

Japanese Journal of Medical Physics

26/8 Vol. 38 1 http://www.jsmp.org/

Japan Society of Medical Physics



# 目 次

	会長就任挨拶 赤羽恵一 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
<b>技術報</b>	
	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・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
ř	 説
	核医学イメージングの最先端技術
	:RPT誌特集〉
文紹	<b>介:最近のRPT誌レビュー論文から</b>
	Acadol. 1 hys. 1ccimol. 7: 137 135, 2010. 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.
	小寺吉衞: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現状」Radiol. Phys. Technol. 10: 142–147, 2017.
1175-7	ASTRO2017 参加報告 馬込大貴,水谷拓也 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
	IEEE Medical Imaging Conference (MIC) 参加報告 山本誠一
	RSNA2017 参加記 小林隆幸 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
	アジア・オセアニア医学物理学術大会(AOCMP)に参加して 川村慎二 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
設紹	介
	東海大学医学部付属病院放射線治療科の紹介 株木重人 ····································
悼	
	稲邑清也先生のご逝去を悼む 松本政雄 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
	低年以曜 稲邑清也先生の思い出 飯沼 武······
編集後	飯沼 武

### 【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**

'KLI	FATORY NOTE				
	Inaugural Message from the President of JSMP  Keiichi Akahane				
	KCIICIII AKAHANE				
[EC]	HNICAL NOTE				
	Multileaf Collimator Position Accuracy of Respiratory Gated VMAT				
	Kazuyoshi Kanai, Kazuki Kotabe, Koutarou Kijima,				
	Yasutake Ishikawa, Hidetsugu Nakayama				
EV.	IEW				
	State-of-the-Art Technologies in Nuclear Medicine Imaging				
	Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya·····				
Spe	cial Issue Series: RPT				
ece	nt Review Articles in RPT				
	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 Shiraishi: 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 Shiraishi: 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.				
eno	rt of International Conference				
сро	Report of ASTRO2017				
	Taiki Magome, Takuya Mizutani ······				
	Report of IEEE Medical Imaging Conference (MIC)				
	Seiichi Yamamoto·····				
	Report of RSNA 2017				
	Takayuki Kobayashi·····				
	Report of AOCMP 2017				
	Shinji Kawamura ·····				
ıtro	duction of Research Facility				
	Department of Radiation Oncology, Tokai University School of Medicine				
	Shigeto Kabuki				
ulog	ry				
- 8	Mourning the Loss of Prof. Inamura				
	Masao Matsumoto·····				
	In Memory of Prof. Inamura				
	Takeshi Iinuma				

# 巻頭言

# 会長就任挨拶



公益社団法人日本医学物理学会 会長 赤羽恵一

日本医学物理学会が一般社団法人化された2011年以降,第4代目の会長に2018年4月に選任されました。本学会に入会してから、およそ30年が経ちます。これまで、日本医学放射線学会物理部会、日本医学放射線物理学会(JARP)、日本医学物理学会(JAMP)、日本医学物理学会(JSMP)、一般社団法人日本医学物理学会(JSMP)、公益社団法人日本医学物理学会(JSMP)という変遷を体験してきました。諸先輩方が培って来られた医学物理学会を引き継ぐ重責に、身の引き締まる思いです。

本学会は、2018年5月に内閣府から公益社団法人の認可がおり、今期から公益社団法人日本医学物理学会として、船出をすることになりました。一般社団法人化の時から、担当理事として法人化に携わってきましたが、その後も公益社団法人を目指して活動を継続してきました。今回の会長就任直後の公益社団法人化は、非常に感慨深いものがあります。公益社団法人は、任意団体・一般社団法人と比べると、税制優遇措置があるほか、社会的信用力が高いという大きな利点があります。一方、行政庁の監督により、法人運営に規制がかかるという面もありますが、学会の発展のためには利点のほうが大きいと考えられます。これまで

の長きにわたる伝統を継承するとともに, 時代の要請も考慮し, 新たに活動の幅を拡大していくことを目指したいと 思います.

