統計的CT画像再構成アルゴリズムの実装と画質評価
篠原広行, 橋本雄幸

48

解 説

〈第112回医学物理学学会学術大会特集〉

シンポジウム①『医学物理学の発展に必要な医療安全の理解』

ASTRO “Safety is No Accident” や世界の事例紹介

水野秀之

58

医学物理学の発展に必要な医療安全の理解

岡本裕之, 中村哲志, 西岡史絵, 飯島康太郎, 竹森望弘, 中山広貴,

相川重子, 芝田祥宏, 加藤 融, 阿部容久, 井垣 浩, 中山優子, 伊丹 純

62

放射線外部照射での患者安全へ向けて

太田誠一

68

シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』

米国の核医学分野における医学物理士と日本の現状との比較

津田啓介, 福土政広

74

核医学検査における半定量指標の精度と臨床利用

三輪建太, 高橋裕人, 宮司典明, 我妻 慧, 村田泰輔

79

PET/CTを用いた放射線治療計画

花岡宏平, 奥村雅彦, 門前 一

85

海外セッション『アジア各国における医学物理学・医学物理士の現状』

Medical Physics Education and Clinical Training in Thailand

Anchali KRISANACHINDA

89

Medical Physics in Palestine: A Hope for Better Prospective

Hussein ALMASRI

93

〈連載：RPT 誌特集〉

平成30年度英語論文誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告

川村慎二

96

論文紹介

RPT誌土井賞受賞論文：子宮の術前計画のための3Dプリンタと注入成形によるモデル作成と評価

サイド アハマッド ジクリ ビン サイド アルウィー

97

RPT誌土井賞受賞論文：リバーシブルトレーサである¹⁸F-FLTにたいする短時間画像計算法の開発

久富信之

98

RPT誌土井賞受賞論文：6チャンネルマルチリーフコリメータを用いた診断用X線CTにおける線量低減手法

橋本二三生

99

大会開催報告

第115回日本医学物理学学会学術大会報告

小口 宏

100

国際学会参加記

WC2018 参加報告

岡崎啓太

106

施設紹介

熊本大学医学部附属病院 放射線治療部門の紹介

下東吉信, 丸山雅人, 荒木不次男

108

書 評

『エネルギーの視点からみた放射線—強くて、恐いけど、怖くない—』

藤淵俊王

111

編集後記

112

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会

FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

定価 2,000円

医学物理 第38巻 第2号

平成30年10月31日発行 公益社団法人 日本医学物理学学会 東京都新宿区山吹町358-5 (株)国際文献社内

平成2年6月11日第4種郵便物認可