

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2018

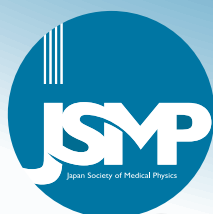
Vol. 38

4

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

JSMP

Japan Society of Medical Physics



平成30年
第38巻 4号



日本医学物理学会機関誌

目 次

技術報告

逐次近似CT画像再構成法における入射光子数と線減弱係数の再構成値 篠原広行, 橋本雄幸	143
--	-----

解 説

MR画像誘導放射線治療における On-line Adaptive Radiotherapy 岡本裕之, 逆井達也, 西岡史絵, 三浦悠記, 相川亜子, 桑原潤一, 飯島康太郎, 阿部容久, 井垣 浩, 伊丹 純	159
---	-----

国際学会参加記

ISMRM・SMRT 参加記 上山 毅	166
米国核医学会 SNMMI2018 参加記 山谷泰賀	169
2018年米国医学物理学学会学術大会への参加報告 橘 英伸	174
IEEE Medical Imaging Conference (MIC) 参加報告 大田良亮, 橋本二三生	177
Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP) Hossain Md ALAMGIR	181
AOCMP2018 武井良樹	182
アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) 参加報告 田中祥平	184
アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) に参加して 根本 光	186

大会開催報告

第116回日本医学物理学学会学術大会報告 佐藤英一	188
------------------------------------	-----

施設紹介

南東北グループ放射線治療部門の紹介 加藤貴弘, 廣瀬勝己, 高井良尋	191
---	-----

編集後記	193
------------	-----

【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

TECHNICAL NOTE

Incident Photon Number and Reconstructed Linear Attenuation Coefficients in Iterative CT Image Reconstruction Hiroyuki SHINOHARA, Takeyuki HASHIMOTO	143
--	-----

REVIEW

On-line Adaptive Radiotherapy Using MRI-Guided Technique Hiroyuki OKAMOTO, Tatsuya SAKASAI, Shie NISHIOKA, Yuki MIURA, Ako AIKAWA, Junichi KUWAHARA, Kotaro IJIMA, Yoshihisa ABE, Hiroshi IGAKI, Jun ITAMI	159
--	-----

REPORT OF INTERNATIONAL CONFERENCE

Report of ISMRM · SMRT 2018 Tsuyoshi UHEYAMA	166
Report of SNMMI2018 Taiga YAMAYA	169
2018 AAPM Annual Meeting Hidenobu TACHIBANA	174
Report on IEEE MIC 2018 Ryosuke OTA, Fumio HASHIMOTO	177
Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP) Hossain Md ALAMGIR	181
AOCMP2018 Yoshiki TAKEI	182
Report of AOCMP 2018 Shohei TANAKA	184
Report of AOCMP 2018 Hikaru NEMOTO	186

REPORT OF JSMP MEETING

Report of the 116th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Eiichi SATO	188
---	-----

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Southern TOHOKU Proton Therapy Center Takahiro KATO, Katsumi HIROSE, Yoshihiro TAKAI	191
---	-----

EDITOR' S NOTE	193
----------------------	-----

技術報告

逐次近似CT画像再構成法における入射光子数と線減弱係数の再構成値

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技術学科

Incident Photon Number and Reconstructed Linear Attenuation Coefficients in Iterative CT Image Reconstruction

Hiroyuki SHINOHARA^{*1,2}, Takeyuki HASHIMOTO³¹ Tokyo Metropolitan University² Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital³ Faculty of Health Sciences, Department of Medical Radiological Technology, Kyorin University

(Received August 22, 2018; Accepted November 29, 2018)

[Purpose] The iterative CT image reconstruction (IR) method has been successfully incorporated into commercial CT scanners as a means to promote low-dose CT with high image quality. However, the algorithm of the IR method has not been made publicly available by scanner manufacturers. Kudo reviewed the fundamentals of IR methods on the basis of the articles published by the joint research group of each manufacture that were released before and during product development (Med Imag Tech 32: 239–248, 2014). According to this review, the object function of the IR method consists of the data fidelity term (likelihood) and the regularization term. The regularization term plays a significant role in the IR method; however, it has not been clarified whether or not the variance of projection data should be included into the likelihood to act the regularization term effectively. Our purpose in this study was to investigate the relationship of the incident photon number and the reconstructed linear attenuation coefficients of the IR method by numerical experiments.

[Methods] We assumed the X-ray beam was a pencil beam, and the system matrix was given by the line integral of linear attenuation coefficients because we focused on the accuracy of the reconstructed linear attenuation coefficients in the ideal photon detection system equations given by Kudo. Total variation (TV) and the relative difference function were used for regularization of the IR method. Three kinds of numerical phantoms with 256×256 pixels were used as test images. Poisson noise was added to the projection data with 256 linear sampling and 256 views over 180°. The accuracy of reconstructed linear attenuation coefficients was evaluated by the mean reconstructed value within a region of interest (ROI) and the relative root mean square errors (%RMSEs) to the object image.

[Results] The linear attenuation coefficients were reconstructed accurately by the IR method including the variance of projection data into the likelihood in comparison with the IR method without including the variance. When the incident photon number ranged from 100 to 2000 for the object having a mean linear attenuation coefficient of 0.067 to 0.087 cm⁻¹, the reconstructed linear attenuation coefficients in ROI were close to the true values. However, when the incident photon number was 50, both the accuracy and the uniformity of reconstructed images decreased.

[Discussion] From the viewpoint of the visual observation, the image quality of the IR method was superior to that of the filtered back-projection (FBP) image processed with the Gaussian filter of FWHM equal to 3 pixels. For the object with a high absorber, the FBP gives linear attenuation coefficients that were lower than the true values. This phenomenon was also observed in the IR method. The projection data of CT were given by the logarithm operation of the ratio between the incident photon and the transmitted photon numbers. If the transmitted photon number happened to be equal to 0 owing to the influence of noise, it was held to a value of 1 to avoid the logarithm of zero. This process caused an error of the linear attenuation coefficients.

[Conclusion] The variance of projection data should be included into the likelihood to act the regularization term effectively in the IR method.

Keywords: low-dose CT, Poisson noise, iterative image reconstruction, regularization, total variation, computer simulation

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

1. はじめに

CT画像再構成において解析的方法のFBP (filtered back-projection) 法^{1), 2)}は、統計雑音（以下、雑音と略）を抑制するためRam-Lakフィルタ（Rampフィルタ）やShepp-Loganフィルタ²⁾などと低域通過フィルタとの組み合わせが用いられる。FBP法は線形処理なのでその再構成画像は投影データとそれぞれの処理を行う関数の畳み込みとなり、再構成画像の分解能および雑音は解析的に求められる³⁾。さらに、FBP法は演算速度が速い優れた特徴を有している。一方、検出器のサンプリング数（直線サンプリング数）に合わせ標本化定理を満たすように角度サンプリング数（ビュー数）を選んだとしても、FBP法は雑音に極めて敏感である。計測データの微小な変動が再構成画像に及ぼす影響が大きいことは、投影データから原画像を求める逆問題において雑音の大きさによっては安定な解が得られないことを意味する。

CTでは入射光子数と透過光子数との比を対数変換しラドン変換すなわち線減弱係数の積分値となる投影データを得る必要がある。通常、CTの入射光子数は大きいので雑音を無視できるが、検出器で計測される透過光子数は雑音の影響を無視できずポアソン分布に従う⁴⁾。透過光子数が大きい場合、透過光子数とその対数変換に近似的に線形関係が成立するとみなすことができるが、透過光子数が小さい場合には対数変換の曲率が大きく線形関係が成立しない。FBP法は非線形性が問題となる低透過光子数において再構成される線減弱係数の信頼性の低下、雑音の増幅などの問題を生じる。雑音の増幅はストリークアーチファクトとなって画像に出現するため画質を著しく劣化させる。雑音の抑制には線形フィルタが用いられてきたが、画像全体を同じカーネルで平滑化するため、雑音を抑制する代償として画像の分解能を劣化させる。この対策として、Hsiehは投影データにおいて雑音の多い領域に対し平滑化を強化し少ない領域に対しては平滑化を行わない適応型フィルタを報告した⁵⁾。森^{6), 7)}、岩本ら^{8), 9)}は、雑音を含む透過光子数から対数変換によって投影データを作成する際、非線形性がストリークアーチファクトに及ぼす影響を研究し対策法を報告した。さらに、森らは、非線形性に加え投影データを作成する際に行われる透過光子数が零あるいは負数のときそれらを1に置き換える処理（クランプ処理）を回避する方法を提案した⁷⁾。これらの先行研究によって、低透過光子数で顕著に生じるFBP法のストリークアーチファクトや線減弱係数が真値からシフトする現象が軽減され画質の向上が図られた。

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た結果、新たに逐次近似法を用いた画像再構成法が提案された¹⁰⁻¹²⁾。そして、最近のCTでは逐次近似法が臨床に普及しつつあり、医用機器メーカ

はそれぞれ独自の逐次近似法をCTに搭載している。医用機器メーカは自社の逐次近似CT画像再構成のアルゴリズムを公表していないため詳細は不明であるが、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種類の逐次近似CT画像再構成法について解説した¹³⁾。これによると、逐次近似CT画像再構成法は再構成画像からの予測投影データと実測投影データとの距離を評価する尤度、および原画像に関する先見情報を表す正則化項からなり非線形処理を行う。そのため、この方法はFBP法のように線形性の処理系を仮定する必要がない汎用性を有している。著者らは工藤が示した3種類の逐次近似CT画像再構成法の数式を実装し、それらの再構成画像と平方根二乗誤差(RMSE)を報告した¹⁴⁾。しかし、この報告では、尤度への分散の組み込みの有無と正則化関数の働きおよび入射光子数と線減弱係数の再構成値との関係については触れていない。尤度に分散を組み込まず正則化のみで十分なのか、それとも分散を組み込みそのうえで正則化を行った方が誤差の少ない線減弱係数分布が得られるのかに関し、著者らの報告を含め先行研究では必ずしも明らかにされていない。このような現状から、著者らは、逐次近似法による線減弱係数の再構成値（以下、再構成値）について関心を持つに至り本研究を行った。

本研究では、代数的方法¹⁵⁾をブロック化しそこに投影データの分散を組み入れた再構成式に正則化項を加え、画像の更新と正則化をブロックごとに行う逐次近似法を用い入射光子数と再構成値との関係を調べた。前報告¹⁴⁾は目的関数の最小化を最急降下法で行い画像の更新と正則化には全投影データを使用した。方法論についてはこれらの点が前報告と異なる。X線は単色と仮定した。原画像は2次元画像とし、原画像と投影データの関係を表す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。本論文の構成は以下のとおりである。第2節では用いた逐次近似法の概要、数値ファントムと計算機シミュレーションの方法、再構成画像の評価法について述べる。第3節では数値実験の結果を示し、第4節では得られた結果に関する簡潔な議論と今後必要な検討事項、そして第5節では結論を述べる。

2. 方 法

2.1 逐次近似CT画像再構成法

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 $\mathbf{A}$ 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下付きの通常文字で表す。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。原画像は 256×256 画素で構成される $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ の大きさの2次元画像とした。1画素の長さは 0.078125cm ($20\text{cm}/256$)である。投影データの直線サンプリング数 N

は256, 角度サンプリング数 M は256/180度とした. 入射光子数 n_0 は統計変動のない定数として扱い, 透過光子数 n_i はポアソン分布に従うと仮定する.

$$n_i = \text{Poisson}(n_i) \quad (1)$$

投影データの作成において透過光子数が零のときに対数変換できないため, 透過光子数を1にする処理(クランプ処理)を行う.

$$n_i = \begin{cases} n_i & n_i > 1 \\ 1 & n_i \leq 1 \end{cases} \quad (2)$$

CTの投影データ y_i は入射光子数 n_0 と透過光子数 n_i の比を対数変換して得られる.

$$y_i = \ln\left(\frac{n_0}{n_i}\right) \quad (3)$$

入射光子数と透過光子数の比が対数変換される結果, 透過光子数の期待値を $\bar{n}_i$ とすると投影データの分散 $\sigma_{y_i}^2$ は次式で表される⁴⁾.

$$\sigma_{y_i}^2 = \frac{1}{\bar{n}_i} = \frac{1}{\{n_0/e^{y_i}\}} \propto \{e^{y_i}\} \quad (4)$$

画像再構成は角度サンプリング数 M からなる投影データをブロック化(サブセット化)し以下の手順で行った.

(A) 初期化 $k=0, \mathbf{x}^k=0$ (5)

(B) サブセット内で射影による画像の更新

$$\mathbf{x}^{(k,i)} = \left[\mathbf{x}^{(k,i)} - \left(\frac{(\mathbf{a}_i \mathbf{x}^{(k,i)} - \mathbf{y}_i)}{\sigma_{y_i}^2 \times N \times M/S} \mathbf{a}_i \right) \right]^+, \quad \mathbf{a}_i \in S_i \quad (6)$$

(C) サブセット内で正則化による画像の更新

$$\mathbf{x}^{(k,i,0)} = \mathbf{x}^{(k,i)} \quad (7)$$

$$\mathbf{x}^{(k,i,m+1)} = \left[\mathbf{x}^{(k,i,m)} - \beta \frac{\partial U(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \Big|_{\mathbf{x}=\mathbf{x}^{(k,i,m)}} \right]^+ \quad (8)$$

($m=0, 1, \dots, ntv-1$)

(D) 正則化による画像の更新を終えたら, 次のサブセットに移動し, (B), (C)を繰り返す.

$$\mathbf{x}^{(k,i+1)} = \mathbf{x}^{(k,i,ntv)} \quad (9)$$

(E) すべてのサブセットについて(B), (C)の処理を終えたら, 反復回数の添字 k を更新し, (B)~(D)を繰り返す.

$$\mathbf{x}^{(k+1,0)} = \mathbf{x}^{(k,S)} \quad (10)$$

ここで, k は反復回数, i はサブセットを示す添字, $\mathbf{a}_i$ は i 番目のサブセット S_i に含まれるシステム行列, S はサブセット数, ntv は正則化の反復回数を表す. $[\]^+$ は演算途中で生じた負の値を零に置き換えることを意味する. 第3

項の $U(\mathbf{x})$ は正則化のエネルギー関数, β はその重み係数である. 投影データの分散に等分散を仮定する場合には $\sigma_{y_i}^2$ をすべて1にする.

$$\sigma_{y_i}^2 = \{1\} \quad (11)$$

(4)式の $\sigma_{y_i}^2$ を(6)式に適用する場合, 透過光子数の大きい投影データほど最小化式への寄与を大きくし, 逆に, 透過光子数の小さい投影データほど寄与を小さくする. 等分散の(11)式を(6)式に適用する場合, 投影データの統計的性質を考慮しない画像再構成となる. 投影データは雑音の影響を受けているため, (4)式の y_i には投影データを半値幅2画素のガウスフィルタ処理したものをを用いた.

(6)式の右辺は次式の代数的方法において

$$\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k - \frac{(\mathbf{a}_i \mathbf{x}^k - \mathbf{y}_i)}{\mathbf{a}_i^T \mathbf{a}_i} \mathbf{a}_i \quad (12)$$

分母の i 行についてのシステム行列の和をX線が通過する距離とみなし, それを直線サンプリング数の N で近似している. そして, N および角度サンプリング数 M とサブセット数 S の比の積で規格し画像の更新を行う.

逐次近似CT画像再構成法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.

$$P(\mathbf{x}) = a e^{-\beta U(\mathbf{x})}, \quad U(\mathbf{x}) = \sum_j \sum_{q \in Z_j} w_{jq} \phi(x_j - x_q) \quad (13)$$

a 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 j 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. 正則化関数として凸関数の全変動(total variation: TV)¹⁶⁾とRelative difference関数¹⁷⁾を用いた.

【全変動(total variation: TV)】

TVは画像の勾配の和として次式で表される.

$$U(\mathbf{x}) = \sum_r \sum_s \sqrt{(x_{r,s} - x_{r+1,s})^2 + (x_{r,s} - x_{r,s+1})^2} \quad (14)$$

$x_{r,s}$ の下付文字は x 方向の r 番目, y 方向の s 番目の画素を示す. (8)式に必要なTVの微分 $\nabla U(\mathbf{x})$ は次式で行った.

$$\begin{aligned} \nabla U(\mathbf{x})_1 = & \frac{(x[4] - x[3])}{\sqrt{(x[4] - x[3])^2 + (x[6] - x[3])^2 + \varepsilon^2}} \\ & + \frac{(x[4] - x[1])}{\sqrt{(x[2] - x[1])^2 + (x[4] - x[1])^2 + \varepsilon^2}} \\ & - \frac{(x[5] + x[7] - 2x[4])}{\sqrt{(x[5] - x[4])^2 + (x[7] - x[4])^2 + \varepsilon^2}} \end{aligned} \quad (15)$$

$$\nabla U(\mathbf{x})_2 = \frac{(x[4] - x[1])}{\sqrt{(x[4] - x[1])^2 + (x[0] - x[1])^2 + \varepsilon^2}} \quad (16)$$

$$+ \frac{(x[4] - x[5])}{\sqrt{(x[8] - x[5])^2 + (x[4] - x[5])^2 + \varepsilon^2}} \\ - \frac{(x[7] + x[3] - 2x[4])}{\sqrt{(x[7] - x[4])^2 + (x[3] - x[4])^2 + \varepsilon^2}}$$

$$\nabla U(\mathbf{x}) = \frac{\nabla U(\mathbf{x})_1 + \nabla U(\mathbf{x})_2}{2} \quad (17)$$

ここで, Fig. 1のようにTVを計算する範囲を3×3画素としそれらの画素をx[0]~x[8]で表し, 処理対象の画素を中心のx[4]とする. 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. (15)式の $\nabla U(\mathbf{x})_1$ は先行研究¹⁸⁾で報告されたTVの微分式であり, x[4]の微分にFig. 1(a)のように周辺画素を用いる. この方式では右斜め方向にアーチファクトが発生するため, (b)のように(a)とは逆方向の周辺画素を用いた(16)式の $\nabla U(\mathbf{x})_2$ (左斜め方向にアーチファクトが発生する)との平均の(17)式を $\nabla U(\mathbf{x})$ とした. こうするとアーチファクトは(15)式を用いる場合に比較し軽減された. さらに, (c), (d)のような周辺画素を用い平均化するTVの計算についても試みたが, 画像の均一性の向上は認められなかった.

【Relative difference 関数】

Relative difference 関数は正則化関数としてよく知られ

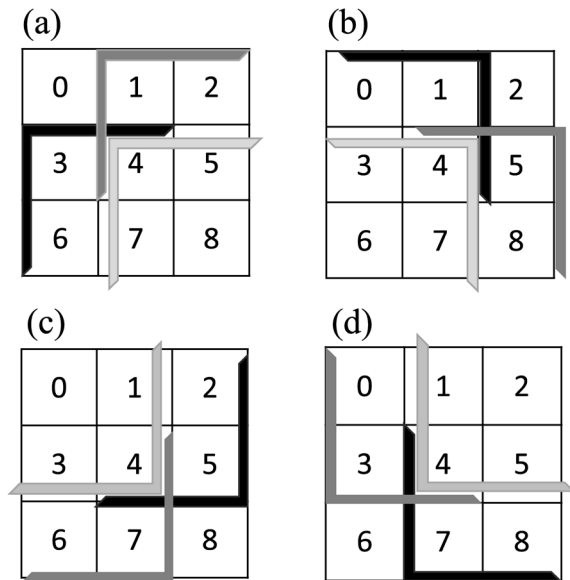


Fig. 1 Discrete gradient calculation of TV for the center pixel in the 3×3 area using two different gradient directions (a) and (b)

Four pixels marked by the black solid line in (a) correspond to the first term of Eq. (15); gray solid line, the second term; light gray solid line, the third term. Four pixels marked by the black solid line in (b) correspond to the first term of Eq. (16); gray solid line, the second term; light gray solid line, the third term.

ている凸関数のHuber関数¹⁹⁾あるいは非凸関数のGeman関数¹⁹⁾と異なり, 強度の差の絶対値 $|x_j - x_q|$ ではなく, 相対強度 $|x_j - x_q|/(x_j + x_q)$ によって平滑化と輪郭の保存とのバランスをとるのが特徴であり次式で表される.

$$\phi(x_j - x_q) = \frac{(x_j - x_q)^2}{x_j + x_q + \gamma|x_j - x_q|} \quad (18)$$

$$\frac{\phi(x_j - x_q)}{\partial x_j} = \frac{(x_j - x_q)(\gamma|x_j - x_q| + x_j + 3x_q)}{(x_j + x_q + \gamma|x_j - x_q|)^2} \quad (19)$$

γ は1次関数と2次関数の重みを調節するパラメータで以下の条件のとき1次元関数形

$$1 \ll \frac{\gamma|x_j - x_q|}{x_j + x_q}, \quad \phi(x_j - x_q) = \frac{|x_j - x_q|}{\gamma} \quad (20)$$

となる. これは雑音を抑制し輪郭の保存を強める働きをする, 以下の条件のときには2次関数形となり平滑化を促進する.

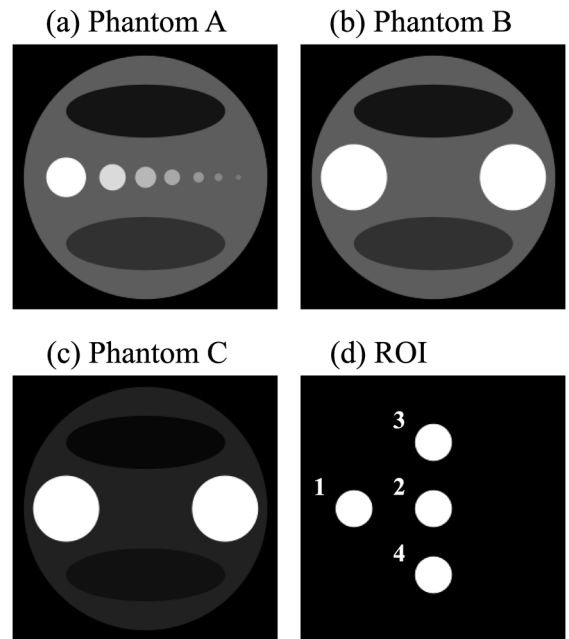


Fig. 2 Object numerical Phantoms A~C for testing the visual observation, reconstructed linear attenuation coefficients, and %RMSE. (a) Phantom A was used for testing the minimum disk insert could be visualized by the FBP and iterative methods. (b) Phantom B was a disk with diameter 18.4cm having linear attenuation coefficient 0.1cm^{-1} and consisting of two ellipses and two disk inserts. The linear attenuation coefficients of the ellipses were 0.035cm^{-1} and 0.065cm^{-1} . The linear attenuation coefficients of the two disks were both 0.2cm^{-1} . (c) For Phantom C the linear attenuation coefficients of the two disks were both 0.4cm^{-1} . (d) Region of interest (ROI) placed on Phantom B and Phantom C to measure the linear attenuation coefficients and %RMSE. The numbers 1 and others denote the ROI numbers in Table 2 to Table 5.

$$1 \gg \frac{\gamma|x_j - x_q|}{x_j + x_q}, \quad \phi(x_j - x_q) = \frac{(x_j - x_q)^2}{x_j + x_q} \quad (21)$$

2.2 数値ファントム

Fig. 2(a) の Phantom A は直径 18.4cm, 線減弱係数 0.1cm^{-1} の円内に長径 12cm, 短径 8cm, 線減弱係数 0.035cm^{-1} , 0.065cm^{-1} の楕円, 直径 3, 2, 1.6, 1.2, 0.8, 0.6, 0.4cm, それぞれの線減弱係数 0.2, 0.18, 0.16, 0.15, 0.14, 0.13, 0.12cm^{-1} の小円を含む。(b) の Phantom B は直径 18.4cm, 線減弱係数 0.1cm^{-1} の円内に長径 12cm, 短径 8cm, 線減弱係数 0.035cm^{-1} , 0.065cm^{-1} の楕円, 直径 5cm, 線減弱係数 0.2cm^{-1} の小円を含む。(c) の Phantom C は Phantom B と同じ規格で小円の線減弱係数を 0.4cm^{-1} とし低透過光子数になるようにした。(d) は Phantom B, C に設定した直径 2.8cm の関心領域 (ROI) を示す。Phantom A~C に対し入射光子数を 50, 100, 250, 500, 2000 と変え実験した。これら入射光子数に対する雑音を含まないときの透過光子数を Table 1A~1C に示す。Phantom A, B では入射光子数が 50 のとき最小透過光子数はそれぞれ 4.409, 2.922 である。高吸収体を含む Phantom C では入射光子数が 50, 100, 250, 500, 2000 のとき最小透過光子数はそれぞれ 0.395, 0.791, 1.977, 3.954, 15.817 である。

Fig. 3 の 1 行に Phantom A~C について入射光子数 50 のときの雑音を含まない投影データを示す。画像の表示レベルは各画像の最小値 0, ウィンドウ幅 (表示最大値) は

Table 1A Incident and transmitted photon numbers of Phantom A without noise

Incident photon	Transmitted photon		
	Max	Min	Mean
50	50	4.049	17.629 ± 11.468
100	100	8.098	35.257 ± 22.935
250	250	20.244	88.143 ± 57.338
500	500	40.488	176.286 ± 114.676
2000	2000	161.951	705.144 ± 458.705

Table 1B Incident and transmitted photon numbers of Phantom B without noise

Incident photon	Transmitted photon		
	Max	Min	Mean
50	50	2.922	16.272 ± 12.157
100	100	5.843	32.543 ± 24.314
250	250	14.509	81.358 ± 60.785
500	500	29.217	162.716 ± 121.569
2000	2000	116.869	650.866 ± 486.279

Table 1C Incident and transmitted photon numbers of Phantom C without noise

Incident photon	Transmitted photon		
	Max	Min	Mean
50	50	0.395	14.186 ± 13.554
100	100	0.791	28.372 ± 27.108
250	250	1.977	70.930 ± 67.771
500	500	3.954	141.860 ± 135.542
2000	2000	15.817	567.441 ± 542.167

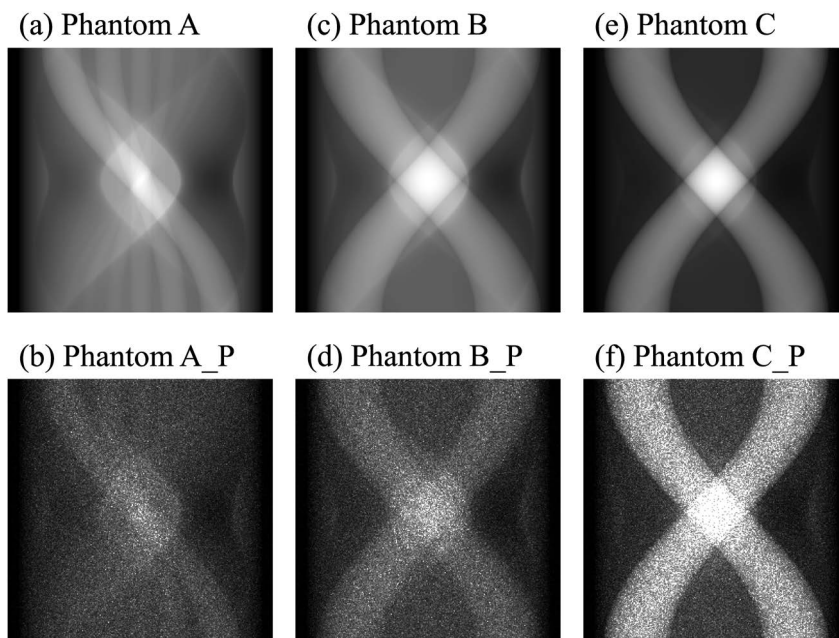


Fig. 3 Projection data of numerical phantoms for the incident photon number of 50

The first row (a) to (e) shows the projection data without noise. The second row (b) to (f) shows the projection data with Poisson noise (denoted as symbol "P") after the clamp processing in the logarithm operation (if the transmitted photon number is equal to 0, it is replaced as 1 in the logarithm operation). The window level and width of the first row images are 0 and that is the maximum value of each image. Those of the second row images are 0 and 3.912 which equals $\ln(50/1)$.