定款に述べられている本学会の事業は、(1) 学術大会等の開催、(2) 医学における物理学等の調査研究、(3) 機関誌・学術図書刊行、(4) 関連学協会・団体との協力・連携、(5) その他です。学術大会は、春季はJRC2018・2019、秋季は岩手(2018)と福井(2019)での開催を予定しています。医学物理調査研究は、委員会活動等を通じて行いますが、委員会間での有機的連携も強化できればと思います。機関誌は、時代の趨勢に合わせて、今期から電子化される予定です。関連学協会等の協力では、2018年度は17団体に対し、団体会員・参画・理事委員派遣などが予定されています。学会内での情報共有も積極的に行いたいと思います。

以上の方針のもと、各事業を着実に遂行していくとともに、医学物理教育・医学物理士認定に継続して携り、またダイバーシティの観点から、女性の医学物理領域への参画も奨励して行きたいと考えています。学会活動に対する会員の皆様方の積極的なご参加・ご支援を心よりお願い致します。

# 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\*1, 小田部和輝1, 木嶋幸太郎1, 石川泰丈2, 中山秀次3

- 1国立国際医療研究センター病院放射線診療部門
- 2国立がん研究センター中央病院放射線技術部
- 3国立国際医療研究センター病院放射線治療科

### Multileaf Collimator Position Accuracy of Respiratory Gated VMAT

Kazuyoshi KANAI<sup>1</sup>, Kazuki KOTABE<sup>1</sup>, Koutarou KIJIMA<sup>1</sup>, Yasutake ISHIKAWA<sup>2</sup>, Hidetsugu NAKAYAMA<sup>3</sup>

- <sup>1</sup> Department of Radiology, National Center for Global Health and Medicine
- $^{\rm 2}$  Department of Radiological Technology, National Cancer Center Hospital
- <sup>3</sup> Department of Radiation Oncology, National Center for Global Health and Medicine

(Received May 22, 2017; Accepted March 29, 2018)

Respiratory gated VMAT (volumetric modulated arc therapy) repeats rapid stop and go operations of a MLC (multileaf collimator) by turning the beam on and off by respiratory gating. The rapid stop and go operations of the MLC during respiratory gated irradiation may induce position error of the MLC and may affect output error and dose distribution. The purpose of this study was to clarify the relationship between the MLC position accuracy of the respiratory gated VMAT and the VMAT parameters. In the method, 1 arc, 2 arcs, and 4 arcs plan were created for the virtual target and irradiation was performed without the gated respiration and with the gated respiration. The respiratory gated system used a RPM (real-time position management system). The MLC position error, gap size error, and the MLC leaf speed were calculated from a log-file. In the histogram of the gap size error, the frequency of falling within the error range up to 0.2 mm was about 12 percentage points higher for the gated respiration. The MLC position error increased with increasing the MLC leaf speed. The correlation coefficient between the MLC leaf speed and the MLC position error exceeded 0.96, showing a strong correlation. Dose rate of VMAT parameters decreased with increasing arc number with the gated respiration and without the gated respiration. Gated irradiation was temporarily stopped, and it decreased by about 27% with respect to the dose rate without the gated respiration. The gantry rotation speed repeated the stop and re-rotation operations when gated irradiation was performed. For all arcs, the rotation speed decreased by about 30% compared with the rotation speed without the gated respiration. The pass rate of gamma analysis for each arc plan was about 95%. No effect on gated irradiation dose distribution was observed. Respiratory gated irradiation reduced dose rate change and gantry rotation speed of the VMAT. Reduction of the MLC leaf speed occurred, and the MLC position error and gap size error decreased. The MLC positional accuracy was secured, and it was confirmed that there was no effect on dose distribution by the respiratory gated VMAT.

Keywords: VMAT, respiratory gated, MLC, log-file, MLC position accuracy

### 1. はじめに

強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT) では、マルチリーフコリメータ (Multileaf Collimator; MLC) の位置精度が、投与線量の精度に大きな影響を与えることが報告されている。LoSassoらは、MLCが対向する開口サイズ(Gapサイズ)が1.0 cmの時、0.2 mmの MLC 位置誤差で3% 程度の線量誤差が生じると報告した<sup>1)</sup>.

強度変調回転放射線治療 (Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT) は Dynamic Multileaf Collimator (DMLC) を用いたIMRTの発展形として提唱され<sup>2)</sup>, 照射方法の範囲を広げた. VMATはガントリ回転中に線量率, ガントリ回転速度, MLCリーフ位置などのパラメータを連続的に変化させ、強度変調する照射法である. VMATはIMRT

が基本となるため IMRT での基本的な検証  $^{1),3)}$  とともに、線量率変化、ガントリ回転速度変化やMLC位置精度など VMAT に関する基本的検証  $^{4),5)}$  を行った後に臨床利用が行われる。

近年、VMATは多くの施設で用いられるようになった。 更に肺や肝臓など呼吸性移動のある部位に対しても呼吸同期を用いた方法が行われ、これに関する報告も行われている<sup>6)~8)</sup>。呼吸同期VMATでは、同期によるビームオン/オフによるMLCの急速な作動と停止が繰り返される。 VMATで、MLCの位置精度とGapサイズ誤差の変化は、投与線量に大きく影響すると報告されている<sup>9)</sup>。同期照射でのMLCの急速な作動と停止の繰り返しは、MLCの位置誤差を誘導し出力誤差や線量分布に影響を与える可能性がある。また、呼吸同期VMATでのビームオン/オフによるMLC位置精度や、これが出力や線量分布に与える影響

<sup>\*</sup> 国立国際医療研究センター病院放射線診療部門[〒162–8655 東京都新宿区戸山 1–21–1] Department of Radiology, National Center for Global Health and Medicine, 1–21–1 Toyama, Shinjuku-ku, Tokyo 162–8655, Japan E-mail: kkanai@hosp.ncgm.go.jp

本研究の目的は、呼吸同期VMATのMLC位置精度に着目し、同期を行った場合のMLC位置精度とVMATのパラメータである線量率やガントリ回転速度の変化との関係を明らかにすることである。

### 2. 方 法

呼吸同期照射を行わない場合(以後,同期無し)と呼吸同期照射をした場合(以後,同期有り)で、以下に示すMLC位置精度に関する各検証を行った。リニアックは、Clinac-iX(Varian Medical Systems社製)で、MLCは中央内側に5 mmリーフが40本、両外側に10 mmリーフが10本ずつ配置され、Aサイド、Bサイドに60本ずつ計120本のMLCリーフで構成されるMillennium 120-leaf MLC(Varian Medical Systems社製)を使用した。治療

計画装置 (Radiation Treatment Planning system; RTPs) は Eclipsever.10 (Varian Medical Systems 社製) を使用した. ファントムは RT-3000-new (R-TECH社) を使用し、同期の有無にかかわらずファントムの駆動は行っていない.

### 2.1 仮想ターゲットと検証プラン

Fig. 1aのように、RT-3000-newファントムのCT (Computed-Tomography) 再構成画像に、直径10 cm、奥行き5 cmの円柱を8分割(5 mm間隔)した仮想ターゲットを作成した。これに照射野が11×6 cm、エネルギー6 MV、ガントリ回転角度は181°~179°、コリメータ角度は30°または330°、入力線量率は600 MU/minの設定で、1 arc、2 arc、4 arcのVMATによる検証プランを作成した。Fig. 1bのように、仮想ターゲットの①~⑧の各領域に対して、0.5、1.0、1.5、1.8、2.0、1.6、0.8、0.6 Gyの最適化を行った。計算アルゴリズムはAcuros XBを用い、計算グリッドは2.0 mmで計算した。また、Fig. 1cのように、検証プランの照射野内で稼働する MLC リーフは、Aサイド及びBサイド共に、リーフ番号 25番 (L-25) から36番 (L-36) である

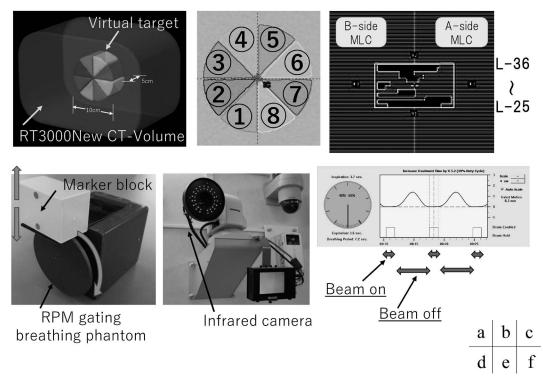


Fig. 1 The virtual target and the respiratory gated method verification plan

- a) The virtual target in phantom CT volume. Make a VMAT verification plan of 1 arc, 2 arcs, 4 arcs.
- b) Optimization was done to be 0.5 Gy–0.6 Gy for each area of 1 to 8.
- c) MLC: The verification plan used the MLC leaf number is L-25–L-36.
- d) The RPM gating breathing phantom (varian medical systems).
- e) The infrared camera: The marker is captured with the infrared camera to obtain the respiratory gated waveform.
- f) The gated irradiation is controlled by the RPM with the waveform.