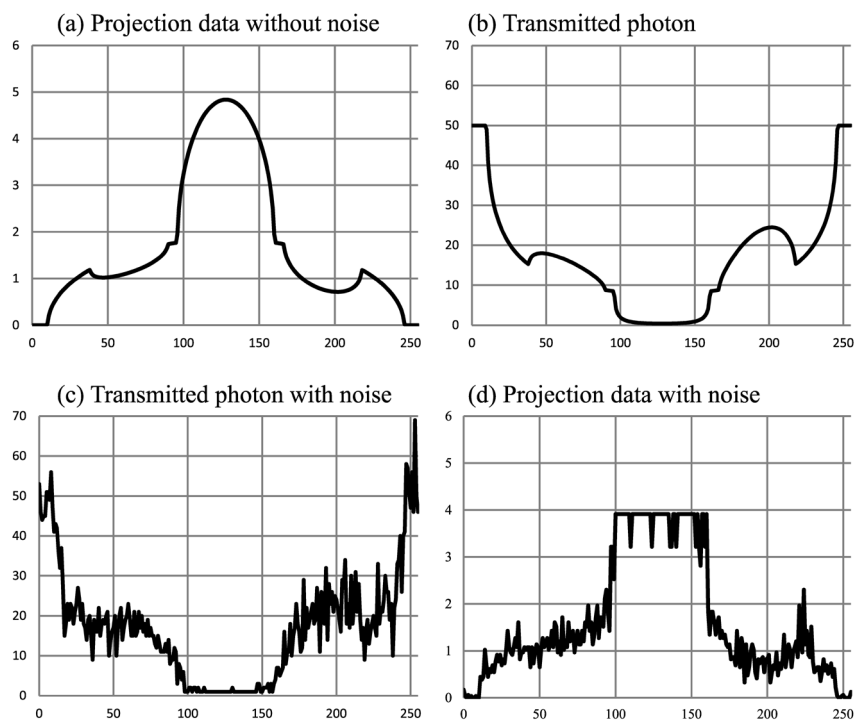


Fig. 4 Profiles of projection data with angle 90° on Phantom C for the incident photon number of 50 (a) Projection data without noise; (b) transmitted photon without noise; (c) transmitted photon with noise after the clamp processing; and (d) projection data with noise after the clamp processing.

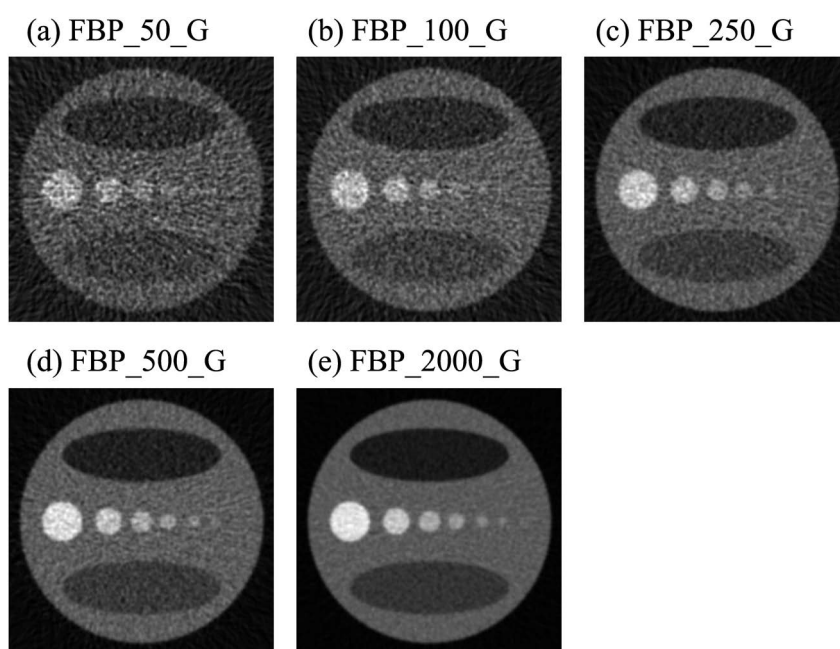


Fig. 5 Phantom A images reconstructed by the FBP method with the Gaussian filter of FWHM equal to 3 pixels The numbers 50 and others after the symbol "FBP_" denote the incident photon number: (a) 50; (b) 100; (c) 250; (d) 500; and (e) 2000. The window level and width are the minimum and maximum values of each image, respectively. All images from Fig. 6 onward are shown for the window level and width of the minimum and the maximum of each image.

各画像の最大値を用いている。2行はポアソン雑音を含む投影データを示す。表示レベルは各画像の最小値0、ウィンドウ幅は3.912を用いている。この3.912は投影データの作成において透過光子数が零のときに対数変換できな

いため、透過光子数を1とするクランプ処理で得られる値 ($\ln 50/1 = 3.912$)である。(d)のPhantom B_Pに比較し(f)のPhantom C_Pではクランプ処理の影響が画像の中央周辺に強く現れている。この様子をPhantom Cで入射光子

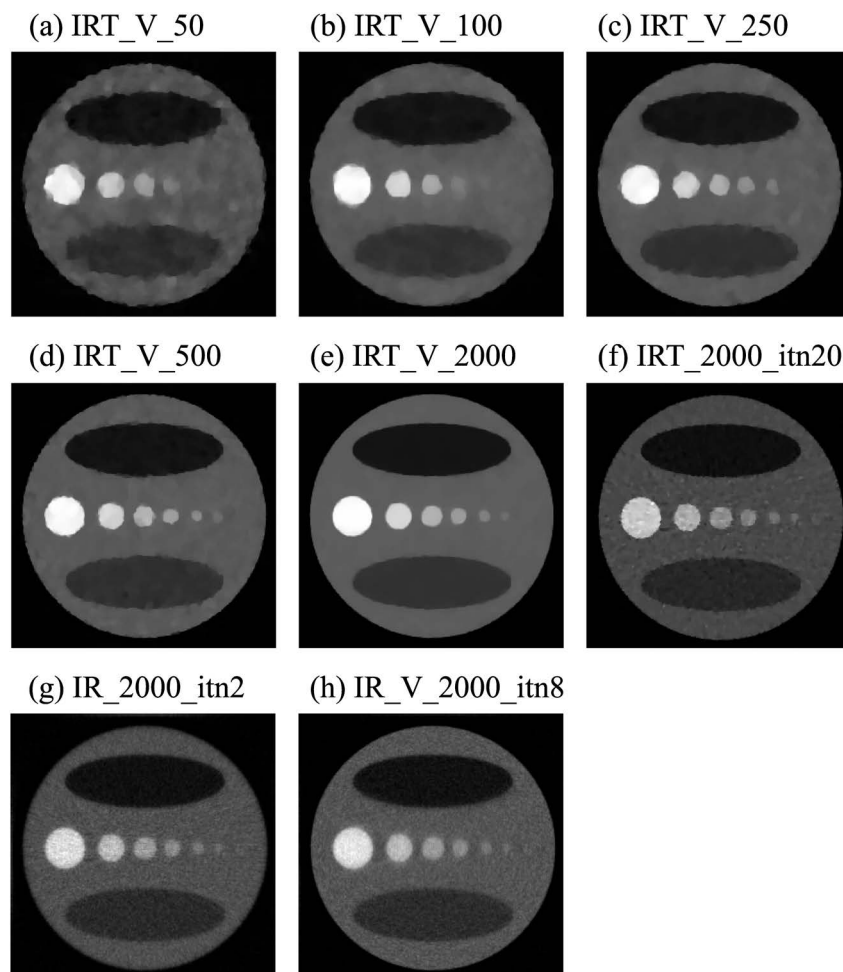


Fig. 6 Phantom A images reconstructed by IRT_V method

The numbers 50 and others after the symbol "IRT_V-" denote the incident photon number: (a) 50; (b) 100; (c) 250; (d) 500; and (e) 2000. For comparison with IRT_V: (f) IRT_itn20 (20 iterations); (g) IR_itn2; and (h) IR_V_itn8 at the incident photon number of 2000 are also shown. These images have the smallest %RMSE for each IR method.

数50について、透過光子数が一番小さいFig. 3(f)の投影角度90（縦方向を y として $y=0\sim255$ の $y=128$ の行）のプロファイル（横方向を x として $x=0\sim255$ ）をFig. 4に示す。(a)は雑音を含まないときの投影データで最大値は4.840である。(b)は(a)のもとなる雑音を含まないときの透過光子数で中央周辺の透過光子数の多くは1未満になる。(c)は(b)にポアソン雑音を加え(2)式のクランプ処理を行ったときの透過光子数を示す。この段階で透過光子数は1以上の整数になる。(d)は(c)から得られる雑音を含むときの投影データを示す。投影データの最大値は3.912に制限される。この場合、投影角度90の投影データでは中央周辺の線減弱係数の情報がクランプ処理によって失われる。

2.3 FBP画像再構成

データ長256の投影データにゼロパディングを行い1024のデータ長にしてフーリエ変換し、それをRampフィルタでフィルタ補正後、逆投影し 256×256 画素の画

像を得た。Rampフィルタはナイキスト周波数0.5 cycles/pixel (6.4 cycles/cm)までのものをそのままカットオフなしで用いた。逆投影の補間には線形補間を用いた。再構成画像は統計雑音によって画質が劣化しているため後処理として半値幅3画素の2次元ガウスフィルタで平滑化処理をした。ガウスフィルタの半値幅は視覚観察から雑音の抑制と分解能のバランスを考慮し決めた。Fig. 5にPhantom Aについて入射光子数50, 100, 250, 500, 2000のときのFBP+ガウスフィルタ処理画像(FBP_G)の画像を示す。Fig. 5を含めこれ以降の画像についての表示レベルは画像の最小値、ウィンドウ幅は画像の最大値にしている。

2.4 逐次近似CT画像再構成

2.4.1 正則化にTVを用いたIR (IRT)

正則化にTVを用いたIR法をIRTと記載する。逐次近似法はサブセット数を32、反復回数を100とした。逐次近似法では正則化関数の重み係数によって再構成画像の画質は変化するため、重み係数 β を決める際の指標が必要と

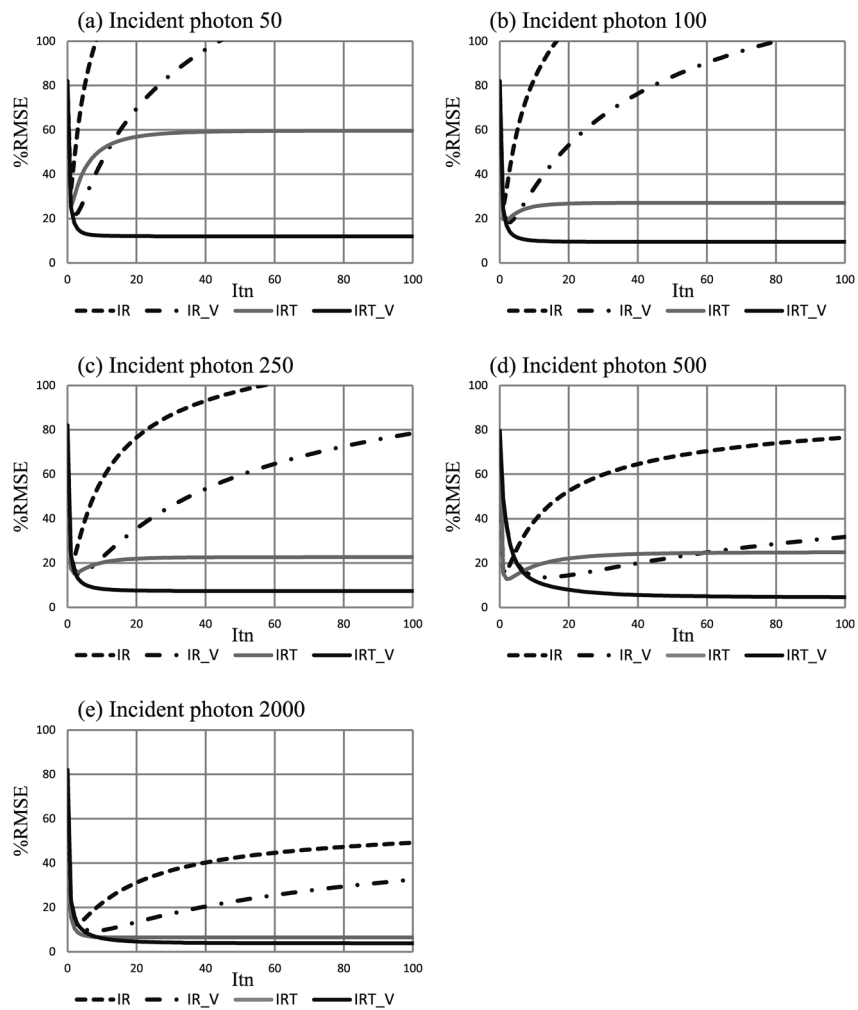


Fig. 7 %RMSE of Phantom A image reconstructed by the IR method
The dotted line, IR; chained line, IR_V; gray solid line, IRT; and black solid line, IRT_V. The symbol "Itn" of the horizontal axis denotes the iteration number of the IR method.

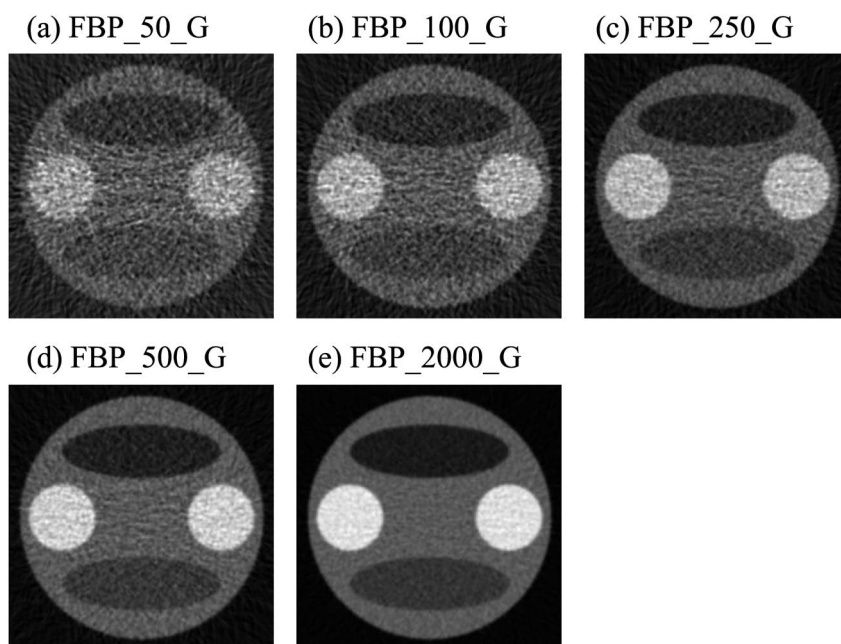


Fig. 8 Phantom B images reconstructed by the FBP method with the Gaussian filter of FWHM equal to 3 pixels

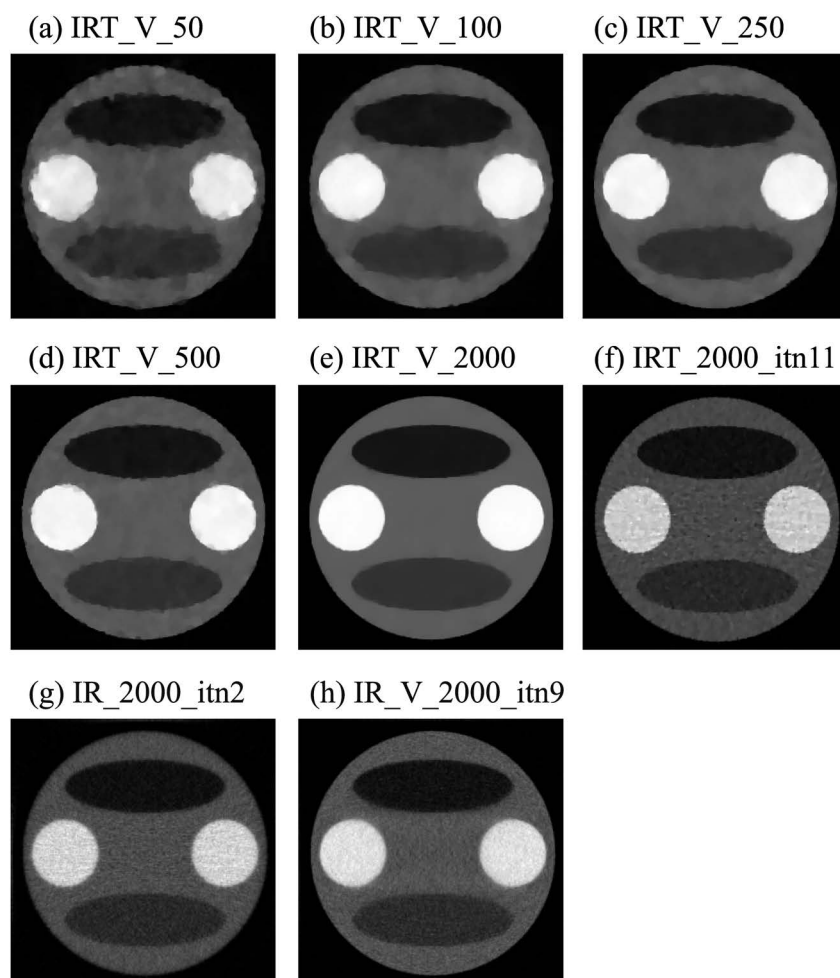


Fig. 9 Phantom B images reconstructed by the IRT_V method

For comparison with IRT_V: (f) IRT_itn11; (g) IR_itn2; and (h) IR_V_itn9 at the incident photon number of 2000 are also shown. These images have the smallest %RMSE for each IR method.

なる．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，逆投影のほけ補正に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にはない．正則化を行えばさらに(5)式の最小化において第2項の寄与が減少するため分解能は不利になる．そこで，Fig. 5に示すPhantom AのFBP+ガウスフィルタ処理画像を参照画像とし，各入射光子数に対しFBP_G画像で認識できる最小の円が逐次近似法においても認識できるように β を採用した．その結果，Phantom Aに対し入射光子数(n_0)50のとき $\beta=0.0001$ ，1つのサブセット内でのTVの繰り返し(ntv)4； $n_0=100$ のとき $\beta=0.0001$ ， $ntv=4$ ； $n_0=250$ のとき $\beta=0.0001$ ， $ntv=2$ ； $n_0=500$ のとき $\beta=0.0001$ ， $ntv=1$ ； $n_0=2000$ のとき $\beta=0.0001$ ， $ntv=1$ とした．Phantom B, Cに対してもこれらの β ， ntv の値を用いた．

画像再構成は，1) 正則化なし($\beta=0$)，投影データの分散を考慮しない（等分散）(6)式を用いる(IR)；2) 正則化なし($\beta=0$)，投影データの分散として(4)式を用いる(IR_V)；3) TV正則化あり($\beta \neq 0$)，等分散の(6)式を用いる

(IRT)；4) TV正則化あり($\beta \neq 0$)，投影データの分散として(4)式を用いる(IRT_V)の4種類の条件で行った．Phantom A～Cについて，入射光子数50, 100, 250, 500, 2000に対し透過光子数にポアソン雑音を加え対数変換した投影データに1)～4)の試行実験をそれぞれ1回行った．これらの実験から，いずれのファントムにおいてもIRT_Vの%RMSEはIR, IR_V, IRTの%RMSEに比較し小さかった．そこで，Phantom A～Cについて，それぞれの入射光子数に対し透過光子数にポアソン雑音を加え対数変換した投影データを雑音のパターンを変え20回作成し，IRT_Vの再構成値の平均値と%RMSEを求めた．

2.4.2 正則化にRelative difference関数を用いたIR (IRD)

投影データの分散の組み込みの有無と正則化の有無の関係が反復回数と%RMSEの関係に及ぼす影響は，正則化関数がTVからRelative difference関数に変わってもTVでの1)～4)の傾向と大きく変わらないと考えられる．そこで，Relative difference関数については，(4)式の分散式を用い(13)式の正則化を行う，TVの4)に該当する画像再構成についてのみ雑音のパターンを変え20回の試行

Table 2A Mean and standard deviation of linear attenuation coefficients (cm^{-1}) reconstructed by IRT_V for Phantom B

	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
True	0.067 ± 0.061	0.2	0.1	0.035	0.065
Incident photon					
50	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.002	0.100 ± 0.001	0.034 ± 0.001	0.065 ± 0.001
100	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.001	0.100 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.064 ± 0.001
250	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.001	0.010 ± 0.001	0.034 ± 0.001	0.065 ± 0.001
500	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.000	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.000
2000	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.000	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.000	0.065 ± 0.000

Average value of 20 trials.

Table 2B %RMSE of IRT_V for Phantom B

Incident photon	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
50	10.795 ± 0.196	1.511 ± 0.366	3.203 ± 0.733	11.231 ± 3.152	5.795 ± 1.326
100	8.294 ± 0.190	0.762 ± 0.250	1.629 ± 0.473	5.471 ± 1.937	2.780 ± 0.524
250	6.462 ± 0.085	0.599 ± 0.139	1.401 ± 0.336	5.270 ± 1.470	2.475 ± 0.648
500	5.599 ± 0.109	0.624 ± 0.139	1.467 ± 0.348	5.004 ± 0.787	2.601 ± 0.728
2000	3.453 ± 0.052	0.288 ± 0.064	0.524 ± 0.115	1.646 ± 0.389	0.814 ± 0.149

Average value of 20 trials.

Table 3A Mean and standard deviation of linear attenuation coefficients (cm^{-1}) reconstructed by IRT_V for Phantom C

	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
True	0.087 ± 0.007	0.4	0.1	0.035	0.065
Incident photon					
50	0.086 ± 0.000	0.385 ± 0.002	0.085 ± 0.002	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.001
100	0.087 ± 0.000	0.397 ± 0.001	0.097 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.001
250	0.087 ± 0.000	0.400 ± 0.001	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.001
500	0.087 ± 0.000	0.400 ± 0.001	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.000
2000	0.087 ± 0.000	0.400 ± 0.000	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.000	0.065 ± 0.000

Average value of 20 trials.

Table 3B %RMSE of IRT_V for Phantom C

Incident photon	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
50	9.532 ± 0.269	3.722 ± 0.410	16.615 ± 1.977	10.380 ± 2.080	5.460 ± 1.610
100	6.783 ± 0.151	0.764 ± 0.298	2.952 ± 0.943	5.080 ± 1.494	2.550 ± 0.917
250	5.438 ± 0.111	0.251 ± 0.073	1.162 ± 0.240	4.478 ± 0.700	2.465 ± 0.535
500	4.746 ± 0.090	0.280 ± 0.084	1.313 ± 0.325	4.814 ± 1.023	2.370 ± 0.524
2000	3.484 ± 0.060	0.183 ± 0.057	0.561 ± 0.138	1.609 ± 0.293	0.853 ± 0.091

Average value of 20 trials.

実験を行った。正則化に Relative difference 関数を用い投影データの分散を考慮した IR 法を IRD_V と記載する。Phantom A~C について (13) 式の γ を変えた事前の実験において γ を小さくすると画像はぼけ、 γ を 20 より大きくしても画像に変化がないため $\gamma=20$ を用いた。 $\gamma=20$ は画像の輪郭を保存する働きがある。入射光子数 50, 100, 250, 500, 2000 に対し β は 0.01 に固定し、サブセット内の正則化の繰り返し ntv はそれぞれ 4, 4, 2, 1, 1 とした。

2.5 画質評価

画質評価は逐次近似法の再構成画像を $\hat{\mathbf{x}}$ として関心領域 (ROI) の線減弱係数の平均値 $\pm$ 標準偏差、原画像 $\mathbf{x}$ を基準

にした %RMSE⁽²⁰⁾ で行った。以下の $\hat{x}_m$ は 1 回の試行実験で得た ROI の平均線減弱係数、 m の下付添字 i は i 番目の試行を表す。 N_R は Fig. 1(d) に示す Phantom B, C に設定した ROI の画素数、 M は数値実験の試行回数を表し 20 回とした。

$$\hat{x}_m = \frac{1}{N_R} \sum_{j=1}^{N_R} \hat{x}_j \quad (22)$$

$$\hat{x}_M = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \hat{x}_{im_i} \quad (23)$$

Table 4A Mean and standard deviation of linear attenuation coefficients (cm^{-1}) reconstructed by IRD_V for Phantom B

	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
True	0.067 ± 0.061	0.2	0.1	0.035	0.065
Incident photon					
50	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.002	0.100 ± 0.002	0.034 ± 0.001	0.065 ± 0.001
100	0.067 ± 0.000	0.201 ± 0.001	0.100 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.064 ± 0.001
250	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.001	0.100 ± 0.001	0.034 ± 0.001	0.064 ± 0.001
500	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.000	0.100 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.000
2000	0.067 ± 0.000	0.200 ± 0.000	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.000	0.065 ± 0.000

Average value of 20 trials.

Table 4B %RMSE of IRD_V for Phantom B

Incident photon	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
50	12.156 ± 0.147	3.865 ± 0.598	5.798 ± 0.915	11.729 ± 2.765	7.972 ± 1.460
100	10.427 ± 0.132	2.592 ± 0.400	3.979 ± 0.569	7.441 ± 2.088	4.935 ± 0.565
250	8.231 ± 0.060	2.281 ± 0.284	3.491 ± 0.504	7.173 ± 1.558	4.546 ± 0.847
500	6.897 ± 0.082	2.363 ± 0.237	3.537 ± 0.331	6.596 ± 0.685	4.601 ± 0.649
2000	5.435 ± 0.048	1.158 ± 0.073	1.651 ± 0.191	3.095 ± 0.394	2.020 ± 0.260

Average value of 20 trials.

Table 5A Mean and standard deviation of linear attenuation coefficients (cm^{-1}) reconstructed by IRD_V for Phantom C

	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
True	0.087 ± 0.0072	0.4	0.1	0.035	0.065
Incident photon					
50	0.086 ± 0.000	0.383 ± 0.003	0.081 ± 0.002	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.002
100	0.087 ± 0.000	0.399 ± 0.002	0.095 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.001
250	0.087 ± 0.000	0.401 ± 0.001	0.100 ± 0.001	0.036 ± 0.001	0.065 ± 0.001
500	0.087 ± 0.000	0.400 ± 0.001	0.100 ± 0.001	0.035 ± 0.001	0.065 ± 0.001
2000	0.087 ± 0.000	0.400 ± 0.000	0.100 ± 0.000	0.035 ± 0.000	0.065 ± 0.000

Average value of 20 trials.

Table 5B %RMSE of IRD_V for Phantom C

Incident photon	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
50	11.938 ± 0.224	4.821 ± 0.544	21.155 ± 1.720	11.362 ± 1.947	7.476 ± 1.657
100	9.927 ± 0.167	1.909 ± 0.228	7.156 ± 1.254	7.112 ± 1.494	4.856 ± 0.962
250	7.647 ± 0.104	1.580 ± 0.268	3.330 ± 0.524	6.481 ± 0.873	4.768 ± 0.713
500	6.162 ± 0.080	1.583 ± 0.179	3.490 ± 0.438	6.736 ± 0.865	4.545 ± 0.566
2000	5.233 ± 0.046	0.789 ± 0.091	1.646 ± 0.264	3.116 ± 0.469	2.029 ± 0.236

Average value of 20 trials.

$$\hat{x}_{SD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (\hat{x}_{m_i} - \hat{x}_M)^2}{M-1}} \quad (24)$$

$\hat{x}_M$ は20回の試行で得られた $\hat{x}_m$ の平均線減弱係数、 $\hat{x}_{SD}$ は $\hat{x}_M$ の標準偏差を表す。以下の%RMSE $_m$ は1回の試行で得たROIの平均%RMSEを表す。%RMSE $_M$ は20回の試行で得られた%RMSE $_m$ の平均、%RMSE $_{SD}$ は%RMSE $_M$ の標準偏差を表す。

$$\%RMSE_m = 100 \frac{\|\hat{\mathbf{x}} - \mathbf{x}\|_2}{\|\mathbf{x}\|_2} \quad (25)$$

$$\%RMSE_M = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \%RMSE_{m_i} \quad (26)$$

$$\%RMSE_{SD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (\%RMSE_{m_i} - \%RMSE_M)^2}{M-1}} \quad (27)$$

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 (TM) 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。

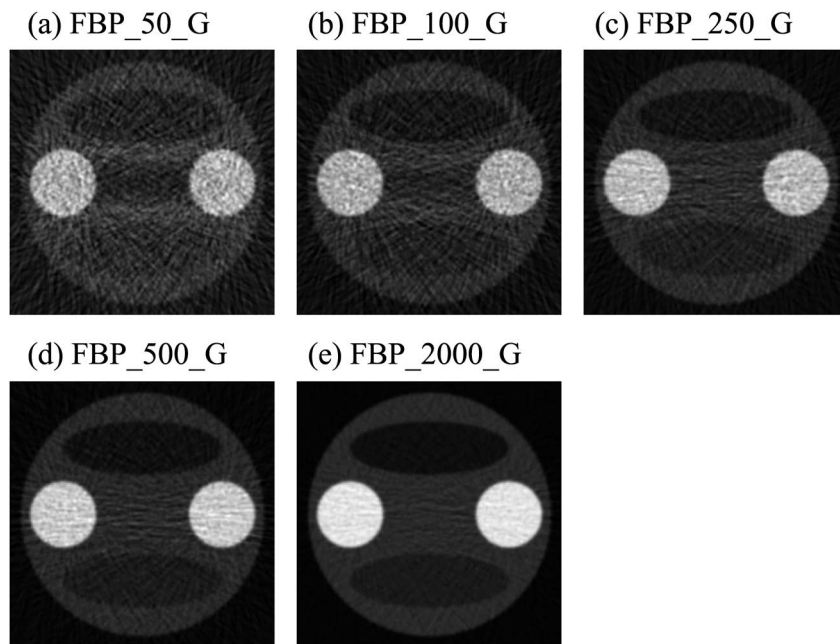


Fig. 10 Phantom C images reconstructed by the FBP method processed with the Gaussian filter of FWHM equal to 3 pixels

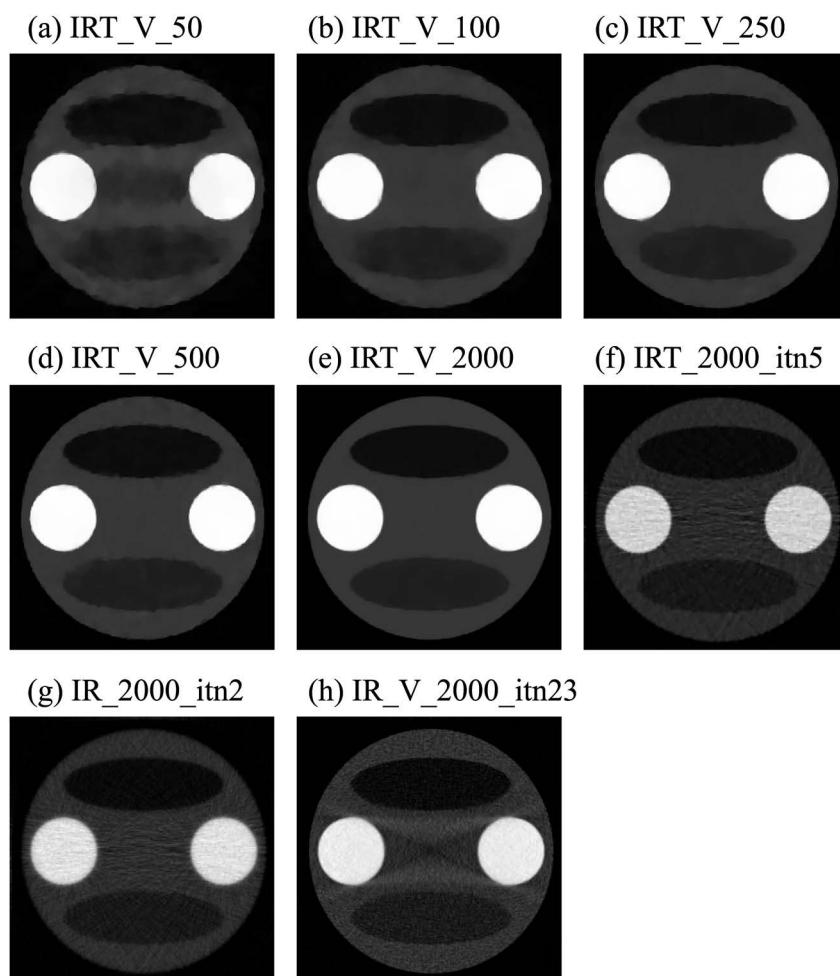


Fig. 11 Phantom C images reconstructed by the IRT_V method
For comparison with IRT_V: (f) IRT_itn5; (g) IR_itn2; and (h) IR_V_itn23 at the incident photon number of 2000 are also shown. These images have the smallest %RMSE for each IR method.

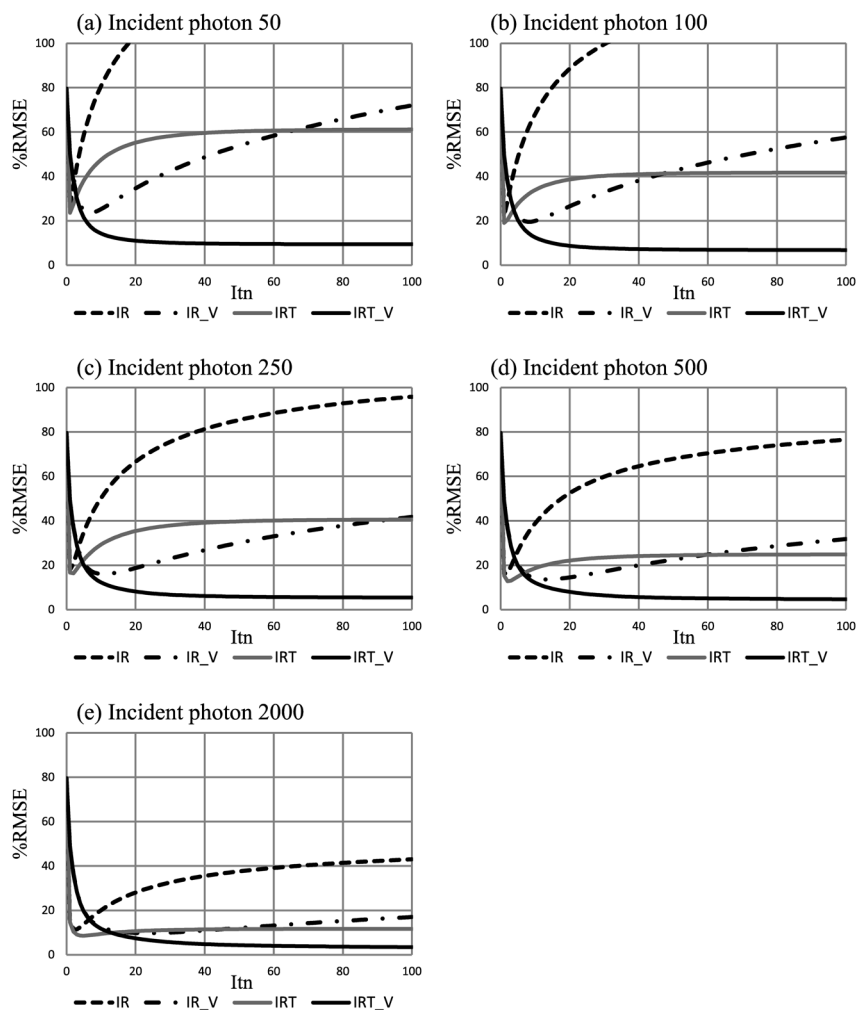


Fig. 12 %RMSE of Phantom C image reconstructed by IR method

The dotted line, IR; chained line, IR_V; gray solid line, IRT; black solid line, IRT_V. The symbol "It_n" of the horizontal axis denotes the iteration number of the IR method.

3. 結 果

Fig. 6にPhantom AについてIRT_Vの再構成画像を示す。(a)~(e)の入射光子数はそれぞれ50, 100, 250, 500, 2000である。他のIR法と比較できるように、入射光子数2000について%RMSEが最小になるIRT_itn20, IR_itn2, IR_V_itn8の画像を(f)~(h)に載せている。ここで、itn20などは反復回数を示す。Fig. 5のFBP+ガウスフィルタ処理画像に比較し雑音は抑制されており、円、楕円の輪郭はFig. 5よりも明瞭である。FBP法で認識可能な最小円はIRT_Vにおいても認識される。Fig. 7にPhantom AについてIR~IRT_Vの%RMSEを示す。IRとIR_Vの比較から投影データの分散を式中含めると等分散を仮定する場合に比較し%RMSEは減少する。しかし、これだけでは雑音の抑制は不十分であり反復回数の増加とともに%RMSEが増加し収束解は得られない。IR_VとIRT_Vの比較から安定した解を得るには正則化が必要である。そして、IRTとIRT_Vの比較から、正則化の効果を高めるに

は投影データの分散を(4)式でIRTに入れる必要がある。等分散の(6)式を用いたIRTの%RMSEはIRT_Vに比較し大きな%RMSEに収束する。(e)のように入射光子数が2000になるとIRTとIRT_V間の%RMSEの差は減少する。入射光子数50, 100, 250, 500, 2000のとき、IRT_Vの画像全体の%RMSEはそれぞれ、 12.217 ± 0.163 , 9.476 ± 0.150 , 7.313 ± 0.089 , 6.259 ± 0.114 , 3.872 ± 0.048 であった。

Fig. 8にPhantom BについてFBP+ガウスフィルタ処理画像を示す。Fig. 9にPhantom BについてIRT_Vの再構成画像を示す。他のIR法と比較できるように、入射光子数2000について%RMSEが最小になるIRT_itn11, IR_itn2, IR_V_itn9の画像を(f)~(h)に載せている。ここで、itn11などは反復回数を示す。入射光子数50および100のとき、IRT_Vの画像は雑音の影響を受けているが各領域は比較的均一に再構成されている。Table 2にPhantom BについてIRT_Vの線減弱係数の平均値と%RMSEを示す。Table 2および以後のTable 3~Table 5の数値は小数点第

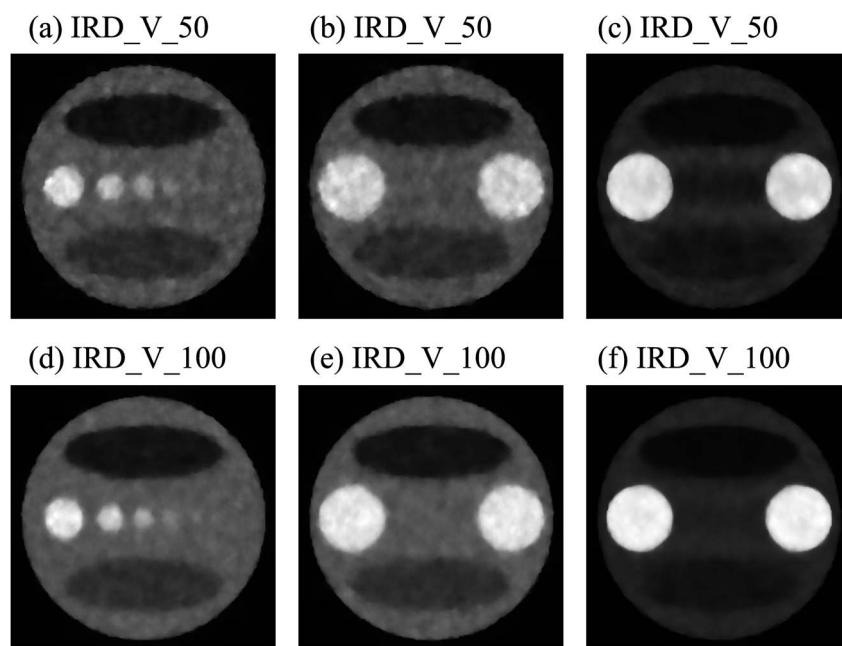


Fig. 13 Phantom C images reconstructed by the IRD_V method

4位を四捨五入し第3まで表示している。入射光子数50～2000のとき画像全体および各ROIの線減弱係数は真値に近い値が得られた。

Fig. 10にPhantom CについてFBP+ガウスフィルタ処理画像を示す。入射光子数50および100のとき、線減弱係数 0.4cm^{-1} の高吸収体に挟まれた領域（ROI 2とその周辺を含む領域）で均一性が低下する。Fig. 11にPhantom CについてIRT_Vの再構成画像を示す。他のIR法と比較できるように、入射光子数2000について%RMSEが最小になるIRT_itn5, IR_itn2, IR_V_itn23の画像を(f)～(h)に載せている。ここで、itn5などは反復回数を示す。Fig. 10のFBP+ガウスフィルタ処理画像と同様に入射光子数50のとき高吸収体に挟まれた領域で均一性が低下する。Fig. 12にPhantom CについてIR～IRT_Vの%RMSEを示す。Table 3にPhantom CについてIRT_Vの線減弱係数の平均値と%RMSEを示す。入射光子数50および100のときROI 1およびROI 2の再構成値は真値よりも低い。高吸収体の影響がROI 2に比較少ないROI 3およびROI 4の再構成値は真値に近い。

Fig. 13にPhantom A～Cについて入射光子数50, 100のときのIRD_Vの再構成画像を示す。入射光子数250以上のときIRD_Vの再構成画像はIRT_Vの再構成画像に近い。Table 4にPhantom BについてIRD_Vの線減弱係数の平均値と%RMSEを示す。Table 5にPhantom CについてIRD_Vの線減弱係数の平均値と%RMSEを示す。

4. 考 察

代数的方法は投影データを定数とし導出されたものであ

るが、それに統計的な性質を持たせるため分散を組み込んだ(5)式の逐次近似法を用いた。(5)式の収束性を数学的に証明することはしていないが、Fig. 7のようにPhantom Aについて凸関数のTVを正則化関数に用いたIRT_Vは、反復回数とともに%RMSEは単調減少する画像再構成式であり最小解が得られた。このことはFig. 12のPhantom Cについても確認された。Phantom Bについては%RMSEのグラフの掲載を省略しているが、Phantom A, Cと同様に、%RMSEは単調減少し最小解が得られた。Fig. 7(e)の入射光子数2000のときPhantom AでIRTとIRT_V間の%RMSEの差は小さいが、Phantom Aに比較し透過光子数が小さくなるFig. 12(e)のPhantom Cでは%RMSEの差が大きくなり、低透過光子数における分散項の組み込みの重要性を示している。Table 2AからPhantom BについてIRT_Vによる再構成値は真値に近い。画像全体の%RMSEは入射光子数50のときに大きいものの入射光子数の増加とともに減少し、それに伴い画質が向上する。

一方、Fig. 11(a)およびTable 3AのようにPhantom Cについては入射光子数が小さいときにFBP法で観察された高吸収体およびそれに挟まれた領域の線減弱係数の低下がIRT_Vにおいても観察された。この理由は透過光子数の対数変換と(2)式のクランプ処理で透過光子数が零のときにそれを1に置き換えることによる。雑音のないFig. 4(a)の投影データが雑音を含むときに中央周辺でFig. 4(d)のように修正されると、線減弱係数の情報が失われる。その結果、高吸収体およびそれらに挟まれた領域の再構成値を真値よりも低下させる。この影響はPhantom BのTable 2B, Phantom CのTable 3Bで入射光子数50のとき

Table 6 RMSE of IRT_V for Phantom B and C at incident photon 50

	Image	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Phantom B	0.0098 ± 0.0001	0.0030 ± 0.0018	0.0032 ± 0.0013	0.0039 ± 0.0012	0.0038 ± 0.0011
Phantom C	0.0134 ± 0.0001	0.0149 ± 0.0017	0.0166 ± 0.0018	0.0036 ± 0.0014	0.0035 ± 0.0014

Average value of 20 trials.

きに両者のROI 2における%RMSEの差に現れる。

Relative difference関数を正則化関数に用いたIRT_VによるPhantom Bの再構成値はIRT_Vの再構成値と同程度に真値に近い。Fig. 13(c) およびTable 5AのようにPhantom Cについては高吸収体およびそれに挟まれた領域の線減弱係数の低下がIRT_Vにおいても観察された。この現象は(18)式の γ の値を20から次第に小さくしても改善しなかった。Phantom A, Bでは線減弱係数 0.1cm^{-1} の大円を基準にした線減弱係数 0.035cm^{-1} の楕円、 0.065cm^{-1} の楕円、線減弱係数 0.2cm^{-1} の小円それぞれの相対強度は0.48, 0.21, 0.33である。Phantom Cでは線減弱係数 0.4cm^{-1} の小円の相対強度は0.6である。このような相対強度に対し $\gamma=20$ のとき(20)式が成立するので、いずれのファントムにおいてもRelative difference関数は雑音を抑制し輪郭を保存する絶対値関数としての働きが強い。TVはPhantom A~Cのように領域内の値が一定の画像に対し雑音抑制と輪郭の保存が知られている。正則化においてTVは画像の勾配を零にするように働くので、Fig. 9, Fig. 11に見られるよう領域内の視覚的な均一性が高い。Relative difference関数はTVと同じ絶対値関数からなるが、TVと異なり画像の勾配を零にするような働きはなく、Fig. 13に示すIRT_Vの領域内の視覚的な均一性はIRT_Vに比較し劣る。

本研究ではPhantom BとPhantom Cの複数ファントムを用い数値評価を行う目的から、ファントム間の比較を容易にするため数値評価には試行回数20回の線減弱係数の平均値 $\pm$ 標準偏差および%RMSEの平均値 $\pm$ 標準偏差を用いた。一方、(27)式の%RMSEの標準偏差が(24)式の線減弱係数の標準偏差にどのように関係するかについては、%RMSEが相対値であるためわかりにくい。そこで、入射光子数50のときのPhantom BとPhantom Cの再構成画像について、次式でRMSEを求めその標準偏差RMSE_{SD}と(24)式の線減弱係数の標準偏差との関係について調べた。

$$\text{RMSE}_m = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{N_R} (\hat{x}_j - x_j)^2}{N_R - 1}} \quad (28)$$

$$\text{RMSE}_M = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \text{RMSE}_{m_i} \quad (29)$$

$$\text{RMSE}_{SD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (\text{RMSE}_{m_i} - \text{RMSE}_M)^2}{M - 1}} \quad (30)$$

試行回数はこれまでと同じく $M=20$ 回とした。Table 6に小数点第5位を四捨五入し第4までの $\text{RMSE}_M \pm \text{RMSE}_{SD}$ を示す。Table 6の標準偏差の数値が0以外の値を持つのは画像全体(Image)で小数第4位、ROIで小数第3位であり、このことがTable 2A, Table 3Aの入射光子数50における線減弱係数の標準偏差が小さい理由と考えられる。

TVはCTの正則化に一般に用いられており、入射光子数50のときを除き本研究でもその有効性は示された。しかし、TVの欠点として、パッチ状のアーチファクトの出現、疑似輪郭の出現、画像のテクスチャー損失の問題が指摘されている^{21~23)}。最近、Dongらは圧縮センシングを用いたCT画像再構成において非線形スパース変換を用いる方法を定式化し、Median, Bilateral, Nonlocal meansの3種類の非線形フィルタを実際の歯科CT画像に適用し、TV最小化よりも良好な画像が得られることを示した^{22), 23)}。

本研究は圧縮センシングCTではなく、通常のCTにおける正確な再構成値の取得を目的としており、Phantom B, Cのような簡単な対象についてTVは有効であった。構造がより複雑な解剖学的形状を有する頭部や骨盤部の対象に対しては、TV, Relative difference関数の他、Dongらが行ったように再構成画像から非線形フィルタ処理した画像を減算し高周波数領域を強調した正則化関数についても試みる必要があり、今後の課題としたい。

5. 結 論

代数的方法に投影データの分散を組み込み、TV, Relative difference関数を正則化に用いたブロック型の逐次近似法をCTに応用した。平均線減弱係数 $0.067 \sim 0.087\text{cm}^{-1}$ の原画像において、入射光子数を50~500にするとき、尤度に等分散を仮定すると正則化関数の働きを十分に生かすことはできない。正確な線減弱係数を得るには正則化とともに投影データの値に応じた分散を用いる必要がある。この場合、入射光子数50のとき高吸収体およびそれらに挟まれた領域の再構成値は真値より低値を示すが、入射光子数100~2000のとき再構成値は真値に近い。

付記

本研究の利益相反に関わる事項はない。

参考文献

- 1) Ramachandran GN, Lakshminarayanan AV: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Application of convolutions instead of Fourier transforms. *Pro. Natl. Acad. Sci.* 68: 2236–2240, 1971
- 2) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 21: 21–43, 1974
- 3) Liang ZP, Lauterbur PC: Principles of magnetic resonance imaging. 233–250, IEEE Press, 2000
- 4) Kak AC, Slaney M: Principles of computerized tomographic imaging. 194–200, IEEE Press, 2001
- 5) Hsieh J: Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise. *Med. Phys.* 25: 2139–2147, 1998
- 6) 森 一生, 風間正博: ストリーク状アーチファクトの緩和. *Med. Imag. Tech.* 21: 272–276, 2003
- 7) Mori I, Machida Y, Osanai M, et al.: Photon starvation artifacts of X-ray CT: Their true cause and a solution. *Radiol. Phys. Technol.* 6: 130–141, 2013
- 8) 岩本新一郎, 汐崎 陽: 雑音を含む投影データの対数変換による統計的影響とその簡易補正法. *Med. Imag. Tech.* 24: 209–215, 2006
- 9) Iwamoto S, Shiozaki A: Correction method of nonlinearity due to logarithm operation for X-ray CT projection data with noise in photon-starved state. *IEICE Trans. Inf. & Syst.* E-90D: 1697–1705, 2007
- 10) 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
- 11) 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
- 12) Purdue University Biomedical Engineering Web Page. <https://engineering.purdue.edu/BME/AboutUs/Newsletter/2011/December2011> (accessed August 5, 2017)
- 13) 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
- 14) 篠原広行, 橋本雄幸: 統計的CT画像再構成アルゴリズムの実装と画質評価. *医学物理* 38: 48–57, 2018
- 15) Gordon R, Bender R, Herman GT: Algebraic reconstruction technique (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray tomography. *J. Theor. Biol.* 29: 470–481, 1971
- 16) Rudin L, Osher S, Fatemi E: Non-linear total variation noise removal algorithm. *Phys. D* 60:259–268, 1992
- 17) Nuyts J, Beque D, Dupont P, et al.: A concave prior penalizing relative differences for maximum-a-posteriori reconstruction in emission tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 49: 56–60, 2002
- 18) Sidky EY, Pan X: Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained total variation minimization. *Phys. Med. Biol.* 53: 4777–4807, 2008
- 19) Geman S, McCluer DE: Statistical methods for tomographic image reconstruction. *Bull. Int. Stat. Inst.* 52–4: 5–21, 1987
- 20) Bilgic G, Goyal VK, Adalsteinsson E: Multi-contrast reconstruction with Bayesian compressed sensing. *Magn. Reson. Med.* 66: 1601–1615, 2011
- 21) Guo W, Qin J, Yin W: A new detail-preserving regularization scheme. *SIAM J. Imag. Sci.* 7: 1309–1334, 2014
- 22) Dong J, Kudo H: Proposed of compressed sensing using nonlinear sparsifying transform for CT image reconstruction. *Med. Imag. Tech.* 34: 235–244, 2016
- 23) Dong J, Kudo H: Accelerated algorithm for compressed sensing using nonlinear sparsifying transform in CT image reconstruction. *Med. Imag. Tech.* 35: 63–73, 2017

解説

MR画像誘導放射線治療における On-line Adaptive Radiotherapy

岡本裕之^{*1}, 逆井達也², 西岡史絵¹, 三浦悠記², 相川亜子²,
桑原潤一², 飯島康太郎¹, 阿部容久², 井垣 浩³, 伊丹 純³

¹国立がん研究センター中央病院 放射線品質管理室

²国立がん研究センター中央病院 放射線技術部 放射線治療技術室

³国立がん研究センター中央病院 放射線治療科

On-line Adaptive Radiotherapy Using MRI-Guided Technique

Hiroyuki OKAMOTO^{*1}, Tatsuya SAKASAI², Shie NISHIOKA¹, Yuki MIURA², Ako AIKAWA²,
Junichi KUWAHARA², Kotaro IJIMA¹, Yoshihisa ABE², Hiroshi IGAKI³, Jun ITAMI³

¹Department of Medical Physics, National Cancer Center Hospital

²Department of Radiological Technology, National Cancer Center Hospital

³Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital

In our institution, we installed MRI-guided radiotherapy system (MRIdian, ViewRay Inc.), allowing to perform on-line adaptive radiotherapy (ART). The MRIdian has three ⁶⁰Co sources with 120 degrees apart, equipped with MRI system using a static magnetic field of 0.35 T. The tumor can be monitored and identified in real-time Cine-MRI during treatments, and gated-radiotherapy is possible based on the boundaries. On-line ART can provide the optimum delivery where high dose coverages to the tumor and sparing dose to health organs can be achieved. However, patient specific QA in on-line ART has a limitation of activities, because patients stay in the couch while planning. In this report, we summarized the commissioning of the MRIdian, and the patient specific QA established in on-line ART was described.