### 2.2 呼吸同期方法

呼吸同期システムはRPM (Real-time Position Management system) を使用した. RPM は反射マーカを患者体表 面などに配置して, 呼吸に伴って動く反射マーカを赤外線 カメラでモニタリングし呼吸波形に変換する. そして呼吸 に伴って動く腫瘍を、変換された呼吸波形と同期して間欠 照射を行うためのシステムである. 終末吸気相から次の終 末吸気相を0~100%の10位相に分割すると、50%付近が 終末呼気相になる.本研究では40~60%の位相で同期照 射を行った. この位相条件で、1 arc, 2 arc, 4 arc の同期 毎に射出される MU (Monitor Unit) 値の平均は、20 MU, 10MU, 5MU程になる. Fig. 1dに, RPM ゲーティング呼 吸ファントム (Varian Medical Systems社製) を示す. RPM ゲーティング呼吸ファントム背面の電源を入れると, 前面に取り付けられた楕円形の円盤が回転し、上部に配置 された反射マーカブロックが上下に動く. Fig. 1eに示す 赤外線カメラでマーカを捉え、マーカの上下動をFig. 1f に示すような波形に変換して同期照射を行った. これによ り同期照射では、同期がはずれるとビームは停止する.

### MLC位置誤差, Gap サイズ誤差, MLC リーフ速度 の算出

MLC位置精度の解析はDynalogs file(以降、ログファイル)を用いた方法 $^{12)\sim14}$ )などが報告されている。照射開始からMLCコントローラの値が50 msecごとにログファイルに記録される。このログファイルには、RTPsで計画されたMLCリーフ位置、照射によって得られたAサイドとBサイドのMLCリーフ位置が記録される。同期無し、及び同期有りで記録されたログファイルを、エクセルで構築したワークシートで計算し、MLC位置誤差、Gapサイズ誤差、MLCリーフ速度を算出した $^{15)}$ . 算出した誤差は、絶対誤差として解析を行った。

MLC位置誤差(mm)は次式で示される.

$$X_{s,l_{1}-\varsigma_{0},\gamma}^{leaf} = \left| X_{s,l_{1}-\varsigma_{0},\gamma}^{actual} - X_{s,l_{1}-\varsigma_{0},\gamma}^{expected} \right| \tag{1}$$

ここで、 $X_{s,h_{-60,7}}^{leaf}$ はMLC位置誤差で、sはAサイドまたはBサイド、 $l_{1\sim60}$ はMLCリーフ、rは50 msec ごとの記録を表す。 $X_{s,h_{-60,7}}^{actual}$ は各MLCリーフごとに記録されたMLCリーフ位置、 $X_{s,h_{-60,7}}^{expected}$ は計画されたMLCリーフ位置である。

Gapサイズ誤差(mm)は次式で示される.

$$G_{l_{pair},\gamma}^{gap} = \left| G_{l_{pair},\gamma}^{actual} - G_{l_{pair},\gamma}^{expected} \right| \tag{2}$$

ここで、 $G^{eup}_{lpair,\gamma}$ はGapサイズ誤差、 $G^{actual}_{lpair,\gamma}$ はAサイド及びBサイドのMLCリーフ対ごとに記録された値から算出したGapサイズ、 $G^{expected}_{lpair,\gamma}$ は計画されたGapサイズである.

MLCリーフ速度(cm/s)は次式で示される.

$$V_{h_{\sim 60,7}} = \frac{X_{h_{\sim 60,7}+1} - X_{h_{\sim 60,7}-1}}{2 \times 0.05} \tag{3}$$

ここで、 $V_{h\sim 60,7}$ はMLCリーフ速度、 $X_{h\sim 60,7^{-1}}$ と $X_{h\sim 60,7^{-1}}$ は、計画値及び実測値それぞれで記録された前後のMLCリーフ位置である。

### 2.4 同期の有無でのMLC位置精度

同期無し、及び同期有りのMLCリーフ位置、MLC位置 誤差、Gapサイズ誤差、MLCリーフ速度の値を用いて、 1 arc、2 arc、4 arcでのMLC位置精度を解析した。まず同 期無し、及び同期有りで計画されたMLCリーフ位置(計画値)に対する記録されたMLCリーフ位置(実測値)の 差を、平均値及び標準偏差により比較した。次に、各 arc の同期無し、及び同期有りで、Gapサイズ誤差をヒストグ ラムにし、Gapサイズ誤差の頻度を比較した。更に各 arc の同期無し、及び同期有りで、MLCリーフ速度に対する MLC位置誤差の散布図を作成して相関関係を調べた。 MLCリーフごとに線形近似を行い、回帰式と決定係数を 求め、実測値と推定された予測値の残差変動が同期の有無 で異なるか調べた。