Keywords: adaptive radiotherapy, IMRT, MRI, MRI-guided

1. はじめに

近年、放射線治療分野において Magnetic resonance (MR) 画像の利用が急速に進んでいる。例えば、MR画像の拡散強調画像(diffusion-weighted MRI)を用いて治療中の腫瘍の信号変化を検出し、早期の治療効果判定の試みが行われている^{1)~3)}。また特殊な撮影シーケンスにより複数のMR画像から肺、空気、筋肉、骨などを特定し、擬似的なCT画像(Synthetic CT)を出力し線量計算の実現が可能となった。現在では放射線治療計画用MRシミュレーターとして商用化に成功している^{4), 5)}。商用の放射線治療装置においては、ViewRay社が世界ではじめてMR一体型の放射線治療装置MRIdian[®]を開発し、MR画像を用いたOn-line Adaptive Radiotherapy (ART)の実現に成功している^{6), 7)}。また、Elekta社では高磁場のMR一体型リニアックを開発し、2018年8月に世界ではじめて高磁場MRでの放射線治療が行われた⁸⁾。MRが参入したことによって放射線治療史に残る大きな転換期となった。筆者の施設では、2017年にMRIdian[®]を臨床導入した経緯があり、本稿ではこの装置のコミッショニングおよび自験例を紹介したい。なお、執筆においては、筆者がすでに報告している報文集から内容の一部を抜粋しているため、あしからず

ご了承ください^{9), 10)}。

2. MR画像の利点と欠点

Fig. 1に示すように、MR画像はCT画像と比べると軟部組織のコントラストに優れ、腫瘍やリスク臓器の輪郭描画が行いやすい。また画像取得に伴う放射線被ばくも一切ないため、腫瘍の動きを容易に評価しやすい。しかし、MR画像は、磁場中の核スピンの変化からプロトン密度を収集した情報であるため、線量計算に必要な電子濃度を取得することはできない。さらに、MR画像は、画像再構成の原理から考えても静磁場の不均一性によって画像の歪みが生じやすい特徴を持つ。サブミリを求める高精度放射線治療においては、この画像の歪みは克服すべき課題といえる。Fig. 2に示すように、MR画像では撮影に数十秒を要するため、患者の呼吸や蠕動運動によりモーションアーチファクトの影響を受けやすい。CTのガントリ速度がサブミリ秒以下であることを考えるとMR画像は動きに弱いといえる。

3. 低磁場の利点

MRIdian[®]の静磁場は0.345 Tであり、診断MR画像で一般的に利用されている磁場に比べると低い。無論、診断用MRに比べればコントラストは悪く、画質も同等とはい

* 国立がん研究センター中央病院 放射線品質管理室 [〒104-0045 東京都中央区築地5-1-1]
Department of Medical Physics, National Cancer Center Hospital, 5-1-1 Tsukiji, Chuo-ku, Tokyo 104-0045, Japan
E-mail: hiokamot@ncc.go.jp

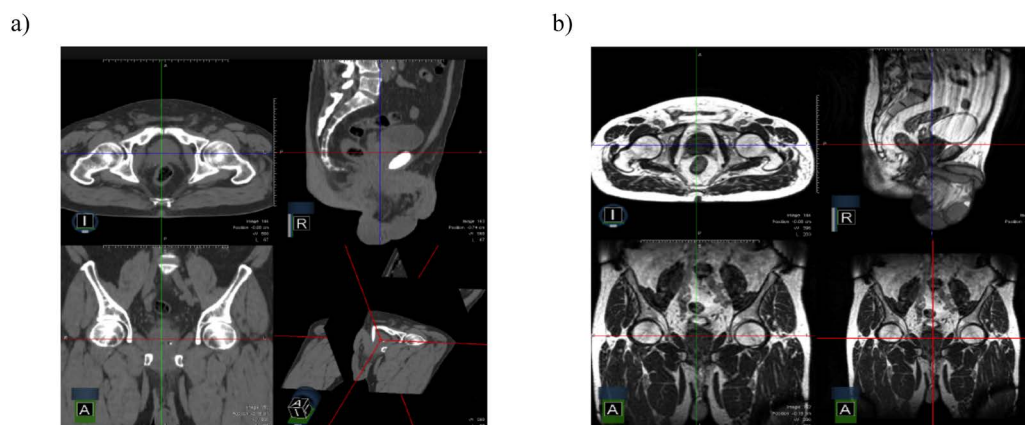


Fig. 1 a) CT and b) MR-images with a 0.345 static magnetic field

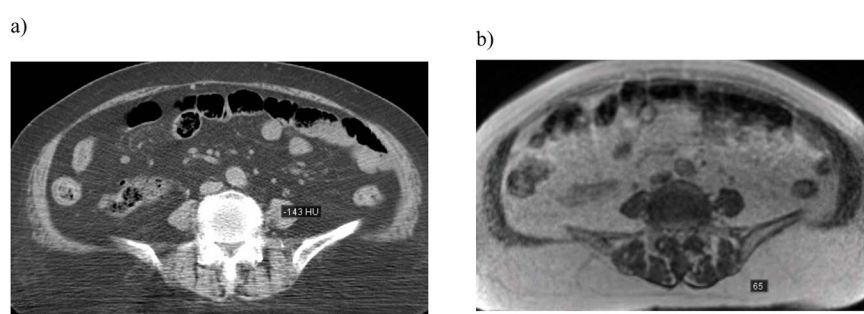


Fig. 2 a) CT and b) MR-images for Abdomen

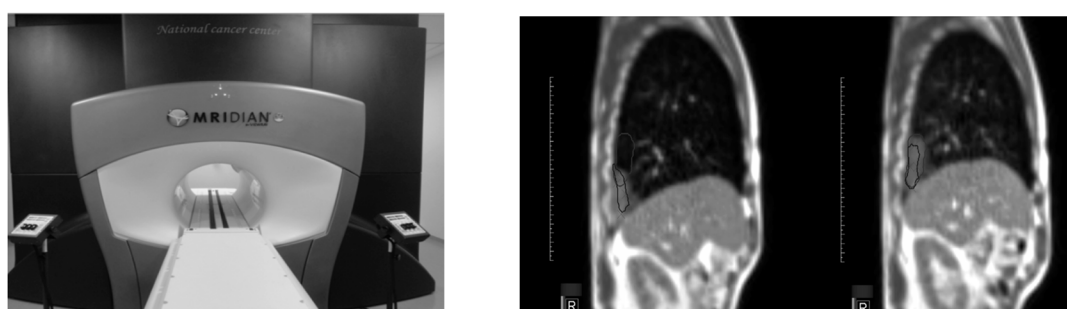


Fig. 3 Gated-radiotherapy in MRIdian® (ViewRay Inc.)

えない。しかし、前述したように放射線治療において重要視されている画像の歪みの影響を受けにくく、ケミカルアーチファクトや後述する磁場中の電子の軌道変化も起きにくい¹¹⁾。また、本機は治療中にMRシネを撮影するため、静磁場を利用することによって患者が受ける熱量(SAR, specific absorption ratio)の低減が図られている。

4. MRIdian®の治療原理

Fig. 3に示すようにMRIdian®は、リング式回転ガントリに120度間隔で3つのコバルト線源が配置され、MR (0.35 T) 監視下で最大線量率6 Gy/minのStep-and-Shoot方式のIMRTが実現できる¹²⁾。すでにLinacベースのMRIdian®も開発され臨床使用されている。2018年8月時点でコバルト線源を用いたMRIdian®システムは7台稼働中であり、米国においては、ワシントン大学、UCLAウィ

スコンシ大学、マイアミ大学、韓国ではソウル大学、イタリアではGemelli病院、日本では国立がん研究センター中央病院と江戸川病院である。LinacベースのMRIdian®についても世界で10台稼働中であり、米国のワシントン大学、マイアミ Cancer Institute、ヘンリフォード病院、NY Presbyterian病院、ウィスコンシン大学、Loyola病院、ドイツのHeidelberg病院、オランダのVu大学で2台、アラブ首長国連邦のSheikh病院が挙げられる。

照射中にはサジタル面のみではあるが毎秒4フレームのシネ画像を取得することができ (Linacベースでは毎秒8フレーム)、画像処理によりリアルタイムに腫瘍をトラッキングし、腫瘍が境界を超えた場合には自動的にコバルト線源が格納されビームが止まる。腫瘍が境界内に戻ってきた場合に自動的に治療が再開される。MR画像で治療計画、照合、同期治療を行うことができる画期的な治療装置

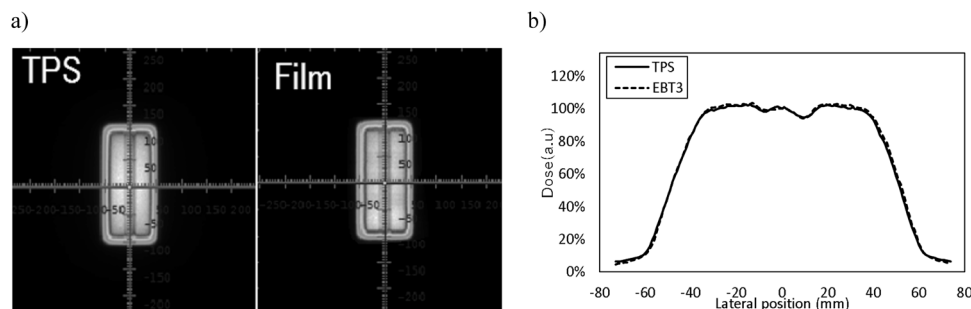


Fig. 4 The calculations in TPS and film dose for tongue-and-groove in tip of the leaf

Table 1 Commissioning of MRIdian®

I. Safety	IV. Mechanical
1. Emergency-stop (E-stop) 2. System safety interlocks 3. Radiation leakage 4. Treatment in emergencies	1. Coincidence of coordinate of treatment to laser system 2. Coincidence of coordinate of imaging to laser system 3. Gantry starshot 4. Couch position accuracy
II. Dosimetric characteristic	V. MLC
1. Gantry dependence of beam output 2. Variation in output within a day 3. Linearity of timer 4. Reproducibility of timer 5. Absorbed dose in water 6. External audit by IROC system	1. MLC leakage using a chamber 2. Uniformity of MLC leakages in a film dosimetry 3. Fence test with a different gantry angle
III. Image quality	VI. Dosimetry
1. SNR and uniformity 2. High and low contrast 3. Spatial Integrity	1. Flatness and symmetry of dose profile and penumbra 2. Tongue-and-groove effect 3. Surface dose 4. Couch attenuation 5. Point dose measurement under simple conditions 6. Point dose measurement in lung water 7. External audit in IMRT field 8. Patient-specific QA for 3DCRT 9. Patient-specific QA for IMRT

といえる。また、従来の治療機に比べAdaptiveに特化して設計され、ユーザは2つのAdaptive (Off-line ARTとOn-line ART) を適宜選択できる。

5. コバルト線源の線量率と照射時間

MRIdian®システムに登録する測定値は寝台の減弱率と3つのコバルト線源の線量率の2つのみである。寝台の減弱率については電離箱を用いて測定し、登録した値を参照して治療計画装置内の寝台をモデリングしている。後者についてはアクセプタンス時に各線源の線量率を測定し、システムに登録する。治療計画装置では線量率は1.85 Gy/minと常に一定で、この線量率で照射時間が暫定的に決定される。実際の治療においては、システム内に登録されている実際の線量率を基に照射時間が再計算される。MRIdian®の基準条件は、照射野サイズ10.5cm×10.5cm、SSD=100cm、5cm深における水の吸収線量率である。ガントリ回転の駆動に制限があり¹²⁾、3つの線源のうち2つの線源しかビーム方向0度の位置に移動できない。すべての線源が移動できる位置は90度方向であるため、水平からの照射が可能な固体ファントム、水ファントムが必須と

なる。当院ではタイセイメディカル社との共同研究により、磁場の環境でも使用できるよう水ファントムの開発を行った (Fig. 5a左下)。材質からの検討から始まり主にステンレスやプラスチックなどの非磁性体を用いた。また寝台の駆動範囲とボアの直径80cmを考慮し、ファントムがボア壁に衝突しないように水ファントムのサイズを決定した。

6. MRIdian® MLC

MRIdian®にはコリメータが搭載されていない。すべての照射野サイズはダブルフォーカスタイプのマルチリーフコリメータ (MLC) により決定される。MLCの先端および側面には、漏れ線量を減らすためのtongue-and-groove (T&G) 構造となっている。Fig. 4に示すように治療計画装置上でT&Gがモデリングされておりフィルムともよく一致している。MLCの幅は1.05cm幅であり、線束に対してMLCがアーチ型に開閉するためペナンプラを一定に保つことができる。

7. Commissioning

MRIdian®のコミッショニング項目をTable 1に示す。

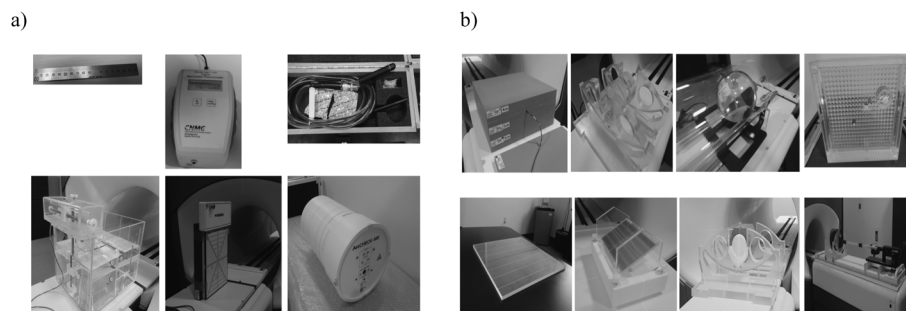


Fig. 5 QA/QC tool for MRIdian®

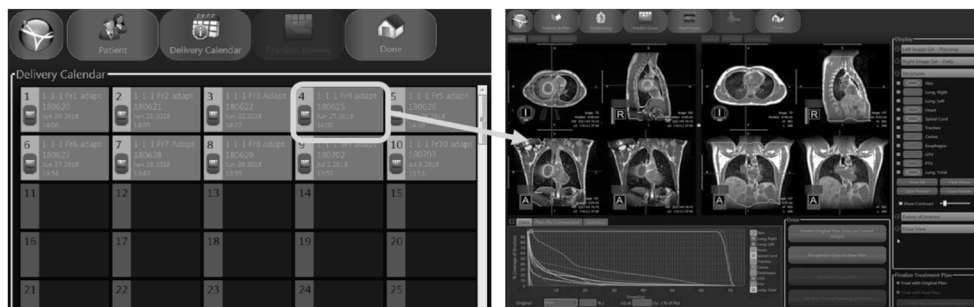


Fig. 6 Off-line ART is possible from any daily treatments without additional process

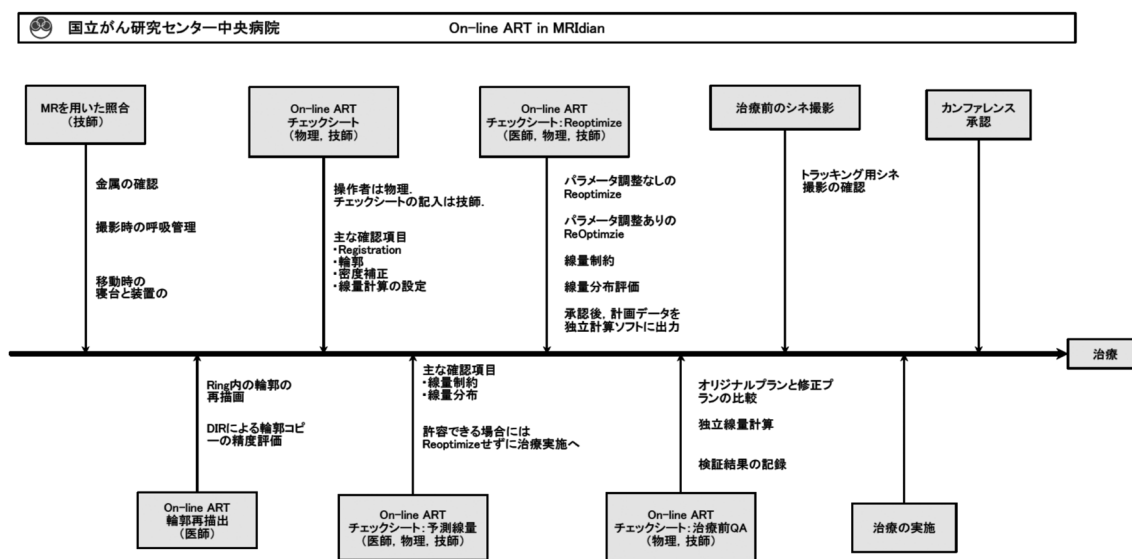


Fig. 7 Process map in On-line ART

主にAAPM TG-142¹³⁾で示されている項目から検討したが、MRIdian®の場合には従来の項目の他にMR画像の品質管理も必要となる¹⁴⁾。また、コバルト線源を使用していることからヘッドからの漏洩線量や照射時間を制御するためのタイマー精度、コバルト線源やMR装置の安全性の試験なども評価する⁹⁾。Fig. 5にMRIdian®で使用した品質管理ツールを示す。Fig. 5aの左上から右方向に、定規(ステンレス304)、温度気圧計測器(CNMC社)、MR対応電離箱(A19, A1SL, A28, A26, Standard imaging社)、MR対応3次元水槽水ファントム(タイセイメディカル社)、MR対応IC profiler(Sun Nuclear社)、MR対応

ArcCHECK(Sun Nuclear社)である。Fig. 5bでは左上から右方向に、ソリッドウォータ均質ファントム(Gammex社)、MRIdian®付属として多目的QAファントム、画質評価用、画像歪み評価用ファントム、フェンステスト用ジグ、任意ガントリ角フェンステスト用ジグ、End-to-end試験用ファントム、MR対応動体ファントムである。

8. 臨床導入までの期間

2016年11月に装置搬入を開始し翌年1月に当院スタッフ2名がMRIdian®のトレーニングセンターにて2週間の実技研修を受け、2月上旬にアクセプタンスを開始し、

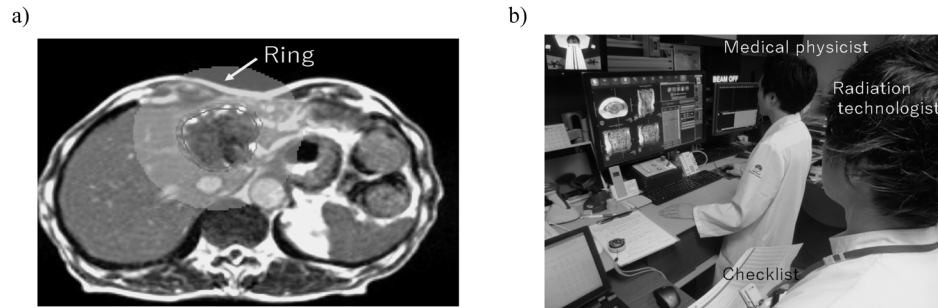


Fig. 8 a) Ring and PTV can be automatically created using a function of “Rule”

Table 2 On-line ART checklist

Fraction	1	2	3
Treatment date	7/2	7/3	7/4
Registration accuracy	☒	☒	☒
Skin definition (threshold 40 to 50)	☒	☒	☒
Electron density (including override density)	☒	☒	☒
Apply “Rule”	☒	☒	☒
Target/OAR delineation (Smoothing or clean up dust)	☒	☒	☒
Apply “Rule”	☒	☒	☒
Adaptive plan ? (<u>Yes</u> or <u>No</u>)	Y	N	Y
i) Reoptimize without adjusting parameters	☒	☐	☐
ii) Reoptimize with adjusting parameters	☐	☐	☒
0. Nothing 1. Beam 2. Delineation 3. Optimize parameter 4. Normalize			3
Treatment time	☒	☐	☐
Beam direction (Collision to patient couch)	☒	☐	☐
CT to ED table	☒	☐	☐
Calculation setting (surface coil, grid, magnetic field)	☒	☐	☐
Normalization (Tumor or Risk organ or Nothing)	T		R
Dose evaluation and verification of statistics	☒	☐	☒
Save as correct plan name (e.g., 1-1-2 FrX Adapt 180101)	☒	☐	☒
Export Plan Data	☒	☐	☒
Plan integrity, consistency	☒	☐	☒
Pass rate (>90%)	96.2%		93.2%
Others			
Signature	H.O.	H.O.	S.N.
	T.S.	T.S.	T.S.

2月中旬から3月までコミッショニングを行った。4月はドライランを通して操作の確認やスタッフへの教育を行い、マニュアルの整備にも務めた。そして2017年5月に臨床稼働した。しかし、はじめはAdaptive RadiotherapyにおいてはすべてOff-lineで対応し、約1年間かけて体制を構築しOn-line ARTを開始した。

9. Off-line ART

Off-line ARTとは従来の治療計画変更を意味する。MRIdian[®]では従来の治療機に比べより正確でスピーディーに計画変更が可能である。MRIdian[®]では治療後のすべてのデータが保存されるため、日々の照合用のMR画

像や治療直前に修正した輪郭情報、治療中のシネ画像などが事後で確認できる。したがって、Fig. 6に示すように計画者はカレンダー上の任意の治療日を選択することができ、その日の計画情報から治療計画を変更することができる。従来のように計画CTを再度撮影する必要もない。また、輪郭の再描画についてもすでに治療直前の線量評価で終了している場合には、その輪郭情報を引き継ぎ直ちに線量計算からスタートできる。

10. On-line ART

患者が寝台に寝た状態で即時的に治療計画を修正することをOn-line ARTと呼ぶ。Fig. 7にOn-line ARTの放射線

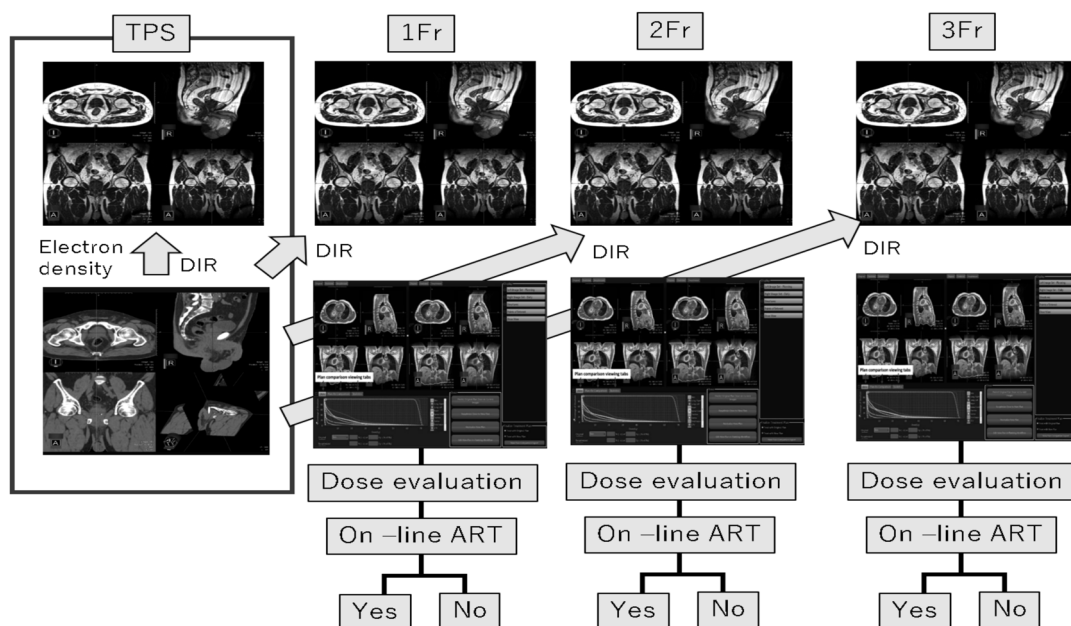


Fig. 9 CT dataset is used to calculate dose distribution for each treatment fraction in On-line ART

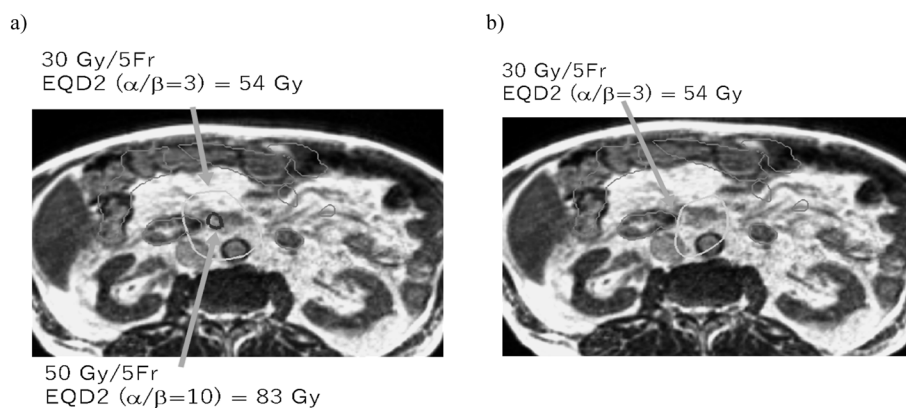


Fig. 10 a) Predicted dose distribution without ART, b) On-line ART for pancreas cancer

治療プロセスマップを示す。はじめに照合用MRを撮影し、一般的に腫瘍合わせで照合し寝台位置をリモートで調整する。このMR画像は照合用だけではなく治療計画用としても用いられ、その後医師が輪郭の再描画を行う。輪郭の再描画は非常に時間がかかるため、Deformable image registration (DIR)によりオリジナルの計画から輪郭をプロパゲーションする。しかし、GTV, CTVなどは治療中の腫瘍の形状や増大の変化を評価するため原則rigidによる写し込みを採用している。プロパゲーション後も医師が輪郭を適宜調整する。On-lineであるため短時間で治療を準備する必要がある、原則全スライスの輪郭調整はせず最適化計算に必要なリングROI (PTV端から3cmの領域内)を目安として範囲を限定して調整する (Fig. 8a)。その後、医学物理士、診療放射線技師がOn-line用のチェックシートを用いてQAを実施する。チェックの方法についてもより効果的に実施するため、1名の医学物理士が操作を行い2名の診療放射線技師がチェックシートの記録および指示

を行う。項目ごとに結果をお互いに確認し、個人によるミスを防ぎQAの効率化を図るようにしている (Fig. 8b)。

Table 2にOn-line ARTのチェック項目を示す。On-line ARTは連日にも及ぶためFractionごとに結果を記録する。また、Fig. 9に示すように、本システムは初回に撮影したCT画像を照合用MRに対してDIRさせ電子濃度を取得している。したがってRegistration精度とBodyの確認は重要である。その後、輪郭の再描画、reoptimize、線量分布、線量制約の確認を経て、治療計画データを独立計算ソフトに出力する。独立計算ソフトでは別の計算アルゴリズムが用いられガンマ解析 (3/3mm)で計画装置の線量分布を評価する。90%を下回った場合には、担当医と協議し治療の継続が臨床的に重要であると判断された場合治療を行い、安全性は治療後に測定を行うことで確認する。QAに要する時間は平均10分である。治療の効率化とコバルト線源のlatencyの影響を最小化するため原則呼気止め治療を採用している。On-line ARTは主にHypofractiona-

tionやGTV内に高線量を設けている症例が多い。各リスク臓器の耐容線量などは2 Gy等価線量換算値Equivalent dose ($EQD2$)を計算しテンプレートとして管理している。

Reoptimizeには2種類の方法がある。1つ目は、ビーム数やガントリ角度などの計画情報を一切変更せず最適化計算のみを行う方法であり、無論最適化計算パラメータも変更しない。短時間で治療計画が完了するため当院ではこの方法を採用している。一方、臓器の位置関係や腫瘍の形状が大きく変化した場合にはパラメータを固定にしたままの最適化計算では限界があり、細かいパラメータの調整が必要となる。場合によってはビームの角度やビームを追加するなど適宜対応が求められる。そのため前者よりは作業に時間がかかり、ある程度治療計画の経験が必要となる。当院ではOn-line ARTの経験が浅いことから前者の方法を採用している。

On-line ARTでは、線量分布の調整のみならず、処方設定の変更も可能である。一般的な D_{95} 処方や平均線量処方からリスク臓器に対しても設定できる。例えば、小腸の最大線量が54 Gyを超えている場合、最大線量を54 Gyにすることも可能である。またポイント線量のみならず $V_{54\text{ Gy}}$ が0.1 cc以下にすることも可能である。On-line ARTを行うことにより抗腫瘍効果をねらいながら、リスク臓器に過剰に線量が投与される場合には容易に安全な治療計画に変更することができる。次にOn-line ARTの有効性がわかる症例を提示する。

膵臓がんでは周囲のリスク臓器として胃、小腸、十二指腸（以下、GI, gastrointestinal）などが挙げられ、各臓器の位置は日々変化し、治療においては呼吸性移動により大きく腫瘍が動く。当院では50 Gy/5Frの線量分割を採用し、腫瘍における $EQD2$ ($\alpha/\beta=10$)としては83 Gyとなり抗腫瘍効果が期待できる。一方で上記リスク臓器の晩期障害では30 Gy/5Frが $EQD2$ ($\alpha/\beta=3$)54 Gyとなり、GIの安全域として定義される。線量分布の評価においては、特に高線量が意図せず出現していないこととGIの安全域の線量レベルを確認する。Fig. 10aは膵臓がんにおけるOn-line ARTを行う前の線量分布である。リスク臓器の近傍に高線量が出現し(50 Gy/5Fr)、また安全域である30 Gyの線量レベルが十二指腸に重なっているのがわかる。 $V_{30\text{ Gy}}$ (30 Gy以上の体積)を計算すると1.6 ccという結果になった。一方でReoptimizeを実施すると30 Gyの線量レベルが十二指腸をスペアし、 $V_{30\text{ Gy}}$ が0 ccとなった。仮にReoptimizeをし十二指腸の $V_{30\text{ Gy}}$ が改善されない場合でも、前述したように $V_{30\text{ Gy}}$ を0 ccに線量分布をリスケールすることができる。

11. ま と め

本書は、MRI[®]の特徴とMR画像を用いたOn-line

adaptive radiotherapy (ART)のコミッショニングと自験例を紹介した。本機は、MR画像の特徴を最大限に利用した治療装置である。しかしOn-line ARTにおいては寝台に寝た状況下であるため品質管理業務が限られる。安全なOn-line ARTを実施するためには、洗練された品質管理体制と職種間の相互チェックが重要である。

参 考 文 献

- 1) Thoeny HC, Ross BD: Predicting and monitoring cancer treatment response with diffusion-weighted MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* 32: 2–16, 2010
- 2) Heijmen L, Verstappen MC, Ter Voert EE: Tumour response prediction by diffusion-weighted MR imaging: Ready for clinical use? *Crit. Rev. Oncol. Hematol.* 83: 194–207, 2012
- 3) Pasquier D, Haddj Henni A, Escande A: Diffusion weighted MRI as an early predictor of tumor response to hypofractionated stereotactic boost for prostate cancer. *Sci. Rep.* 8: 10407, 2018
- 4) Siemens, <https://www.healthcare.siemens.com/> (accessed October 31, 2018)
- 5) Philips, <https://www.philips.co.uk/healthcare/product/HC781439/ingenia-mr-rt-oncology-configuration> (accessed October 31, 2018)
- 6) Acharya S, Fischer-Valuck BW, Kashani R: Online magnetic resonance image guided adaptive radiation therapy: First clinical applications. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 94: 394–403, 2016
- 7) Henke L, Kashani R, Yang D, et al.: Simulated online adaptive magnetic resonance-guided stereotactic body radiation therapy for the treatment of oligometastatic disease of the abdomen and central thorax: Characterization of potential advantages. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 96: 1078–1086, 2016
- 8) Elekta, Elekta Unity, world's first high-field MR-linac, receives CE mark, <https://www.elekta.com/meta/press-all.html?id=4D12CB723E319A4F> (accessed October 31, 2018)
- 9) 岡本裕之, 他: MR画像誘導放射線治療装置の臨床導入, 第6回JBMP放射線治療品質管理・医学物理講習会, 大阪, 2017/9/17
- 10) 岡本裕之: On-line Adaptive Radiotherapyの臨床導入, 第7回JBMP放射線治療品質管理・医学物理講習会, 岩手, 2018/9/17
- 11) Okamoto H, Nishimoto S, Iijima K, et al.: Monte Carlo modeling of Cobalt-60 MR-guided radiotherapy system on Geant4 and experimental verification of dose calculation under magnetic field of 0.35 T. *J. Radiat. Res.* 2018
- 12) Mutic S, Dempsey JF: The ViewRay system: Magnetic resonance-guided and controlled radiotherapy. *Semin. Radiat. Oncol.* 24: 196–199, 2014
- 13) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 41: 97–12, 2009
- 14) Hu Y, Rankine L, Green OL, et al.: Characterization of the onboard imaging unit for the first clinical magnetic resonance image guided radiation therapy system. *Med. Phys.* 42: 5828–5837, 2015

国際学会参加記

ISMRM・SMRT参加記

上山 毅*

東京大学医学部附属病院 放射線部

Report of ISMRM・SMRT 2018

Tsuyoshi UHEYAMA*

The University of Tokyo Hospital

1. はじめに

フランスの首都パリにて国際磁気共鳴医学会 (ISMRM・SMRT) に参加しましたので報告します。ISMRM・SMRTは毎年開催場所が変わり、定時総会として4月～6月の間で約1週間の会期であることが慣例であります。今年は2018年6月15日から21日にかけてパリ中心部に近いポルト・ベルサイユという名のコンベンションセンターにて開催されました。会場となったポルト・ベルサイユの4階からはエッフェル塔を眺めることができとても立地のよい会場でした。何度も万国博覧会が開催されている街であり、独特の風情と歴史を感じることができました (図1)。

2. ISMRM・SMRTとは

“ISMRM: International Society for Magnetic Resonance in Medicine”

ISMRMは医学や生物学に磁気共鳴学を臨床応用するために組織された学会であります。構成するメンバーは臨床に携わる研究者よりも、磁気共鳴分野を専門とする物理や数学に精通する基礎系の科学者が多い印象があります。ま

た、近年はArtificial Intelligence(AI)の台頭により、コンピュータサイエンス・情報工学の分野の科学者も増えていと感じております。これは磁気共鳴に限らず、さまざまな科学分野にも見られる現象ではないでしょうか。

またISMRMが発行するジャーナルは2つ、磁気共鳴学に関する臨床研究や診断応用に重きを置いた、Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)と磁気共鳴学を用いた技術開発などの基礎分野に重きを置いたMagnetic Resonance in Medicine (MRM)があります。特に、MRMは医学物理学と近い側面がありますので、医学物理学学会の会員の皆様にも有益な情報を得られるジャーナルであると感じます。

“SMRT: The Society for MR Radiographers & Technologists”

SMRTは臨床のMRIに携わる診療放射線技師や技術者を対象に、高度な知識の普及と技術向上を促進するためにISMRMの中に組織されています。毎年、ISMRMと同時にSMRTの年次総会も開催され、MRIの撮影技術に関わる一般演題と専門知識と先端教育を共有できるフォーラム



図1 セーヌ川から見上げたエッフェル塔
ISMRM・SMRT2018の開催地となったパリ。天候に恵まれ、非常に勉強しやすい気候でした。



図2 セーヌ川クルーズでのレセプションパーティー
世界中のMRIに携わる臨床現場の診療放射線技師と交流をもつことができました。

* E-mail: ueyama.tsuyoshi@gmail.com

を提供しています。

SMRTのメンバーになるためには、病院などの医療機関の臨床MRIに携わることが条件であり、一般的な研究機関に所属する研究者は会員になれません。ホームページで確認していただきたいのですが、年次総会の参加費用が安いなど、SMRT会員にはさまざまな特典が多いので病院に勤めている診療放射線技師はSMRTメンバーになることがお勧めです。特に今大会ではセーナ川でのクルーズ船に乗ってレセプションパーティーが開催されました(図2)。これもSMRT会員の参加費は優遇されています。

3. ISMRM・SMRTに参加するには

ISMRM・SMRTの一般演題の演題登録の締め切りは11月上旬となることが通例です。日本では秋には学会が開催されることが多く、また日本学術振興会の科研費の申請時期と重なるため、日本の研究者にとっては非常に忙しい時期であると思われます。そして、採択の結果は2月上旬に発表されます。私は採択された日に急いで格安航空券とホテルを予約した記憶があります。科研費を取得していない私にとってはとても大事な作業でした。また、学会ホームページでは、年次総会への参加に関する奨学金(最大1,000ドル)の情報も提供されますので該当するメンバー(フル会員であることや、上長の推薦状があることなど)はサポートを応募する権利があります。

発表形式は一般的な壇上に上がってプレゼンを行う口述発表に加え、質疑応答に重きを置いた電子ポスター、さらに紙ベースのポスター発表もあります。いずれにせよ、4月には発表内容の電子データを提出する期日があります。抄録を閲覧するためのパスワードが発行されますので、年次総会の開催日までしっかりと予習することが大事ではないかと感じます。今回、私はSMRTにてポスター発表を行ってきました(図3)。

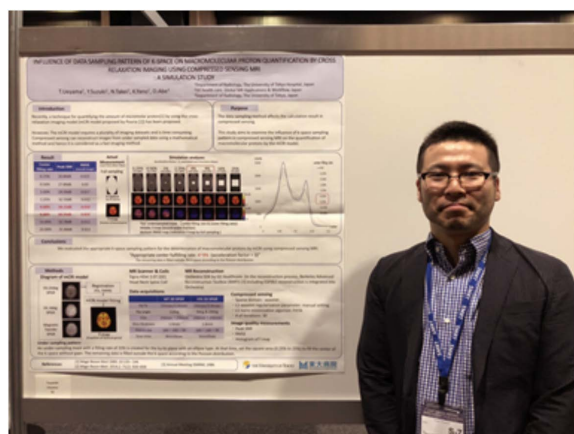


図3 筆者のポスター発表
脳実質内のミエリン定量に関する研究発表を行いました。

4. プログラムについて

ISMRM・SMRT2018のプログラムでは、ハードウェア開発やAI(Artificial Intelligence)技術に関するセッションが設けられており、診療放射線技師にとってMRIの撮像技術だけでなく、医療の進歩に対応するための広い知識が必要であることを感じさせるプログラムでありました。

“MRIから電子密度計算が可能か？”

ISMRM・SMRT2018のプログラムにおいて、“Radiomics”や“Radio therapy”など、イメージング技術の枠を超えたセッションが多くありました。そのなかでもDeep Learning(特にconvolutional neural network)を用いた画像再構成・セグメンテーション・治療効果判別に関する演題が集まっていた(図4)。特に興味深く感じた演題は“Radio therapy”のセッションにてMR画像をDeep LearningでCT画像に再構成する技術(Synthetic CT)です。Deep Learningで得られるSynthetic CTを用いて電子密度計算できることから放射線治療の線量分布計算に応用できる報告が多くあったことを記憶しています。Synthetic CTではビームハードニングアーチファクトがないというメリットを拝見したとき感心しました。しかし、MR画像にも特有のアーチファクトは存在しますので、どのようなMR画像を教師データとして蓄積するか、またどのようなアルゴリズムを設計するかがポイントになりそうです。

“私たちの仕事はAIに奪われるのか？”

AIの台頭が私たちの臨床業務にどのように影響するのだろうかということを議論するためのフォーラムが行われ



図4 Deep Learningのセッションの会場の様子
会場に臨床よりも情報工学やコンピュータサイエンスに詳しい参加者が集まっているようでした。



図5 ロシアワールドカップ（日本vsコロンビア戦）を観戦
学会会期中はロシアワールドカップの時期と重なっており、多くの人種が住むパリは街中が熱気に包まれていました。

ました。これまでもMR技術は目覚ましく進歩しており、複雑な検査もより簡便かつ高速に実施することが可能となってきました。以前から科学技術の進歩とともに診療放射線技師の技術者としての存在意義が危ぶまれるのではないかと議論されることは多かったのですが、近年AIが騒がれるようになり、より大きな問題提起となっている印象です。

フォーラムが結論づけているのは、“Human vs AI”という構図を議論するのではなく、“Human vs Human + AI”という構図を議論するべきだということでした。確かに、AIに怯えることなく、上手く共存することが正しい選択と感じます。一方で、“Human + AI”は、まさに“鬼に金棒”なのですが、HumanとAIにおいて、どちらが鬼でどちらが金棒かわからなくなるという恐怖が残ります。このような問題は、岡本太郎先生が1970年の大阪万博に

て“人類の進歩と調和”をテーマに掲げながら、そのテーマを破壊的に否定するように表現していたことに似ているような気がします。

5. パリの街

パリは大都市でありながら、昔ながらの道路設計を維持しているため道路はガタガタで交通渋滞が起こりやすく非常に不便を感じます。しかし、その不便さが私にとってはとても心地良いのです。歴史を感じる古い建築が多く、学会会期中は毎日散歩していました。私は散歩しているなかで、多くの人種が生活していることを実感しました。それは植民地政策の歴史に加えて、フランスが自由・平等・友爱・政教分離の精神の下、沢山の移民を受け入れていることが挙げられます。しかし、シャルルドゴール空港からパリ市街に向かう途中には多くのシリア難民を目撃しました。シリア難民らはフランスに自由を求めて移住をしていますが、実際には外国人観光客に駆け寄って物乞いしている姿が現状です。何もできない自分自身に不甲斐なく思うと同時に、何も求めなくとも自由に研究活動ができる環境をありがたく感じました。

そして、図5は会場近辺のカフェにてロシアワールドカップ（日本対コロンビア）を観戦した写真です。偶然にもコロンビア人が隣に座り、白熱した応援合戦をしたことが一番の思い出となりました。特にさまざまな人種が住むパリではとても素敵なワールドカップ熱気を感じました。

6. 最後 に

最後に、このような機会を与えてくださいました医学物理学会編集委員橋本成世先生に深く感謝いたします。

国際学会参加記

米国核医学会 SNMMI2018 参加記

山谷泰賀*

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所

Report of SNMMI2018

Taiga YAMAYA*

National Institute of Radiological Sciences, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

1. はじめに

Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI) は、1954年に設立された米国の学術団体であり、日本語では米国核医学会と呼ばれている。2018年大会は、6月23日から26日まで、フィラデルフィアの Pennsylvania Convention Center にて開催された(図1)。フィラデルフィアは、ペンシルベニア州最大の都市であり、自由の鐘や(独立宣言と憲法の宣言が署名された)独立記念館などアメリカ独立の歴史を象徴する都市として知られる。また、フィラデルフィア美術館へと続くベンジャミン・フランクリン・パークウェイの始点である Love

parkでは、ロバート・インディアナの有名な「LOVE」の文字の彫刻が有名であり、カップルが写真撮影の順番を並んでいる光景が見られた(図2)。

山谷が最初に参加したSNM(当時はSNMMIではなくSNMだった)は2004年であり、このときもフィラデルフィア開催だった。他の国際会議でのポスター発表の経験はあったものの、SNM2004は人生初の国際会議口頭発表であり、しかもめでたく Young Investigator Award をいただいたこともあって、今も記憶に残っている(図3)。

SNMMIは、もちろん臨床がメインの学会であるが、そもそも核医学の発展は理工学によって支えられてきた経緯から、メーカーが技術をブラックボックス化してしまう風潮は他モダリティほどではなく、今でも、医工連携および産

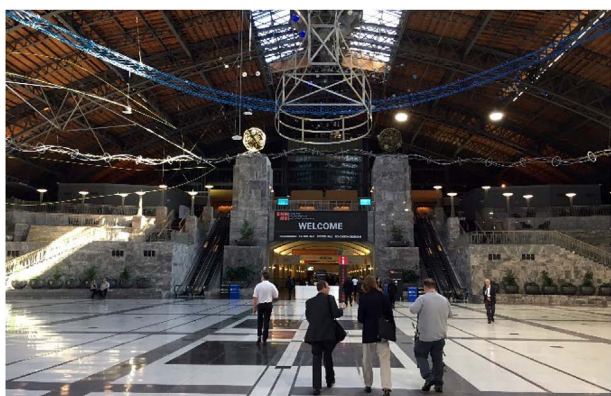


図1 Pennsylvania Convention Center



図2 Love parkの風景

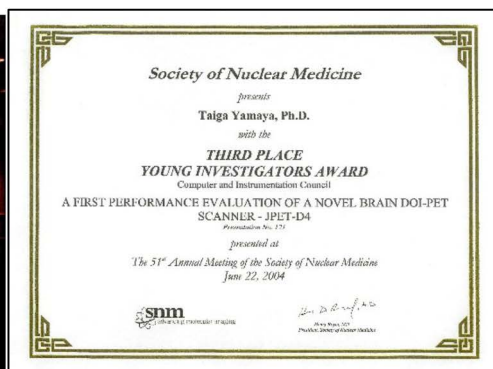


図3 2004年に同じくフィラデルフィアで開催されたSNMに参加したときの筆者。このとき、Young Investigator Awardを受賞

* E-mail: yamaya.taiga@qst.go.jp

学連携の好循環が続いていると感じている。よって、理工系研究者にとっても、最先端の核医学に浸かってニーズを先読みし、また自らの装置開発研究へのフィードバックを得るために、SNMMIへの参加は有意義であると考ええる。筆者は、現在のイメージング物理研究チームを引き継いだ2009年の翌年からは、SNMMIには毎年欠かさず参加している。また、比較的臨床出口を向いた仕事をしているチームメンバーにも、積極的な参加を呼びかけている。今回筆者は、直前にシドニーで別件の仕事があったためSNMMIの参加はあきらめようかと思っていたが、強行スケジュールでなんとか参加にこぎつけた。

2. SNMMI2018について

一般演題数は1,781件であり、そのトラック別内訳は表1のとおりである。装置開発やデータ解析法のトラックは319件であり、全体の約18%を占める。トラック別ではなく疾患別で集計し直してみると、Oncology関係テーマが844件と最も多く、全体の47%を占める。その他、Educational講演99件、Technologists関係演題158件を合わせると、全体で2,038演題であった。機器展示場は約160ブースと盛況であった(図4)。

3. 目立つ中国の勢い

国別演題数でみると、トップの米国(約720件)に次いで、第二位中国(約540件)、第三位日本(約160件)、第四位韓国(約80件)、第五位ドイツ(約75件)と続く。SNMMIのグローバル化傾向を受けて、数年前から、各年毎に選ばれた米国以外の国がハイライト国として特別企画

表1 SNMMI2018の分野別演題数

Cardiology	151
Neuroscience	188
Instrumentation and data analysis	319
Molecular targeting probes (radioactive and non-radioactive)	289
General clinical specialties	221
Oncology: basic and translational	284
Oncology: Clinical therapy and diagnosis	329



図4 機器展示場入り口の様子

等を行うようになった。今回は、中国がハイライト国であったのもその一因かもしれないが、中国の存在感が目立った。演題数でいうと、米国比75%、日本の3倍以上である。

一方で、Instrumentation and data analysisのトラックに限って国別演題数でみると、第一位米国50%、第二位中国12%、第三位日本11%であり、その後はフランス、カナダ、韓国、オランダの順に続く。中国が第二位であることには変わりはないが、機器・データ解析分野に限ってはまだ日本と同じくらいの演題数であった。

中国発メーカーの進出も徐々に進んできている。上海のUnited Imagingからは、シーメンスおよびGEに続いて世界3社目となる臨床用一体型PET/MRI装置の開発についての発表があった[Shuguang Chen, 他, No. 215]。MRIは3T。PET検出器は、2.8 mm角・15.5 mm厚のLYSOとSensL製silicon photomultiplier (SiPM)の組み合わせである。32 cmと長い体軸視野以外には目新しい技術は見られない。Time-of-flight (TOF)分解能は450 ps。中国政府による医療機器承認は現在進行中であるが、臨床研究として上海のZhongshan病院にて500人以上の患者を検査したとのこと。PETによるMRI影響については言及がなかったが、MRI撮像によるPET分解能および感度への影響は1.5%以下であった。

4. さらに進化するTOF

大手PETメーカー各社は、最上位クラスにTOF搭載機をラインナップさせており、各社その時間分解能を競っている。SiPMの性能が進化し、光電子増倍管よりも時間応答性が高くなってきたことがブレイクスルーのひとつである。フィリップスは独自開発のdigital SiPMモジュールを、GEとシーメンスは浜松ホトニクス製SiPMである



図5 シーメンスブースで展示されていた214 ps CRTの性能を誇るTOF-PET/CT新機種

表2 Explorerプロジェクトの試作装置概要

名称	MiniEXPLORE-1	MiniEXPLORE-2	uEXPLORER	PennPET EXPLORER
開発機関	UC Davis	UC Davis	UC Davis	U Penn
目的	Application prototype	Technology prototype	High spatial resolution	High TOF resolution
対象	Primate	Brain	Total-body	Torso
ベース技術	Siemens	United imaging	United imaging	Philips



図6 放医研の赤松剛博士研究員によるヘルメット型PET装置開発の口頭発表の様子

MPPCを採用している。

フィリップス digital PET については、310 ps coincidence resolving time (CRT) が得られ、その計数率依存性は少ない。光電子増倍管ベースの同社 Gemini TF (450–600 ps) との画質比較が報告された [Jun Zhang, 他, No. 216]。

GE の SiPM ベース TOF-PET/CT の DISCOVERY MI については、25 cm に体軸長を拡張した 5 リングバージョンについての評価結果の発表があった。シンチレータは 4.0 mm × 5.3 mm × 25 mm の Lu ベース素材。通常の 4 リングバージョンと比べて、検出器数 1.25 倍に対して 1.38 倍の NECR ピーク値が得られたが、たとえば 10 mm 球のホットコントラスト回復では、4 リングの 54% に対して 5 リングは 46% などと若干の画質低下が見られた [Tinsu Pan, 他, No. 221]。

シーメンスからは、機器展示ブースにて新製品 Biograph Vision が紹介されていた。LSO と MPPC による新規設計の検出器モジュールを搭載。昨年の SNMMI のポスター発表では TOF 時間分解能 250 ps と発表されていたが、今回 214 ps と大幅に性能を改善して製品化に至ったようである (図 5)。214 ps CRT は、臨床用 TOF-PET 装置としては現時点で世界最高性能である。

5. Explorer プロジェクト

2015 年に始まった 2 m 体軸視野の PET を作る NIH の巨大プロジェクト [Cherry et al., Sci. Transl. Med. 9, eaaf6169 (2017)]。今回、UC Davis (Simon Cherry and Ramsey Badawi) と University of Pennsylvania (Joel Karp) の 2 つのグループから最終試作機の発表があった。これまでのミニ試作機 2 台と合わせて、特徴を表 2 にまと



図7 放医研の田島英朗主任研究員によるヘルメット型PET装置開発のポスター発表の様子

める。

PennPET Explorer は、フィリップスの digital SiPM モジュールを採用するが、5°C に冷却することによって 250 ps 以下の TOF 時間分解能を達成した (フィリップス製品の Vereos は 18°C 運用で TOF 時間分解能 317 ps)。3 リング 70 cm 体軸視野、4 mm 空間分解能、10% エネルギ分解能を実現。データ収集は、シングルデータ収集・ソフトウェアコイン方式。現在臨床研究に向けて IRB 承認待ちとのこと。今後は、6 リング拡張による 140 cm 体軸視野確保に加えて、90 度回転式のベッド共有による CT 組み合わせを計画しているようである [Joel S. Karp, 他, No. 222]。UC Davis の Explorer は、United Imaging 社製 PET モジュール (2.8 mm 角, 18.1 mm 長 LYSO + SensL SiPM) をそのまま使って 76 cm ボア径・196 cm 体軸長を実現している。80 列 CT と組み合わせる。今回、ファントム評価結果が示された [Ramsey Badawi, 他,

No. 223].

Explorerの応用探索として、MiniEXPLOREを使った ^{89}Zr 投与サルの30日に亘る計測結果が発表された。 ^{89}Zr の半減期は78時間とPET核種としては長いのが特徴である。抗体ラベル時に使う3種類のキレート剤について時間の安定性を調査した[Eric Berg, 他, No. 424].

6. 頭部専用PET

頭部専用PET装置は、高まる認知症PETへのニーズ等を受け、流行の研究開発課題のひとつとなってきた。筆者らの研究チームでは、検出器を半球状に配置することで高感度・低コストを両立する方法を2013年に発案し、プー



図8 PRESCIENT社の部位別ポータブルPET「BBX」。横に立つのは筆者

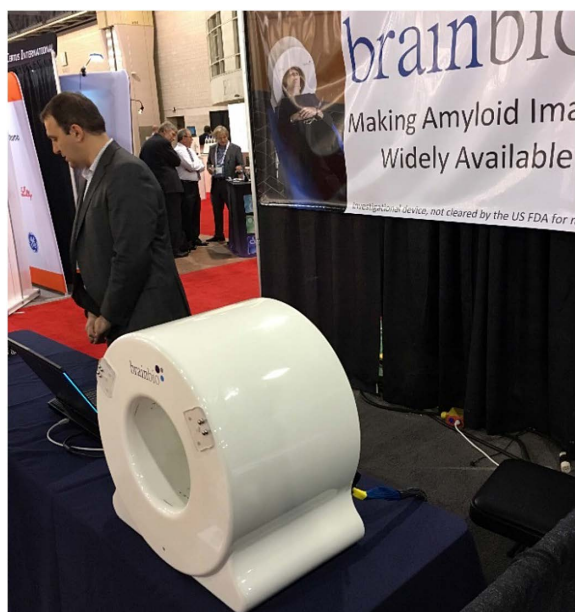


図9 brainbio社の頭部専用PET装置の展示

ムのさきがけとして研究開発をリードしている。今回筆者らの研究チームからは、第一号試作機の評価方法に関する口頭発表と(図6)、ノーマリゼーション方法に関するポスター発表を行った(図7)。

ソウル大からは、スタガー方式の2層DOI+SiPMアレイによる頭部PET試作の発表があった。独自のCharge-to-time converterによるデジタル化がポイントである。ファントム試験まで実施した[Jun Yeon Won, 他, No. 93].

元祖ヘルメットPETともいえるウェストバージニア大のグループからは、自作のウェアラブルPETにより、歩行(ひざ曲げ)によるFDG取り込み率の変化を調べたフイービリティ研究の報告なされた[Qiao Huang, 他, No. 427].

機器展示では、頭部専用PETを展示したブースが2つあった。米国のPRESCIENT社では、垂直型PETやCアーム形状のPETなどユニークなモバイル型PETを開発している。BBX(図8)は部位別モバイルPET装置であり、頭部用のほか、ヘッドを180度回転させることにより乳房専用PETとしても使えるとのこと。FDA認可取得を4ヵ月後に見越しているようである。

もう一社は米国のbrainbio社であり、CerePETという頭部専用機を展示していた(図9)。FDA認可はまだのようであり、もらったカタログでは、LONGMILE Veterinary Imaging社の π PETという獣医学用PET製品として紹介されていた。スペックは、2 mm角・13 mm厚LYSOとPMTの組み合わせで、85 mmの体軸視野とのこと。

7. 機械学習関係テーマ

機械学習/deep learning関係のテーマも多く見られた。中身を詳細に理解することは難しいが、核医学分野においてどのような応用が検討されているのは興味深い。いくつか演題をリストする。

- Xiaofeng Yang, 他 (Emory University), "MRI-based Attenuation Correction for PET/MRI: A Novel Approach Combining Anatomic Signature and Machine Learning," No. 649
- Junyoung Park, 他 (Seoul National University, Gachon University), "Deep Learning Based Kidney Segmentation for Glomerular Filtration Rate Measurement Using Quantitative SPECT/CT," No. 26
- Xinhui Wang, 他 (Oakland University), "Improved myocardial perfusion PET imaging using artificial neural networks," No. 27
- Kevin H. Leung, 他 (Johns Hopkins University), "A deep-learning-based fully automated segmentation approach to delineate tumors in FDG-PET images of patients with lung cancer," No. 323

- ・ Ludovic Sibille, 他 (Siemens Medical Solutions USA, Uniklinik Münster, Siemens Healthcare Limited), "PET Uptake Classification in Lymphoma and Lung Cancer using Deep Learning," No. 325

8. おわりに

今回に限らず関連分野の国際会議に出席して共通して感じることは、技術進歩とグローバル化の2つである。先日、日本医用画像工学会が発行するe-news letterにて、田中栄一先生による次世代PET研究会2018での大変貴重なご講演「核医学物理学の生い立ち」を紙面再現させていただく機会を得た [http://www.jamit.jp/mit/newsletter/JAMIT_NL_No.30.pdf]。90年以上の歴史を持つ核医学であるが、今回のSNMMI報告で紹介したように、技術の進歩は止まることがない。また来年は、さらに技術は進歩し

ているだろう。また、グローバル化が進む現状において、研究成果を普及させ、患者に届けるためには、英語で発表をすること、さらには世界中の人が集まる国際会議で発表をすることが必須であると言える。日本語は、日本以外では使われていないからである。具体的なチャンスは増えてきている。4月に世界核医学会がメルボルンで開催されたが、次回の2022年開催の第13回世界核医学会 (13th World Federation of Nuclear Medicine and Biology) は、京都への誘致が成功している。また、核医学物理学でもっともメジャーな学会であるIEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS-MIC) の横浜への誘致もめでたく決定し、世界核医学会の前年の2021年に開催される。ますますグローバル化が進む核医学分野において、日本が活躍する舞台は整った。

国際学会参加記

2018年米国医学物理学会学術大会への参加報告

橘 英伸*

国立がん研究センター東病院 放射線品質管理室

2018 AAPM Annual Meeting

Hidenobu TACHIBANA*

Particle Therapy Division, Research Center for Innovative Oncology, National Cancer Center

米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine) が開催する毎年1回の会議である2018 AAPM Annual Meetingはテネシー州Nashville市で開催された。日本では決して知名度が高くない(著者の偏見かもしれないが) Nashville市であるが、米国の中では非常に有名な都市であるようだ。特に音楽が盛んであり、オープンなライブハウスがたくさん、というよりはむしろほとんどであるといっても過言ではなく、また週末になるとライブ+アルコールドリンクで、パーティーピーポーがたくさんいた。今回の会議が開催された会場であるMusic City Centerをはじめ、様々な開発が進み、物価も上がっているようで、ここ数年継続してAAPM Annual Meetingに参加しているがホテル代は最も高かったように思う。

さて、今回の会議の話をする、もっとも印象深いのは、山口大学の椎木健裕先生がBest in Physicsという賞を受賞したことである(Fig. 1)。この賞を取得した発表は今回の会議の中で最も優秀な発表のうちのひとつであるということであり、ここ5年の間に新設された賞であると思うが、椎木先生は日本人初であろう。タイトルは「4D Dynamic Robotic Phantom System for Patient-Specific Quality Assurance in Real Time Tumor Tracking Radiotherapy」で、四次元治療+ロボット+3Dプリンターという最新技術を非常にうまく融合させた研究であり、それを患者QA

に利用するものである。一見、患者QAにとって非常に贅沢なようにも思えるが、そうではない。現在の臨床で通常実施されている検証自体が4次元治療の点から考えると簡略されすぎたものである。すなわち、患者QAといているがMLCの動き(デリバリーチェック)のみであり、3次元の呼吸による腫瘍の動きを利用していないこと、体内不均質を考慮していないこと、照射のON-OFFをゲート照射などで実施していないことなどがある。本システムによって不明であった事象が明らかになるのではないと思う。また、本文を見てくださっている方で、椎木先生の研究に興味を持った方は、是非椎木先生に質問することをお薦めする。というのも、このように世界で認められた研究を実施している研究者は国内では決して多くはない。そして、椎木先生はBest in Physicsの受賞だけでなく、海外誌に論文も多く載せている著名な研究者であり物理士であり、さらに今回の会議でも多くの椎木先生の学生が口述発表をするというような優れたMentorでもある。さらに非常に温和で、話しかけやすい人柄である。是非、国内学会発表などで捕まえてください。皆さんの研究や臨床などの一つの大きなきっかけをもらえるはずだから。

私自身、米国から日本に戻ってからも積極的にAAPM Annual Meetingに演題を投稿し、参加している。目的は3つある。1つ目は、当然発表である。今回は厚生労働科



Fig. 1 Best in Physicsを受賞した山口大学椎木先生と

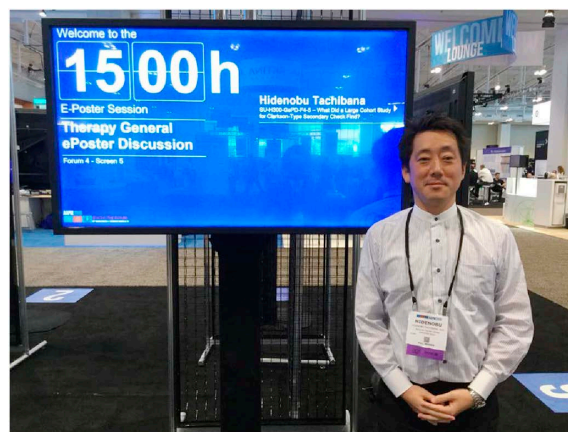


Fig. 2 e-Poster発表

* E-mail: htachiba@east.ncc.go.jp

研やAMEDの委託研究である独立計算検証の総まとめの発表をした(Fig. 2). この場をかりて、独立計算検証の多施設試験に協力してくださった皆様に感謝申し上げたい. 2つ目は情報収集である. AAPM Annual Meetingの参加を欠かした時に重要な情報を得られなかったと思うと、非常に後悔するだろうと思うこと. そして、論文では得られない情報が得られること. 特に機器展示では日本より先に多数の機器が公開されるし、日本で販売されていないものが公開されている. 今回の機器展示で面白かったものとしては、外から患者に照射したX線によって、患者からチェレンコフ光が発せられるがそれを測定する検出器である. 私以外の複数人の方も興味を持っていたようである. シャツや服などを着ると、チェレンコフ光は遮光されるため測定できないが、乳房への照射などには応用できそうで、実際に事例も紹介していた. 3つ目は、米国で働いている元上司や元同僚と会うことである. 米国で2年半ほど働く機会を得たが、良い施設および良い同僚に恵まれたこともあり、彼らから遠くても刺激を受けている. 実際、皆私より若い、物理部門の准教授になっている方やDirectorをしている方もいる. 当然彼らの実績の結果であるが、臨床に従事している方は決して論文を多く書いているわけではなく、現場での成果をあげているのだと思う. もちろん研究をメインにしている人は、個人で1億以上の研究費を得て研究に従事している. AAPM Annual Meetingに行くと、このような刺激を受けて帰ってくる.

また、AAPM Annual Meetingには国内でも有名で、利用されているガイドラインを作成した方が多くいる. とはいえ、参加しても誰が誰だかわからない. 一方、良いきっかけを持つことができ、知り合えた方もいるので、AAPM Annual Meeting参加すると、そのような方々にお会いでき、また食事の機会などが持て、様々なお話ができることもAAPM Annual Meeting参加の醍醐味ではないかと思う. まずは、ミネソタ大学の渡邊先生(Fig. 3). 先生は放射線治療の医学物理士としてまた教授として勤務されている. 当然、渡邊先生は広い知識および豊富な経験をお持ちであり、また気さくな先生であるので、いろいろな情報を提供して下さる. 渡邊先生とのお食事はAAPMの最も楽しみにしていることのひとつである. 加えて、今回はAAPMタスクグループ114(独立計算検証のガイドライン)のリードをしたUniversity of California Davis校のRobin L. Stern教授ともお食事ができた(Fig. 4). Robin先生とは前述の独立計算検証の研究の際に日本に招致させていただいた際にお知り合いになることができた. 彼女も非常に著名な先生で、前述のガイドラインだけでなく今回のAAPMのプログラムに関するChairも担っているという方であるが、非常に温和で気さくな方である. そんな温和な方をいかに弄ぶかと楽しんでいる日本の医学物理士もいたが、そんな粗相な^{やから}“輩”を笑って許す素晴らしい先生



Fig. 3 ミネソタ大学渡邊先生と日本からAAPMに参加したみなさんと

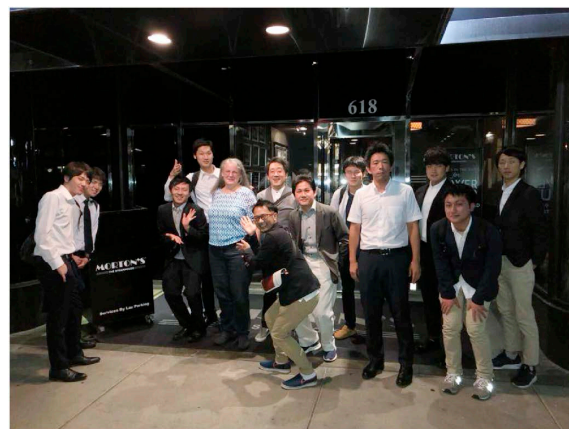


Fig. 4 University of California Davis 校の Robin L Stern 教授と

である. 渡邊先生やRobin先生とお会いできるのもAAPMぐらいなので、これもAAPM参加の私の一つのモチベーションとなっている.

最後に、私個人の考えとして、放射線治療はIMRTの登場によって大きくがん治療に貢献した一方で、IMRTは日本でも、もはや高精度治療ではなく標準治療となりつつある. また、近年のがん治療はいかにOverall survivalを延ばすかという段階に来ており、放射線治療単独での研究の難しさを感じている. いわゆる、IMRTによって大幅に治療成績が向上した現在、今後の放射線治療の技術革新は放射線治療自身の技術を伸ばすが、この技術革新がこれ以上の治療成績を延ばせるかということである. 医学物理における研究はやはり高精度化などの技術革新であろうが、技術革新とOverall survivalの延長を結びつけた新しい研究というものを見つけ出せずにいる. もちろん、ビックデータの利用とDeep learningなどはわかりやすい技術革新の一つであり、放射線治療とも親和性は高いと思う. 一方、Deep learningのようなものは人、もの、金がそろっている放射線治療メーカーは当然取り組む. そのなかで、日本のように人も少ない、金も少ないというなかで、同じことを競っても結果は目に見えている. よく医師などは「うちは結構な件数をしているからデータが貴重だ」というが、そ

れは放射線治療機器メーカーが米国の有名施設と組めばいいことであるし、実際そうしているだろう。また、センター化されているアメリカの施設は、小さい国であるにもかかわらず治療施設が多くある日本の病院より豊富なデータを有しているはずである。そういったなかで、私に何ができるか、今後どういった研究に従事していくかというのは非

常に難しい。とはいっても、しつこいのが私の取り柄なので、くじけず、負けずに、あと数年は足掻こうと思う。現在、臨床現場に有用で、かつ新しい何かであると信じ、研究に従事しつつ、継続して放射線治療の安定供給に関する臨床業務に従事している最中である。来年はテキサス州サンアントニオ、AAPMには参加をする予定である。

国際学会参加記

IEEE Medical Imaging Conference (MIC) 参加報告

大田良亮*, 橋本二三生

浜松ホトニクス株式会社 中央研究所

Report on IEEE MIC 2018

Ryosuke OTA*, Fumio HASHIMOTO

Central Research Laboratory, Hamamatsu Photonics K. K.

1. Introduction

IEEE Medical Imaging Conference (MIC) は IEEE Nuclear Science Symposium (NSS) との合同で開催される学会であり, NSSは今年で65年目, MICは28年目を迎える。NSSは素粒子原子核実験や放射線計測の研究開発に関する学会であり, MICはPET, SPECT, X線CTなど放射線を利用した医療機器の研究開発に関する学会である。素粒子原子核実験と医療機器は全く異質の分野であるが, 装置に要求される技術は非常に類似している。そのため本学会は単なる研究開発の発表の場ではなく, 領域横断的な役割も果たしており世界各国の様々な分野の研究者と交流を深めることもできる。

今年のNSS/MICはオーストラリア・シドニーのInternational Convention Centre (ICC) にて 11/10 (土) ~17 (土) で開催された。会場周辺はショッピングセンターや飲食店, さらには動物園や水族館まですべて徒歩圏内であり, 非常によい立地であった。図1に会場周辺の写真を載せる。この時期のオーストラリアの気温は日本の気温とほぼ同じであり, 更に時差も2時間しかないことから, 日本人にとっては過ごしやすい環境であったと思う。

MICでは公式のパーティーとして“MIC Dinner”というものがある。今年のMIC DinnerはLuna Parkという遊園地で開催された。MIC Dinnerの様子を図2に載せる。

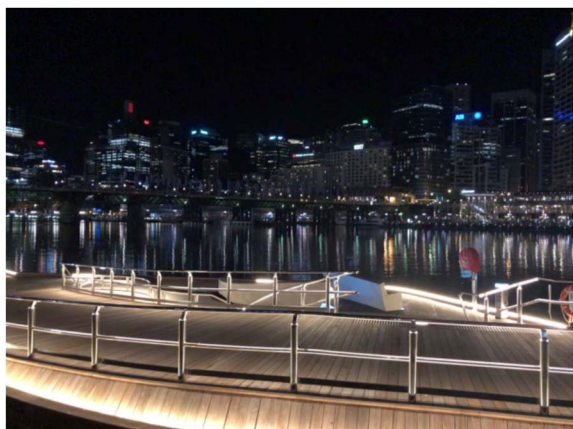


図1 会場周辺の様子

MIC DinnerはMICに参加したあらゆる研究者との交流会の場でもある。筆者(大田)もMIC DinnerにてUC DavisのSimon Cherry教授とコミュニケーションを交わすことができた(図2)。ほかにもNSS/MIC全体のレセプションもあり, そこではMICのみならずNSSの参加者たちとも交流することができる。図3にレセプションにて放射線医学総合研究所の山谷泰賀チームのメンバーと名古屋大学の山本誠一教授と弊社のメンバーとの写真を載せる。

今年のMICは23セッション, 122口頭発表, 445ポスター発表から成っていた。MICの発表には審査があり, 今年のリジェクト率は6.5%であった(NSSは247口頭発表, 428ポスター発表, 5%リジェクト率であった)。NSS/MICの参加者は約1,800人であり, アメリカ, ヨー



図2 MIC Dinnerの様子(左)と, 筆者とUC DavisのSimon Cherry教授(右)

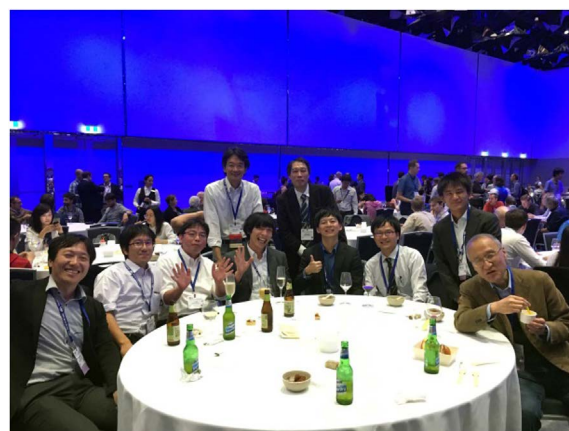


図3 NSS/MICレセプションにて, 放射線医学総合研究所の参加者(一部)と名古屋大学の山本教授と弊社の参加

* E-mail: ryosuke.ota@crl.hpk.co.jp



図4 ジョイントセッションでの山本教授の発表の様子

ロッパ、アジアの参加者の割合はそれぞれ30%, 40%, 30%といった具合である。発表の中でも双方の分野に跨るような内容のものはジョイントセッションにアサインされる。1,500件近い発表の内ジョイントセッションに選ばれるのは18件であり、日本人では筆者の把握している限りで名古屋大学の山本教授、早稲田大学の望月早駆さんと筆者が発表を行った。図4に山本教授の発表の様子を載せる。ICCのシアターがジョイントセッションの会場となっており、約2,500人が聴講できる超巨大ホールであった。発表者が壇上を歩くとそれに追従するようにカメラも動き、左右の巨大スクリーンに映し出されるような仕組みもあった。

2. Main topic

本章では技術的な内容について述べる。筆者が注目した今年のMICの大きなテーマは「究極の時間分解能」と「Deep Learningの医学応用」である。

まず「究極の時間分解能」について説明する。近年のシンチレータ、光検出器、信号処理回路などのPET装置の要素技術の発展に伴い、TOF-PET装置の開発がPETメーカーの間で主流になってきている。Siemensは今年Biograph Visionを発表し半値全幅(FWHM)の同時計数時間分解能(CTR)で215 psという性能を出しており、TOF性能のおかげでPET画像のS/Nは格段に上がってきている。TOFによりPET画像のS/Nがよくなるというのは一般的な技術になりつつあり、TOF-PETが目指す次のステップが「CTR=10 ps FWHM」という究極の時間分解能である。CTR=10 psというのは空間分解能に換算すると1.5 mmである。TOF性能がこのレベルまで達成されると数学的、統計学的に解いていた画像再構成のプロセスがもはや必要なくなる。これにより画像のS/Nの向上だけでなく、薬剤集積のリアルタイムイメージングも可能になる。そのため各国の研究者らがこぞってCTR=10 psを目指し始めた。以下にCTR=10 psへの取り組みについて報告する。

CERNのPaul Lecoq氏はMIC Plenary talkにて、メタマテリアルによるCTR=10 psへのアプローチの手法を提案していた。筆者の力不足で完全には理解できなかったが、シンチレータなどの結晶に加工を施しメタマテリアル化することでチェレンコフ放射の強度を増幅することが可能なようだ。チェレンコフ放射はシンチレーション放射に比べて即発的であるため、時間分解能の向上が期待される。

Stanford UniversityのLi Tao氏はシンチレータなどの結晶の光学的な変調を計測することでCTRを向上させる手法を提案していた。放射線が結晶内で相互作用した時に引き起こされる光学的な変調の時間スケールはピコ秒以下であるため、変調を計測することができればCTRが向上することが期待される。本発表では様々なタイプの結晶を用いて511 keVの γ 線がどの程度変調を起こさせるかを検証していた。

CERNのStefan Gundacker氏はプラスチックシンチレータやBaF₂シンチレータといったPET用には不向きではあるが、高速な減衰時間を示すシンチレータを用いてCTRの改善の可能性について検討していた。プラスチックシンチレータはBC-422を利用していた。プラスチックシンチレータは原子番号の低さから511 keVの γ 線はほとんど光電吸収を起こさないため、300 keV程度のコンプトン端のイベントでコインシデンスを取っていた。その結果CTR=35 ps FWHMを達成していた。またBaF₂では68 ps FWHMを達成していた。BaF₂の発光の高速な成分は220 nmと紫外領域であるため、光検出器の紫外領域における検出効率が向上すればBaF₂を用いてCTR=30 ps FWHMは可能だと主張していた。

この結果を受けてCERNのR. Martinez Turtos氏は200 μ mのBGOプレートと250 μ mのBC-422プレートをスタックさせる構造のシンチレータを作成しCTRの向上を図っていた。基本的な発想はBGOで511 keVの γ 線を止めて、BC-422で高速に発光させることで検出感度を落とすことなく時間特性を維持できるというもののである。BGO+BC422スタックシンチレータでCTR=95 ps FWHMを達成していた。BGOでCTR<100 ps FWHMを達成したのは筆者が知る限りではこれが初であると思う。

CTR=10 ps以外にもBGOをTOF-PET用のシンチレータとして利用しようという動きもある。BGOはその高い屈折率からシンチレーション光の発光の前に多くのチェレンコフ光(約16 p.e./511 keV)を放射することが報告されている¹⁾。したがって、このチェレンコフ光で同時計数することでBGOがTOF-PET用のシンチレータとして利用できるというのである。しかし常にチェレンコフ光同士で同時計数できるとは限らず、場合によってはシンチレーション光で同時計数してしまうこともある。その結果BGOベースの検出器同士の同時計数の時間差ヒストグラ

ムは裾が広がるという傾向をもつ (FWTMが悪いと言ってもよい). そこで UC Davis の S. I. Kwon 氏は両端読み出しによって裾の広がりを軽減する手法を提案していた. $3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$ の BGO 結晶の両端に接合された SiPM の検出時刻の時間差情報を利用することで 1072 ps だった FWTM が 719 ps FWTM まで改善された.

続いて「Deep learning の医学応用」について紹介する. Deep learning は, コンピュータビジョンの分野で革新的な技術として注目されており, 従来の機械学習では必要不可欠であった“お手製”の特徴量を定義する必要がないことが最大の特徴といえる. 会期中, Deep learning の様々な応用が紹介されていたが, 特に筆者が興味深いと感じた2つの演題について簡単に解説する.

まず1つめは, 教師データセットを必要としない新しい Convolutional neural network (CNN) を用いた画像再構成法の検討である. 教師データセットを必要としない“Deep image prior”という CNN の原理については, 文献2を参照されたい. Massachusetts general Hospital & Harvard Medical School の Gong 氏は, UC Davis の Qi らと共同で“Deep image prior”²⁾を用いた PET の反復再構成法を提案していた. この手法は, 同一患者の MRI 画像を事前情報として CNN に入力し, Alternating Direction Method of Multipliers アルゴリズムに基づいて反復再構成を行っていた. MRI などの形態画像を利用して画像再構成を行う方法はいくつかあるが, それらの手法の手法を上回る性能を示していた. 特筆すべきは, Deep learning の研究において学習データセットを必要とせずとも高品質な再構成画像が得られていたことである.

2つめは, Deep learning を利用した信号処理の検討である. University of California Davis の Liu 氏らは, 両端読み出しのシンチレーション検出器の信号波形から, Depth of interaction (DOI) を推定する手法を提案していた. シンチレータの両端にカップリングされた2つの

Si-PM から出力された波形を一般的な CNN に入力し, 出力として DOI を学習させていた. 信号処理に CNN を用いることで, 特に結晶の中央では従来法と比較して FWHM で分解能が 17% 向上していた. また, 検出器の出力波形から Deep learning を用いて相互作用位置や TOF 情報を推定する手法が報告されていた.

その他にも, PET 画像や CT 画像のノイズ除去法や一般胸部画像の骨抑制技術など, CNN を用いた画像ベースの研究が盛んに行われていた. 今後, より一層 Deep learning の医学応用が発展していくことに期待したい.

3. Our presentations

筆者らの発表について少し述べさせていただきたいと思う. 筆者 (大田) も $\text{CTR} = 10 \text{ ps}$ を達成するために検出器を開発し, 本学会でその性能について発表を行った. 内容は「従来の PMT の窓材をチェレンコフ輻射体に変更することで γ 線に対する検出効率と時間分解能が向上した」というものであり, 結果として $\text{CTR} = 46.6 \text{ ps}$ を得ることができた. 本発表はジョイントセッションであったため巨大シアターでの発表となり, 緊張したがなんとか乗り切ることができたと思う (図5). また, 筆者 (橋本) は「モノリシックなチェレンコフ輻射体と2次元光検出器アレイからなる放射線検出器において, Deep Neural Network を利用することで γ 線の相互作用位置の推定精度が向上することをシミュレーションにて検証した」といった内容の発表を行った (図5). 今後もチェレンコフ放射ベースの検出器の性能向上に向けて尽力しようと思う.

4. Summary

シドニーで開催された IEEE NSS/MIC に参加した. 筆者が感じた今年の大きなテーマは「究極の時間分解能 ($\text{CTR} = 10 \text{ ps}$)」と「Deep learning の医学応用」であった. これら2つのトピックが来年はどのように昇華されている



図5 筆者 (左: 大田, 右: 橋本) の口頭発表の様子

か今から非常に楽しみである。IEEE NSS/MICは2019年はイギリス・マンチェスター、2020年はアメリカ・ボストン、そして、2021年の会場はここ日本・横浜となっている。開催日は2021/10/16～2021/10/23、会場はパシフィコ横浜の新施設の予定だそうだ。国内でこの規模の学会に参加できるということで、(まだ1,000日程先ではあるが)今から非常に楽しみである。おそらく日本からの参加者も増えると思われるので、3年後の初の日本開催に向けてこ

の業界が今まで以上に盛り上がっていくことを期待したい。

参考文献

- 1) Kwon SI, Gola A, Ferri A et al.: Bismuth germanate coupled to near ultraviolet silicon photomultipliers for time-of-flight PET, *Phys. Med. Biol.* 61: L38–L47, 2016
- 2) Ulyanov D, Vedaldi A, Lempitsky V: Deep Image Prior. *arXiv*. 1711.10925, 2017

国際学会参加記

Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP)

Hossain Md ALAMGIR*

Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

I attended the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP) conference (November 11–14, 2018, Connexion Conference & Events Centre, Bangsar South City, Kuala Lumpur, Malaysia), supported by JSMP. The congress attracted more than 500 participants from the professions of medical physics, biomedical engineering, radiology, radiotherapy, nuclear medicine, radiation protection, biophysics, radiobiology and the related fields from different countries. The theme for this conference was “A Sustainable Future for Medical Physics”. The objective of the congress was to gather medical physicists and allied health professionals in the region for sharing knowledge, expertise, scientific discussions, cultural exchange and medical technologies updates.

This conference provided a full opportunity for me to practice and constructive dialogue. In this international conference, I gave an oral presentation, entitled “Estimation of Intravoxel Incoherent Motion (IVIM) Parameters Using Monte-Carlo Simulation of Diffusion MRI” (co-authors: Hidetaka Arimura, Hidetake Yabuuchi,

Kenta Ninomiya, Fumio Kinoshita, Sumiko Watanabe, Kenjiro Imada, Ryoma Koyanagi, and Yoshinao Oda) on Tuesday, 13 November, 2018. I have received useful comments and suggestions from attendees and chairpersons. The conference provided me with a valuable learning experience. For instance, it was an excellent opportunity to gather useful information and exchange their findings and views during conference sessions, coffee breaks and conference lunch. Consequently, I have known a number of academics and professionals from different countries such as Japan, Australia, Malaysia, Korea, Indonesia, and Thailand. Fig. 1 shows a picture with current and former members in Arimura’s laboratory who attended the conference.

Finally, I would like to sincere thanks to JSMP for their financial support to attend the conference. In addition, I would like to thank Kyushu University and my supervisor, Prof. Hidetaka Arimura, for having given me the opportunity to attend this conference. This conference was very interesting and enriched my experience with more information, knowledge and confidence.



Fig. 1 A picture with Dr. Yoshidome, me, Prof. Arimura, Ms. Nguyen, Ms. Sitti (Institute of Technology Bandung: ITB, Indonesia), Ms. Fauzia (ITB), and Ms. Lini (ITB) (from left to right)

* E-mail: alamgir_ru07@yahoo.com

国際学会参加記

AOCMP2018

武井良樹^{*1, 2}¹ 近畿大学医学部奈良病院放射線部² 近畿大学大学院医学研究科医学物理学博士課程2年

AOCMP2018

Yoshiki TAKEI^{*1, 2}¹ Department of Radiology, Kindai University Nara Hospital² Department of Medical Physics, Graduate School of Medicine, Kindai University

このたび、日本医学物理学会の補助を受けて、2018年11月11～14日までマレーシアのクアラルンプールにて開催された第18回アジアオセアニア医学物理学会 (Asia-Oceania Congress of Medical Physics: AOCMP)&第16回東南アジア医学物理学会 (South-East Asian Congress of Medical Physics: SEACMP)に参加しました。

マレーシアはアジア最大の経済成長を遂げているアジアの中心に位置する国で、日本から飛行機に乗って7時間ほどで到着します。マレーシアは、マレー系・中国系・インド系など多数の民族で構成される多民族国家で、それぞれの民族が持つ宗教、生活習慣が融合した独特の文化を持つ国です。食べ物や建物もそれぞれの文化のものが点在しながらうまく調和されている印象でした。また、市街地に建つツインタワーは世界一の高さを誇り、経済発展を象徴するシンボルになっていました (Fig. 1)。天候は雨季のため、雨が多く学会会期中もほぼ毎日午後には雷を伴う大雨が降っていました。

今回のAOCMP&SEACMPは27カ国からの参加があり、マレーシアでの開催は2004年以来の2回目の開催でした。登録演題数は口頭発表とポスター発表で約300ありました。日本からの演題は開催国のマレーシアに次ぐ2番目の多さで、日本の積極的な国際学会への参加が見られました。特に大学院生の参加が多い印象でした。私は日本人があまり国際学会に積極的ではないイメージがあったため、この演題数の多さに驚きました。私の所属する研究室からも8名演題登録を行い、団体戦の気持ちで学会に臨みました。

私は最終日の朝に、放射線治療のセッションで口頭発表を行いました (Fig. 2)。発表タイトルは「The bolus effect with the tungsten function paper in build-up region for electron radiotherapy」でした。発表を行った研究内容は、タングステン機能紙を用いた電子線放射線治療でのビルドアップ領域におけるボラス効果に関する研究です。新しい素材の遮蔽材であるタングステン機能紙は、人体に有毒である鉛を含まず、加工が容易で様々な形で使用できます。しかし、薄い遮蔽材を使用する場合、遮蔽材の直下で



Fig. 1 ツインタワー

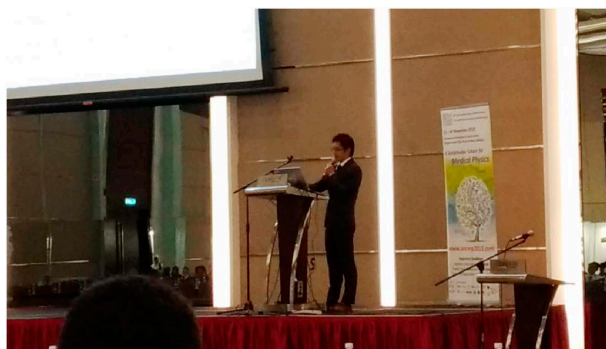


Fig. 2 筆者の発表風景

強い線量増加効果（ボラス効果）があり、ボラス効果の強さはエネルギーや遮蔽材の原子番号などに影響されるため、遮蔽材の遮蔽効果とともにボラス効果も検討する必要があります。そこで、今回の研究ではタングステン機能紙の電子線治療におけるボラス効果を検討しました。英語での口頭発表は2018年1月17～19日に開催されたタイ医学物理学会に引き続き2回目で、スライドなどの準備や発表自体は前回よりスムーズに行えました。前回は英

* E-mail: y.takei5794@gmail.com



Fig. 3 所属する研究室メンバーでの集合写真（筆者は左から3番目）

語での質疑がたどたどしく、質問内容を聞き取ることによって、いっばいいいばいであったため、今回もドキドキして質疑の時間を迎えましたが、幸か不幸か質問がないまま終わってしまいました。質問がないのは寂しいですが、一緒に来ていた大学院の先生に発表は全然問題ないと言っていたのでホッとしました。まだまだ英語力不足は否めませ

んが、また引き続き英語発表にチャレンジして、色々な国の方とディスカッションできればと思います。

最後に、このような機会を与えていただいた日本医学物理学会と、発表を含めた研究指導をしていただいた指導教官と研究室の方々に深く感謝いたします (Fig. 3).

国際学会参加記

アジア・オセアニア医学物理学術大会(AOCMP)参加報告

田中祥平*

東北大学大学院医学系研究科医科学専攻放射線腫瘍学分野修士1年

Report of AOCMP 2018

Shohei TANAKA*

Tohoku University Graduate School of Medicine

このたび、11月11日から14日にクアラルンプールの Connexion Convention & Event Centre (Fig. 1) で開催された“The 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP)”に出席し、口頭発表をいたしましたので、その報告をさせていただきます。私は11月12日の Proffered Papers: Radiobiology, Radiation Protection & Others 1.2 の Session にて、“Homology as a novel radiomic feature for prediction of the prognosis of lung cancer based on CT-based radiomics”というタイトルで発表いたしました (Fig. 2)。私の研究は、現在盛んに研究が行われている画像のみから生存期間などを予測する Ra-

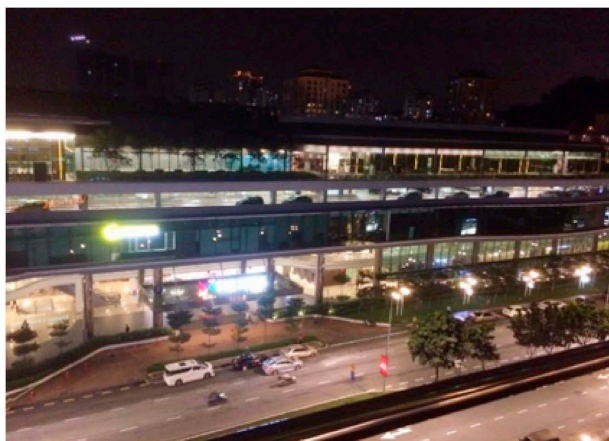


Fig. 1 会場(Connexion Convention & Event Centre)の外観

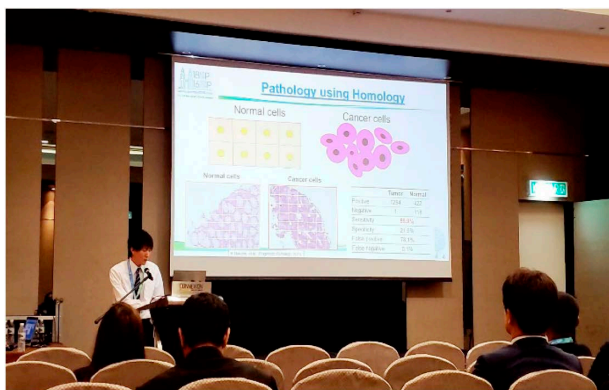


Fig. 2 発表の様子

diomics についての研究です。今回、私たちは世界初の試みとして数学的概念である“ホモロジー”を Radiomics に取り入れることにより、新たな Radiomic 特徴量 “Homology-based radiomic 特徴量”を開発しました。この Homology-based radiomic 特徴量はがん細胞のつながり具合を定量化することができます。制御できない増殖が起こり、つながりが無視された悪性度の高いがんとはそうではない悪性度の低いがんを区別することにより、患者の生存期間に有意差が確認されました。今後は、Homology-based radiomic 特徴量と従来の予後予測で使用されている Radiomic 特徴量を組み合わせて機械学習を行い、正確な予後予測システムを確立させたいと考えております。発表後は会場から「正常細胞ではどのような結果になるのか」、「MRI でも Homology-based radiomic 特徴量は抽出可能か」、「CT 装置のシーケンスはどのような設定か」といった質問をいただきました。座長の方からの助言はありましたが、英語を理解し、英語で伝えることができたという事実により自信をつけることができました。また、Session 後にはインドネシアの方から研究の内容について質問され、メールアドレスを交換し、学会後もお互いの研究についてディスカッションすることができました。今回が私にとって初めての国際学会でありましたが、このような貴重な体験からこれからの国際学会への足掛かりになったことは間違いありません。

学会初日は Radiomics の Workshop があり、そこではこれから解析を行う予定である人工知能を用いた Radiomics 学習について学ぶことができ、過学習の危険性や Deep learning を行う際のデータの可視化などを学びました。また、Radiomics の Workshop で発表された先生方のスライドは大変わかりやすいものばかりで、これからの私の学会発表のスライド作成の参考になりました。

学会2日目には学会が主催するディナーが開催され、ここではマレーシア料理を食べることができました。地元で取れる魚や豆、根菜を使った料理が多く、またマレーシア料理は独特の甘い味付けや香辛料が多く入っており、どれも日本では食べることができない料理と感じました。これらのなかでも、行く前から気になっていたマレーシア代表

* E-mail: shohei.tanaka@med.tohoku.ac.jp



Fig. 3 マレーシア代表料理のナシゴレン

料理ナシゴレンが一番おいしかったです (Fig. 3)。ディナー会場では同じく日本から発表に来ていた人たちと食事をともにし、お互いの研究について話し合いとても刺激となりました。学会後にはホテル近くのペトロナスツインタワーとその周辺を観光しました (Fig. 4)。マレーシアはこのような高層ビルが建ち並ぶ都会的な街並みもあれば、屋台が立ち並ぶ庶民的な場所もあり、とても変化に富んでいました。学会期間を通して、日本では体験できない異文化に触れることができました。

本学会は“A Sustainable Future for Medical Physics”というテーマで、議論を通して医学物理の知識を深めることにより、核医学や放射線治療、放射線防護、放射線生物学、新興技術との連携を促進するという目的で開催されました。アジア全土の先生方が集まり多岐にわたる医学物理に関する講演が行われ、大変多くの知識を学ぶことができ



Fig. 4 ペトロナスツインタワー

ました。それと同時に、私も学ぶだけではなくこのような規模の大きな国際学会で他の方々に興味を持たれるような講演をこれからは行わなければならないと強く感じました。今回の学会の経験を活かして、より一層これからの研究、学会発表に精進していきたいと思います。最後に、このような発表の機会を下さった東北大学の先生方と研究成果発表の支援をして下さった医学物理学会に深く感謝申し上げます。ありがとうございました。

国際学会参加記**アジア・オセアニア医学物理学術大会(AOCMP)に参加して**

根本 光*

東北大学大学院医学系研究科医科学専攻放射線腫瘍学分野修士課程1年

Report of AOCMP 2018

Hikaru NEMOTO*

Department of Radiation Oncology Tohoku University Graduate School of Medicine

1. はじめに

2018年11月11日から14日にかけて行われた、アジア・オセアニア医学物理学術学会連合(Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics—AFOMP)が主催する、第18回アジア・オセアニア医学物理学術大会(Asia-Oceania Congress of Medical Physics—AOCMP)および第16回東南アジア医学物理学術大会(South-East Asian Congress of Medical Physics—SEACOMP)に参加した。また今大会は、International Organization for Medical Physics (IOMP) や ASEAN College of Medical Physics (ACOMP)が共催する形で開催されている。開催地は、マレーシアの首都であり、ツインタワーとしては世界一の高さを誇るペトロナスツインタワー(Fig. 1)でも有名なクアラルンプールであった。大会中は連日30°Cを超える暑い日が続き、連日、夕方にはスコールが降るといった、熱帯雨林に特徴的な気候であった。AOCMP2018に参加して感じたことや得られたことを報告する。

2. AOCMP 2018について

AOCMPは、現在、地域開発が活発に進行中のBangsar SouthにあるFigs. 2, 3に示したConnexion Convention and Exhibition Centre (CCEC)で開催された。AOCMP 2018のテーマは、“A Sustainable Future for Medical Physics”を掲げ、27カ国から発表者が参加し、日本からもマレーシアの67件に次いで2番目に多い56件の発表が行われた。AOCMP2018全体では、口頭発表が151件(日本からは31件)、ポスター発表が149件(日本からは25件)であった。大会初日は、Pre-Congressとして、放射線治療、核医学、放射線診断学、CT撮像技術、Radiomicsに関する12件のWorkshopがAAPM, IPEM, 9thAOCMP, JSRT, SEAFOMPにより開催された。大会2日目から4日目にかけては、Radiomics、医療における3D Printing技術、医学物理における女性の役割(IOMP)、放射線治療における安全(IAEA)、診断参考レベル(MEFOMP)、マンモグラフィ、放射線治療(AAPM)、核医学(IPEM)など様々な分野におけるシンポジウムが開催された。また、今大会は、日本やマレーシアをはじめとするアジア各国や

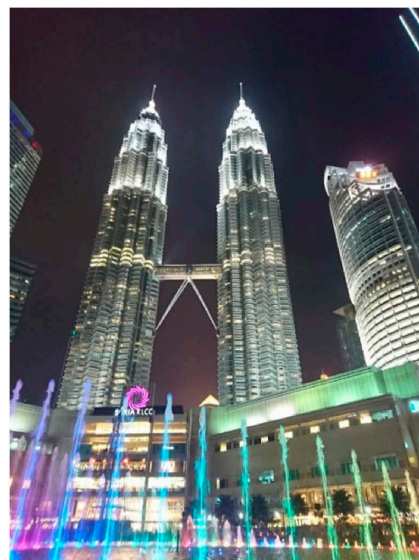


Fig. 1 大会の合間に行ったペトロナスツインタワー

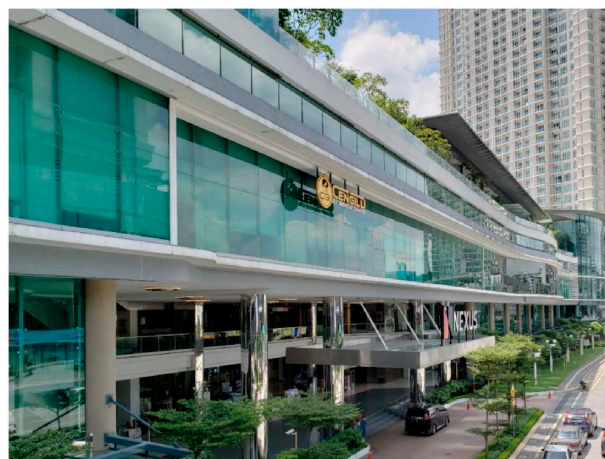


Fig. 2 AOCMP2018 会場の外観

欧米からはAAPMなどから著名な方々の招待講演が開かれた。一般演題について、放射線治療の分野においては、AIを使ったDeep learningや、ビッグデータを使用するRadiomicsといった、最近研究発表や論文投稿が盛んなテーマが多く見受けられた。これらの発表により、最新のテーマに関する知見を深めることができ、それらのテーマ

* E-mail: h.nemoto@med.tohoku.ac.jp



Fig. 3 会場のエントランスにて (中央が著者)

にさらに興味を持つことができた。著者にとって、海外で開催される国際学会は初めてだったため、日本の学会ではあまり感じることはできない、積極的なディスカッションを体験し、そのようなディスカッションの重要性を学ぶことができた。

大会期間中の昼食は大会会場で準備されており、マレーシア料理を中心としたバイキング形式の昼食会場が設営された。2日目には、Fig. 4のようにGALA DINNERが開催された。GALA DINNERでは、Char kuey Teow (チャークイティオ)やLaksa (ラクサ)をはじめとするマレーシア料理を中心として国際的な料理をビュッフェ形式で提供された。今大会は、イスラム圏からも多数参加しているため、提供されるすべての食事がハラールであった。歓迎セレモニーとして、いくつかの参加国から伝統的なパフォーマンスが披露された。このGALA DINNERでは、アジアを中心とした各国から参加している方々との国際的な交流を深めることができた貴重な機会であった。

3. 発表について

私は、AOCMP2018において「Development of 4DCBCT-based lung ventilation for adaptive ventilation-guided radiotherapy」というテーマで口頭発表した。治療前に撮影する4D-CTから作成した肺機能情報に基づく放射線治療法は、治療期間中に変化する肺機能領域を考慮できていないため適切に機能肺の線量低減ができていない可能性が考えられる。そこで我々は、治療回毎に撮影される4D-

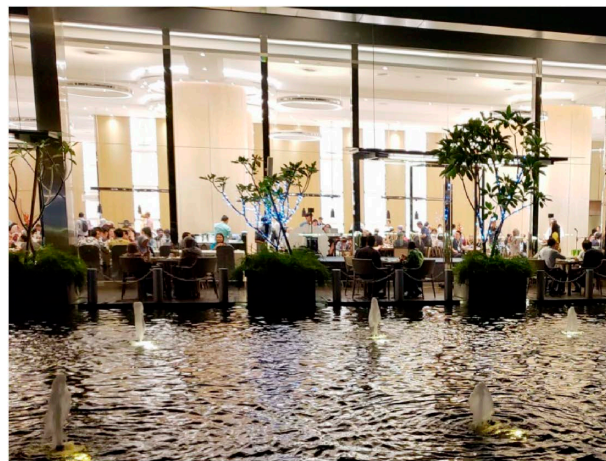


Fig. 4 大会2日目に開催されたGALA DINNERの様子

CBCTから作成した肺機能情報に基づく放射線治療を開発する。この手法により、治療期間中の肺機能の変化を正確に把握することが可能となり、機能肺への照射により発生すると考えられる放射線肺臓炎の発生の低減や腫瘍への線量増加が期待できると考えられる。その初期検討として、4D-CBCT画像から4D-CT同様に肺機能画像を作成可能であるか報告するという内容であった。肺機能画像を用いた放射線治療法で4D-CBCTを使用している報告はまだ少ない状況であるため、今後も4D-CBCTを用いた研究を継続して行い、様々な学会などで発表していきたいと思う。また、海外での初めての発表であり、英語によるディスカッションといった大変貴重な経験を積むことができた。この経験もこれからの国際学会で活かして、積極的な発表をしていきたいと思う。

4. おわりに

今回、日本医学物理学会より旅費の援助を受けたことを感謝いたします。AOCMP2018への参加を通じて、アジア・オセアニア地域における医学物理の現状を把握する非常に貴重な機会を経験することができました。また、海外の国際学会で口頭発表しディスカッションすることで、英語で発表し、伝えるということを実体験をもって学ぶことができました。最後に、このような貴重な発表の機会を与えてくださいました日本医学物理学会に改めて御礼を申し上げます。ありがとうございました。

大会開催報告

第116回日本医学物理学会学術大会報告

大会長

佐藤英一*

岩手医科大学教養教育センター物理学科

Report of the 116th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

President of the 116th Meeting of JSMP

Eiichi SATO*

Department of Physics, Iwate Medical University

1. はじめに

第116回日本医学物理学会学術大会が2018年9月15日から17日にかけて岩手県盛岡市のアイーナ（いわて県民情報交流センター）において開催されました。アイーナは盛岡駅に隣接する岩手県管轄の公的イベントホールで、県立図書館、県立大学、パスポートセンター、運転免許センター等の公的施設が入居しています。会議室やホールの使用料が安価であることから、近年、盛岡での学術大会のほとんどがこの施設を利用して開催されています。建物の特徴は内部の広い空間で、広大な岩手県に似ているような気がします。

大会前の9月4日には台風21号が上陸し、近畿や四国に被害をもたらしました。さらに追い打ちをかけるように、9月6日には平成30年北海道胆振東部地震が発生し、全道が停電して死者が出るなど、地震は市民生活に大きな影響をおよぼしました。

これらの天災により、116回大会における演題数の減少が危惧されました。しかし、ほぼ期待とおりの演題が集まり、学会員、国際文献、放射線関連企業、イベント業者等の方々のご協力を得て、比較的スムーズに秋季大会を終えることができたと思っています。それでは、以下に第116回大会の概要についてご報告します。

2. 演題数と参加者数

医学物理学会を主催するにあたり気がかりだったのは、やはり一般講演の演題数と参加者数です（表1, 2）。盛岡市は人口約30万人の地方中都市ですが、新幹線による東京からの所要時間は約2時間半ですので、ある程度の演題数は確保できると思っていました。締め切り当初の演題数は102でしたが、2題がキャンセルとなったため、ちょうど100となり、そのうち30をポスター発表としました。

近年、診断関連の演題が減っていることから、第116回大会のテーマには「放射線医療における先進的な診断と治

療の融和」が良いと考えました。しかし、演題内容を見ると診断が治療と見事に融和していると確信しました。JSMP会員の中には、医学物理士会(JBMP)の講習会にも参加する方々も多数いらっしゃるの、名簿上では500人の参加者を達成することができました。

3. 講演

3.1 教育講演

大会長による開会式（図1, 2）に続いて、教育講演が行われました。軟部組織の描出に有用なMRとがん治療用Linacとの融合技術は、装置の価格が下がれば、今後の放射線治療に広く用いられる可能性があります。また、スウェーデンのXCounter社で開発されたデュアルエネルギーのテルル化カドミウム(CdTe)アレーでは、サイズ0.1×0.1mm²のピクセルそれぞれに電荷有感増幅器が取り付け

表1 演題数、参加者および協力企業概要

一般演題	100題（ポスター30題）
教育講演	2題
特別講演	7題
学会参加者	500名
教育講演参加者	158名
市民公開講座参加者	100名（盛岡市民86名）
情報交換会参加者	60名
イブニングセミナー参加者	60名
協力企業	15社

表2 会員種別参加者数

会員種	事前登録数	当日登録数
名誉会員	48名	0名
正会員	2名	306名
非会員	0名	20名
学生	0名	38名
計	50名	364名
合計	414名	

* 岩手医科大学教養教育センター物理学科 [〒028-3694 岩手県紫波郡矢巾町西徳田2-1-1]
Department of Physics, Iwate Medical University, 2-1-1 Nishitokuta, Yahaba, Iwate 028-3694, Japan]
E-mail: dresato@iwate-med.ac.jp



図1 開会式における大会長の挨拶



図2 開会式

られており、これまでのものと比して価格は一桁ほど安価です。よって、アレー全体としてのエネルギー分解能が高まれば、普及することも考えられ、今後の性能向上が期待されます。

3.2 特別講演

本学には最新鋭の7T-MRI施設があり、MRIスキャナーは文部科学省からの研究助成金を得て稼働されています。特に磁束密度7Tの高静磁場によりSN比の高い鮮明な画像が得られており、多数の研究者により共同利用されています。

放射線治療においては、高エネルギーX線治療法である強度変調放射線治療(IMRT)や強度変調回転照射治療(VMAT)のような高精度放射線照射法は今後汎用されると予想されます。さらなるX線治療の高精度化と新しい治療法の開発も期待されます。

本学のサイクロトロンセンターではPET、PIXE等の研究が行われています。しかしランニングコスト等の事由から維持することが難しく、残念ではありますが今年度でセンターを閉じることになりました。生体内部の蛍光X線分析はできませんが、PIXEでの蛍光X線分析能力は他の方法と比して高く、これまで多くの研究業績が残されています。

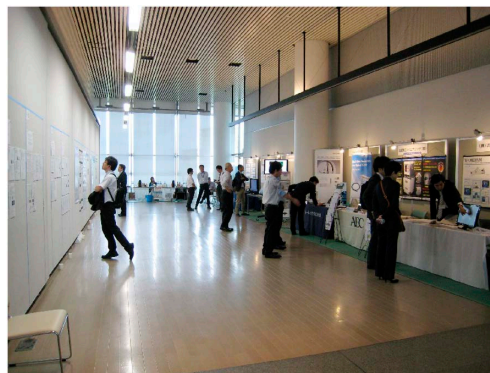


図3 機器展示とポスター発表の会場

3.3 一般講演とポスター講演

一般講演は3会場に分けられ、同時進行されました。発表時間は講演と質疑応答を合わせて13分間で、これまでの10分に比べて余裕があったように思います。一方、ポスター講演は機器展示会場で行われ(図3)、質疑応答時には多くの参加者で賑わいました。本学からはYAP-PMT検出器を用いたデュアルエネルギーX線CT、LSO-MPPC検出器を用いた簡単なX線スペクトルの測定、室温で使用するCdTe検出器を使ったデュアルエネルギーX線CT、そしてCdTeアレー検出器を使ったKエッジ造影について、計4題が発表されました。

3.4 ランチョンセミナー

ランチョンセミナーは、スポンサーの企業により企画・開催されました。IMRTの線量分布検証を行うPortal dosimetry, 治療期間中の腫瘍の変化を記録・分析して線量管理を行うAdaptive, そしてLinac用ガントリマウント式透過型検出器のDolphinに関する講演会がバリエーション、千代田テクノル、東洋メディック社によりそれぞれ行われ、毎日200~300食の昼食が振る舞われました。

3.5 市民公開講座

市民公開講座には多くの市民に参加いただき、暗視野法を使った超高空間分解能の位相コントラスト撮影、岩手医科大学附属病院におけるLinacを使ったがん治療、新たながん診断・治療技術に関する3題の講演が行われました。がんの診断や治療は盛岡市民にとっても関心があるようで、熱心に講演を聞く姿が印象的でした(図4)。

4. 情報交換会とイブニングセミナー

情報交換会は大会初日の午後6時から盛岡駅隣のホテルメトロポリタンで開催されました。新しい医学物理学会会長の赤羽先生からご挨拶をいただき(図5, 6)、大会長による乾杯の音頭で会が始まりました。元ミスさんさ等による踊りが披露され(図7)、会が一気に盛り上がりしました。



図4 市民公開講座



図7 さんさ踊り



図5 情報交換会における赤羽会長のご挨拶



図8 弦楽五重奏



図6 情報交換会

イブニングセミナーは特別講演と懇親会を兼ねてトーレックにより企画されました。セミナーはアイーナ隣りのマリオス20階で開催され、まずは夕食をいただきました。次いで、講演はスペースシャトル内で創られたタンパク質の結晶構造をシンクロトロンにより解析し創薬に応用するという内容でした。盛岡の夜景を見ながら弦楽五重奏を聞き（図8）、感動の中でセミナーが終了しました。

5. おわりに

私が岩手医科大学物理学科の主任となり、本会を含めて国内会議3回、国際会議1回、地方会1回を主催しました。学会を開催するたびに、物理学科の教室員と研究員には迷惑をかけましたが、けっこう楽しかったように思います。特に、第116回大会の主催にあたっては、2年ほど前から準備を始めましたが、大会開催に関する文書が多いのには驚きました。特に秋季大会では、もう少し諸手続きを簡略化すれば、学会主催に関わる労力と経費を大幅に削減できるように思いました。

最初に盛岡にて日本医学放射線学会物理部会主催のお手伝いをしてから約30年になります。この間に、数百人だった学会員が数千人になり、学会参加費は無料からとうとう約1万円になりました。しかし、演題数がほとんど増えないのは何故なのか考える時期が来たような気がします。

謝辞

最後に、山田プランニングの皆様、日本医学物理学会会員各位、助成金を賜りました日本ラジオロジー協会と盛岡観光コンベンション協会、放射線関連企業、お手伝いいただいた本学の皆様、そして学会開催の詳細にわたりお世話いただいた国際文献社の篠原様と砂田様には心から感謝いたします。

施設紹介

南東北グループ放射線治療部門の紹介

1. はじめに

南東北グループの中核施設である脳神経疾患研究所は、福島県郡山市に位置しており、地域がん診療連携拠点病院である総合南東北病院を中心として南東北医療クリニック、南東北がん陽子線治療センター、南東北BNCT研究センターなど複数の事業体で構成されている。放射線治療装置としてはリニアック2台、ラルス、サイバーナイフ、陽子線治療、加速器BNCTを備え、放射線治療事業を積極的に展開しているのが当グループの特徴と言える。

放射線治療部門の人員構成としては、放射線治療医19名（うち常勤9名）、脳神経外科医2名（うち常勤1名）、歯科口腔外科医2名、診療放射線技師22名、医学物理士12名、看護師13名、委託加速器運転員6名となっており、事務員も含めると総勢100名超の大所帯で日々運営している。

南東北グループ傘下で放射線治療施設を有する施設としてはこの他に新百合ヶ丘総合病院、総合東京病院があるが、本稿では、脳神経疾患研究所附属施設で実施している光子線治療、陽子線治療、BNCTの運用状況について概要を紹介する。

2. 運用状況の紹介

(a) BNCT（図1）

2012年7月に福島県の公募事業である国際的先端医療機器開発実証事業費補助事業に採択される形で病院併設型として世界で初めて当院に加速器BNCTが導入されることになった。治療装置は住友重機械工業社製のBNCT30であり、30 MeV仕様のサイクロトロンHM-30を1 mAで稼働させ、加速させた陽子を金属のベリリウムターゲットに照射することで中性子を発生させる。この中性子はブロードなエネルギーを有するため、より深部への治療が可能となる最適なエネルギースペクトルへと減速されてから患部へ照射される。将来的により多くの患者に対して治療を実施

できるようにBNCT照射前の点滴待機室を5室、治療室を2室設け、1日に数名の患者への治療が可能となっている。BNCTではビームポートより照射された熱外中性子を効率的に患者体内へ入射させるために患者をビームポートに近接させなければならないという制約がある。そこで患者セットアップを行う患者固定台としては様々な病変部位へ対応するため、臥位寝台と座位用固定台の2種類を設け、腫瘍の局在部位に応じて適した固定条件を選択できる仕様とした。また照射直後は治療室内のバックグラウンドが上昇するため、スタッフの累積被曝を増加させないよう配慮が必要である。そこでスタッフが治療室内での作業を最小限に抑えながら治療を安全かつ円滑に実施できる建屋レイアウトを設計するなど随所に工夫を凝らすことでこの課題を克服することに成功した。2014年4月より加速器の搬入が始まり、同年9月に原子力規制庁より使用許可が得られ、ビーム調整を開始した。その後、施設検査の受検を経てアクセプタンステスト、クリニカルコミッショニングを実施し、2015年11月より医療施設として開設、2016年1月より悪性神経膠腫を対象とした第II相臨床試験を大阪医科大学や京都大学複合原子力科学研究所と共同で開始した。また、同年7月からは再発ないし切除不能な局所進行頭頸部癌を対象とした第II相臨床試験も開始した。実際の照射においては患者条件や腫瘍局在によって個々の症例毎に特異な患者セットアップを要することが多く、3ないし4名の専任技師・物理士のグループを結成し一人の患者の治療フローを最初から最後まで担当するような対応がなされている。今後、薬機承認を得るための申請作業を実施し、近い将来、一般診療を開始できるように準備を進めているところである。

(b) 陽子線治療

2008年10月に国内民間医療機関としては初となる陽子線治療装置（図2）を導入し、この10年間に4,500例超の症例に対して治療を実施してきた。治療装置は日立社製



図1 BNCT用座位・臥位連結式治療台



図2 陽子線治療用回転ガンジー

(旧三菱電機社製)の陽子タイプであり、治療室は回転ガントリー2室、固定照射室1室の計3室の構成となっている。対象疾患は、頭頸部領域の割合が多いのが特徴である。2016年4月より保険適用となった小児癌については福島県立医科大学小児腫瘍内科と連携しており、麻酔科医の協力の下、積極的に実施している。また、当施設の方針としてこれまで前立腺癌は陽子線治療の積極的な適応とはしてこなかったが、2018年4月からは前立腺癌が保険適用とされたことから陽子線治療を希望する患者数が増えてきており、利用頻度の少なかった水平照射室が積極的に活用され始めるなど、取り巻く環境の変化が日常運用に大きく影響することを実感させられているところである。

陽子線治療センター内にはoff-lineではあるが自由に利用できるCTが2台あり、腫瘍縮小などの変化に応じて速やかにCTを撮影し、治療計画変更へとつなげられるような体制を構築している。現在の1日あたりの治療患者数は60～70名程度であるが、再計画が必要と判断されるケースはほぼ毎日発生することから、常に治療計画が立て込み、ボラス加工に追われる日々を送っている。今後はスキニングが主流となってくると考えられることから、装置の更新についても検討を進めているが、難題がいくつも横たわっており、医療従事者にも経営的マインドを併せ持つことが求められることを痛感させられているところである。

(c) 光子線治療

光子線治療機器としてはリニアック2台 (Clinac iX, TrueBeam (図3)), サイバーナイフ (M6) (図4), 小線源治療装置 (microSelectronHDR-V3) の計4台を保有している。ちなみにガンマナイフ (Model C) も備えてはいるが、現在、脳定位照射はすべてサイバーナイフに移行したため、使用はしていない。リニアックの治療計画装置にはEclipseをメインに運用しているが、この他にもXiO, Monaco, RayStationを保有しており、比較検証や研究用として積極的に利用している。IMRTの施行割合が年々増加しているが、近年では固定IMRTからVMATにすべて移行しており、VMATでは線量制約が満たせないような難しいケースにのみ固定IMRTが検討されている。対象症例としては頭頸部領域が主流となっているが、骨盤領域に加え最近では呼吸同期VMATも一部施行し始めている。サイバーナイフは、脳定位照射を中心に頭頸部や椎体の再照射例に対して用いている。椎体再照射では腹臥位でのfiducial-free追尾照射も行っている。サイバーナイフでの肺、肝臓、前立腺を対象としたSBRTはまだ施行していないが、近い将来実施する方向でシンクロニーのQAなど検討を進めているところである。ラルスについては近年では件数がやや伸び悩んでいるが、婦人科癌を中心にCBCTを利用した3D



図3 TrueBeam

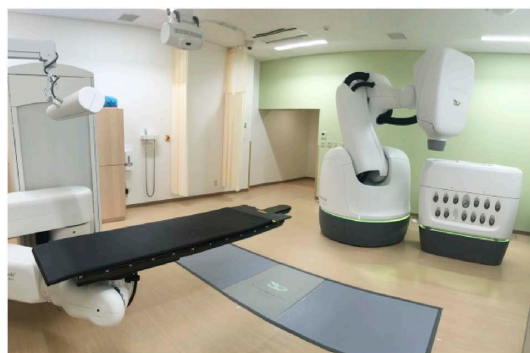


図4 M6

での治療計画を併用する形で実施している。治療室とは別室となってしまうが、CTやMRIを利用したIGBTも将来的にはやれるように特注の着脱式天板も用意している。

3. おわりに

多様な放射線治療モダリティを用いて1日あたり100名超の治療を実施しつつ、新規事業や装置更新計画、そして研究、開発の実行と放射線治療部門における業務は多岐にわたっている。また、それに対応できる人材の育成も急務となっている。現在、on the job trainingを中心とした院内教育プログラムの整備を進めているが、それと同時にこの充実した環境を活用した地域貢献を果たしていくことも重要な役割と考えており、放射線治療の啓蒙活動や教育機関との連携も積極的に進めている。現在、東北大学の医学物理士養成コースの実習施設の一つとして修士学生を毎年受け入れているが、今後、2021年4月に開設が予定されている福島県立医科大学保健科学部 (仮称) とも積極的に連携していくことを予定している。放射線治療に携わる、熱意溢れる医学物理士や診療放射線技師を一人でも多く世に送り出せるよう、微力ながら貢献していきたいと考えているところである。

(文責: 加藤貴弘, 廣瀬勝己, 高井良尋)

◆ ◆ ◆ 編 集 後 記 ◆ ◆ ◆

「医学物理」第38巻4号をお届けいたします。今号には解説や施設紹介等のほか、国際学会参加記が8件掲載され、学会員の先生方が国際的に活動されていることをうかがい知ることができます。また、大会開催報告では、第116回学術大会の盛況な様子が伝わってきます。今回編集事務局という立場で編集後記を書かせていただいておりますが、このように学会誌の原稿を通して会員の皆さまのご活躍の様子を身近に感じることができるのは仕事の愉しみの一つでもあります。

さて、私自身は「医学物理」の編集事務委託が開始された2007年より当編集事務局を務めさせていただいております。本年度は冊子体廃止という学会誌の一つの節目にあたりました。第37巻4号に蓑原先生がご執筆された記事を拝読しこの間の機関誌の変遷を俯瞰しつつ、原稿一つ一つにまつわるエピソードが思い返されます。医学物理学に関わる多くの先生方の熱意とご協力に支えられているメディアであると思います。編集委員長・編集委員会の舵取りの下、発展しながら継続していく機関誌の発行を今後も微力ながらサポートさせていただく所存です。今後ともどうぞよろしくお願い申し上げます。

(編集事務局)

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

JSMP Secretariat:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

JSMP Editorial Office:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 332-6
Yamabuki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

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: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町332-6
(株) 国際文献社内
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

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
住 友 重 機 械 工 業 株 式 会 社	ユ ー ロ メ デ ィ テ ッ ク 株 式 会 社
株 式 会 社 千 代 田 テ ク ノ ル	公 益 社 団 法 人 日 本 生 体 医 工 学 会
株 式 会 社 通 商 産 業 研 究 社	

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

第38卷 (2018年度)

総目次

第1号 pp. 1- 46

第2号 pp. 47-112

第3号 pp.113-142

第4号 pp.143-193

公益社団法人 日本医学物理学会

第38巻 第1号

巻 頭 言

会長就任挨拶

赤羽恵一 1

技術報告

呼吸同期VMATのマルチリーフコリメータ位置精度

金井一能, 小田部和輝, 木嶋幸太郎, 石川泰丈, 中山秀次 2

解 説

核医学イメージングの最先端技術

錦戸文彦, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀 10

〈連載：RPT誌特集〉

論文紹介：最近のRPT誌レビュー論文から 19

真田 茂, 田中利恵：田中利恵「胸部X線動態撮影：フラットパネルディテクタによる肺機能X線イメージング」Radiol. Phys. Technol. 9: 139–153, 2016.

白石順二：鈴木賢治「医用画像分野におけるディープラーニングの概要」Radiol. Phys. Technol. 10: 257–273, 2017.

遠藤真広：関 亮一他「熱外中性子によるホウ素中性子捕捉療法の物理（熱外中性子BNCT）」Radiol. Phys. Technol. 10: 387–408, 2017.

小寺吉衛：田口克行「エネルギー感受性光子計数検出器ベースのX線コンピュータ断層撮影」Radiol. Phys. Technol. 10: 8–22, 2017.

白石順二：Bram van GINNEKEN「胸部画像コンピュータ解析50年の歩み：ルールベース法，機械学習，深層学習」Radiol. Phys. Technol. 10: 23–32, 2017.

荒木不次男：J. M. BOONE et al.「三次元乳房画像データを用いて改善された二次元乳房撮影の線量計測」Radiol. Phys. Technol. 10: 129–141, 2017.

松原孝祐：Anchali KRISANACHINDA et al.「タイにおける心血管インターベンション治療従事者の水晶体線量測定の実状」Radiol. Phys. Technol. 10: 142–147, 2017.

国際学会参加記

ASTRO2017参加報告

馬込大貴, 水谷拓也 24

IEEE Medical Imaging Conference (MIC)参加報告

山本誠一 27

RSNA2017参加記

小林隆幸 32

アジア・オセアニア医学物理学術大会(AOCMP)に参加して

川村愼二 36

施設紹介

東海大学医学部附属病院放射線治療科の紹介

株木重人 40

追 悼 文

稲邑清也先生のご逝去を悼む

松本政雄 43

稲邑清也先生の思い出

飯沼 武 45

第38巻 第2号

巻 頭 言

第112回医学物理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, 相川垂子, 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

川村愼二 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
------------	-----

第38巻 第3号

技術報告

ポアソン分布に従う投影データに対するカイ二乗統計最小化による 逐次近似画像再構成法の誤差評価

篠原広行, 橋本雄幸	113
------------------	-----

解 説

Radiomics 入門

仲本宗泰, 芳賀昭弘, 高橋 渉	129
------------------------	-----

国際学会参加記

WC2018

深堀麻衣	135
------------	-----

施設紹介

広島がん高精度放射線治療センターの活動について

小澤修一, 山田 聖, 岩波由美子, 権丈雅浩, 辻 和夫, 永田 靖	138
---	-----

書 評

『画像・情報処理』

乳井嘉之	141
------------	-----

第38巻 第4号

技術報告

逐次近似CT画像再構成法における入射光子数と線減弱係数の再構成値 篠原広行, 橋本雄幸	143
--	-----

解 説

MR画像誘導放射線治療における On-line Adaptive Radiotherapy 岡本裕之, 逆井達也, 西岡史絵, 三浦悠記, 相川亜子, 桑原潤一, 飯島康太郎, 阿部容久, 井垣 浩, 伊丹 純	159
---	-----

国際学会参加記

ISMRM・SMRT 参加記 上山 毅	166
米国核医学会 SNMMI2018 参加記 山谷泰賀	169
2018年米国医学物理学学会学術大会への参加報告 橘 英伸	174
IEEE Medical Imaging Conference (MIC) 参加報告 大田良亮, 橋本二三生	177
Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP) Hossain Md ALAMGIR	181
AOCMP2018 武井良樹	182
アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) 参加報告 田中祥平	184
アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) に参加して 根本 光	186

大会開催報告

第116回日本医学物理学学会学術大会報告 佐藤英一	188
------------------------------------	-----

施設紹介

南東北グループ放射線治療部門の紹介 加藤貴弘, 廣瀬勝己, 高井良尋	191
---	-----

VOL. 38, NO. 1

PREFATORY NOTE

Inaugural Message from the President of JSMP

Keiichi AKAHANE 1

TECHNICAL NOTE

Multileaf Collimator Position Accuracy of Respiratory Gated VMAT

Kazuyoshi KANAI, Kazuki KOTABE, Koutarou KIJIMA, Yasutake ISHIKAWA, Hidetsugu NAKAYAMA 2

REVIEW

State-of-the-Art Technologies in Nuclear Medicine Imaging

Fumihiko NISHIKIDO, Hideaki TASHIMA, Eiji YOSHIDA, Taiga YAMAYA 10

〈Special Issue Series: RPT〉

Recent Review Articles in RPT 19

Sigeru SANADA, Rie TANAKA: Rie TANAKA, "Dynamic chest radiography: flat-panel detector (FPD) based functional X-ray imaging." Radiol. Phys. Technol. 9: 139–153, 2016.

Junji SHIRAIISHI: Kenji SUZUKI, "Overview of deep learning in medical imaging." Radiol. Phys. Technol. 10: 257–273, 2017.

Masahiro ENDO: Ryoichi SEKI et al., "Physics of epi-thermal boron neutron capture therapy (epi-thermal BNCT)." Radiol. Phys. Technol. 10: 387–408, 2017.

Yoshie KODERA: Katsuyuki TAGUCHI, "Energy-sensitive photon counting detectorbased X-ray computed tomography." Radiol. Phys. Technol. 10: 8–22, 2017.

Junji SHIRAIISHI: Bram van GINNEKEN, "Fifty years of computer analysis in chest imaging: rule-based, machine learning, deep learning." Radiol. Phys. Technol. 10: 23–32, 2017.

Fujio ARAKI: J. M. BOONE et al., "Two-dimensional breast dosimetry improved using three-dimensional breast image data." Radiol. Phys. Technol. 10: 129–141, 2017.

Kosuke MATSUBARA: Anchali KRISANACHINDA et al., "The current status of eye lens dose measurement in interventional cardiology personnel in Thailand." Radiol. Phys. Technol. 10: 142–147, 2017.

Report of International Conference

Report of ASTRO2017

Taiki MAGOME, Takuya MIZUTANI 24

Report of IEEE Medical Imaging Conference (MIC)

Seiichi YAMAMOTO 27

Report of RSNA 2017

Takayuki KOBAYASHI 32

Report of AOCMP 2017

Shinji KAWAMURA 36

Introduction of Research Facility

Department of Radiation Oncology, Tokai University School of Medicine

Shigeto KABUKI 40

Eulogy

Mourning the Loss of Prof. Inamura

Masao MATSUMOTO 43

In Memory of Prof. Inamura

Takeshi INUMA 45

VOL. 38, NO. 2

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
------------------------	-----

VOL. 38, NO. 3

TECHNICAL NOTE

An Error Evaluation of Iterative Image Reconstruction Methods Using Chi-Square (χ^2) Statistic Minimization for Poisson-Distributed Projection Data Hiroyuki SHINOHARA, Takeyuki HASHIMOTO	113
---	-----

REVIEW

An Introduction to Radiomics: Toward a New Era of Precision Medicine Takahiro NAKAMOTO, Akihiro HAGA, Wataru TAKAHASHI	129
---	-----

REPORT OF INTERNATIONAL CONFERENCE

Report of WC2018 Mai FUKAHORI	135
--	-----

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Activity at Hiroshima High-Precision Radiotherapy Cancer Center Shuichi OZAWA, Kiyoshi YAMADA, Yumiko IWANAMI, Masahiro KENJO, Kazuo TSUJI, Yasushi NAGATA	138
---	-----

BOOK REVIEW

Yoshiyuki NYUI	141
----------------------	-----

VOL. 38, NO. 4

TECHNICAL NOTE

Incident Photon Number and Reconstructed Linear Attenuation Coefficients in Iterative CT Image Reconstruction

Hiroyuki SHINOHARA, Takeyuki HASHIMOTO 143

REVIEW

On-line Adaptive Radiotherapy Using MRI-Guided Technique

Hiroyuki OKAMOTO, Tatsuya SAKASAI, Shie NISHIOKA, Yuki MIURA, Ako AIKAWA,
Junichi KUWAHARA, Kotaro IJIMA, Yoshihisa ABE, Hiroshi IGAKI, Jun ITAMI 159

REPORT OF INTERNATIONAL CONFERENCE

Report of ISMRM • SMRT 2018

Tsuyoshi UHEYAMA 166

Report of SNMMI2018

Taiga YAMAYA 169

2018 AAPM Annual Meeting

Hidenobu TACHIBANA 174

Report on IEEE MIC 2018

Ryosuke OTA, Fumio HASHIMOTO 177

Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP)

Hossain Md ALAMGIR 181

AOCMP2018

Yoshiki TAKEI 182

Report of AOCMP 2018

Shohei TANAKA 184

Report of AOCMP 2018

Hikaru NEMOTO 186

REPORT OF JSMP MEETING

Report of the 116th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

Eiichi SATO 188

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Southern TOHOKU Proton Therapy Center

Takahiro KATO, Katsumi HIROSE, Yoshihiro TAKAI 191

第38卷 (2018年度)

Author Index

Abe, Yoshihisa	62, 159	Monzen, Hajime.....	85
Aikawa, Ako	62, 159	Murata, Taisuke.....	79
Akahane, Keiichi.....	1	Nagata, Yasushi.....	138
Alamgir, Hossain Md.....	181	Nakamoto, Takahiro.....	129
Almasri, Hussein.....	93	Nakamura, Satoshi	62
Araki, Fujio.....	19, 108	Nakayama, Hidetsugu.....	2
Endo, Masahiro	19	Nakayama, Hiroki	62
Fujibuchi, Toshio	111	Nakayama, Yuko	62
Fukahori, Mai.....	135	Nemoto, Hikaru.....	186
Fukushi, Masahiro.....	74	Nishikido, Fumihiko	10
Haga, Akihiro.....	129	Nishioka, Shie	62, 159
Hanaoka, Kohei.....	85	Nyui, Yoshiyuki	141
Hashimoto, Takeyuki	48	Oguchi, Hiroshi.....	100
Hashimoto, Fumio.....	99, 177	Okamoto, Hiroyuki	62, 159
Hashimoto, Takeyuki	113, 143	Okazaki, Keita.....	106
Hirose, Katsumi	191	Okumura, Masahiko.....	85
Igaki, Hiroshi	62, 159	Ota, Seiichi.....	68
Iijima, Kotaro.....	62, 159	Ota, Ryosuke.....	177
Inuma, Takeshi.....	45	Ozawa, Shuichi	138
Ishikawa, Yasutake.....	2	Sakasai, Tatsuya	159
Itami, Jun.....	62, 159	Sanada, Sigeru.....	19
Iwanami, Yumiko	138	Sato, Eiichi.....	188
Kabuki, Shigeto.....	40	Sayed Aluwee, Sayed Ahmad Zikri Bin	97
Kakinohana, Yasumasa	47	Shibata, Yoshihiro	62
Kanai, Kazuyoshi.....	2	Shimohigashi, Yoshinobu.....	108
Kato, Toru	62	Shinohara, Hiroyuki.....	48, 113, 143
Kato, Takahiro.....	191	Shiraishi, Junji.....	19
Kawamura, Shinji	36, 96	Tachibana, Hidenobu	174
Kenjo, Masahiro.....	138	Takahashi, Hiroto	79
Kijima, Koutarou	2	Takahashi, Wataru	129
Kobayashi, Takayuki.....	32	Takai, Yoshihiro	191
Kodera, Yoshie	19	Takei, Yoshiki.....	182
Kotabe, Kazuki	2	Takemori, Mihiro	62
Krisanachinda, Anchali	89	Tanaka, Rie	19
Kudomi, Nobuyuki	98	Tanaka, Shohei.....	184
Kuwahara, Junichi.....	159	Tashima, Hideaki	10
Magome, Taiki	24	Tsuda, Keisuke.....	74
Maruyama, Masato	108	Tsuji, Kazuo	138
Matsubara, Kosuke	19	Ueyama, Tsuyoshi.....	166
Matsumoto, Masao.....	43	Wagatsuma, Kei	79
Miura, Yuki	159	Yamada, Kiyoshi.....	138
Miwa, Kenta.....	79	Yamamoto, Seiichi	27
Miyaji, Noriaki.....	79	Yamaya, Taiga.....	10, 169
Mizuno, Hideyuki	58	Yoshida, Eiji.....	10
Mizutani, Takuya	24		

第38卷 (2018年度)

Keyword Index

adaptive radiotherapy	159	regularization	143
advanced radiotherapy	62	reporting system	62
BTV	85	respiratory gated	2
chi-square statistic	113	SPECT/CT	79
clinical training	89	standardization	79
clinically qualified medical physicist	89	statistical image reconstruction	48
Compton imaging	10	SUV	79
computer simulation	48, 113, 143	total variation	48, 143
conjugate gradient method	113	training	93
CT	48	VMAT	2
curriculum	89		
data mining	129		
developing countries	93		
education	89, 93		
FDG	85		
harmonization	79		
image reconstruction	10		
IMRT	159		
incident learning	68		
iterative image reconstruction	48, 113, 143		
log-file	2		
low-dose CT	143		
machine learning	129		
medical physics	89, 93		
MLC	2		
MLC position accuracy	2		
MRI	159		
MRI-guided	159		
multidisciplinary team	68		
non-technical skill	62		
nuclear medicine	113		
nuclear medicine imaging	10		
patient safety	68		
PET	85		
PET/CT	79, 85		
Poisson noise	143		
positron emission tomography	10		
precision medicine	129		
process map	62		
quality management	62		
quantification	79		
radiomic feature	129		
radiomics	129		
radiotherapy	68		

目 次

技術報告

- 逐次近似CT画像再構成法における入射光子数と線減弱係数の再構成値
篠原広行, 橋本雄幸 143

解 説

- MR画像誘導放射線治療における On-line Adaptive Radiotherapy
岡本裕之, 逆井達也, 西岡史絵, 三浦悠記, 相川亜子,
桑原潤一, 飯島康太郎, 阿部容久, 井垣 浩, 伊丹 純 159

国際学会参加記

- ISMRM・SMRT 参加記
上山 毅 166
- 米国核医学会 SNMMI2018 参加記
山谷泰賀 169
- 2018年米国医学物理学学会学術大会への参加報告
橋 英伸 174
- IEEE Medical Imaging Conference (MIC) 参加報告
大田良亮, 橋本二三生 177
- Report of the 18th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) in
Conjunction with the 16th South-East Asia Congress of Medical Physics (SEACOMP)
Hossain Md ALAMGIR 181
- AOCMP2018
武井良樹 182
- アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) 参加報告
田中祥平 184
- アジア・オセアニア医学物理学術大会 (AOCMP) に参加して
根本 光 186

大会開催報告

- 第116回日本医学物理学学会学術大会報告
佐藤英一 188

施設紹介

- 南東北グループ放射線治療部門の紹介
加藤貴弘, 廣瀬勝己, 高井良尋 191

- 編集後記 193

【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。