### 2.5 同期の有無でのVMATパラメータの変化

VMATは線量率、ガントリ回転速度、MLCリーフ位置の3つのパラメータを変化させて照射する照射法である。MLC位置精度はこれらのパラメータ変化に影響を受ける $^{2}$ ).

MLC移動量は次式で示される.

$$\Delta x \le \Delta \theta \left(\frac{dx}{d\theta}\right)_{max} \tag{4}$$

ここで、 $\triangle x$ はMLCリーフ位置、 $\triangle \theta$ はガントリ角度である。

MU値は次式で示される.

$$\Delta MU \le \Delta \theta \left(\frac{dMU}{d\theta}\right)_{max} \tag{5}$$

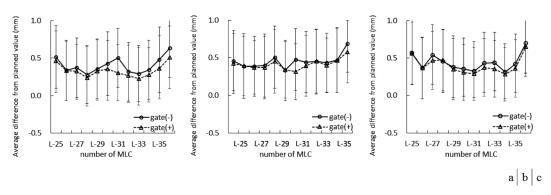


Fig. 2 Difference (average value and standard deviation) between the planned value and the measured value without gating (gate (-)) and with gating (gate (+))

a) 1 arc, b) 2 arcs, c) 4 arcs. The graph shows the A-side MLC leaf.

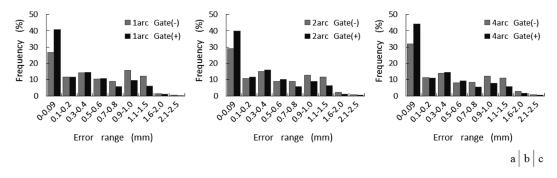


Fig. 3 The histogram of gap size error without gating and with gating a) 1 arc, b) 2 arcs, c) 4 arcs.

の時間とMU値を求めて線量率を算出した. 同様にしてガントリ回転速度変化を算出した. これら線量率変化とガントリ回転速度変化を解析した.

### 2.6 同期の有無での線量分布の検証

同期照射による線量分布への影響を調べるため、同期無 し、及び同期有りでの線量分布の検証を行った、過去、他 種の解析手法を評価し、ガンマ解析のパス率は3%/3 mm で95%以上を許容範囲とする報告16)がされている。本研 究では、ガンマ解析のパス率3%/3 mmを基本とし、同期 無し、及び同期有りの差異をより詳細に解析するために 2%/2mmを主要評価とした. X線ビーム線束と治療寝台 の干渉による吸収減弱を回避する為、検証プランのガント リ角度を $260^{\circ}\sim100^{\circ}$ に変えて最適化を行ったプランを用 いた. 検証は多列検出器, 及びフィルムを使用した. 多列 検出器はDelta-4 (ScandiDos 社製)を使用し、2%/2 mm でガンマ解析を行った. フィルムはガフクロミックフィル ムのEBT-3 (VERITAS社製)を使用し、RT-3000-new ファントム中心のaxial面に挟み込んで照射した. 照射 フィルムの解析は、DD-System (R-TECH社製) のIM-RT-analysisを使用した. 同期無しで照射したフィルムを リファレンスとして、同期無し、及び同期有りの照射フィ ルム同士を中心で合せ、2%/2 mmで解析したガンマ解析 のパス率と線量分布の比較を行った. ガンマ解析のパス率 はローカルパス率である.

### 3. 結 果

### 3.1 同期の有無でのMLC位置精度

1 arc, 2 arc, 4 arcの同期無し,及び同期有りでのMLC 位置精度の解析を行った.Fig. 2に計画値と実測値の差の平均値,及びその標準偏差を示す.照射野内の全てのMLCリーフで,計画値と実測値の差の平均値と標準偏差の最大値は,同期無し,同期有りそれぞれで,1 arcでは $0.64\pm0.39~\mathrm{mm}$ ,  $0.51\pm0.42~\mathrm{mm}$ , 2 arc では $0.69\pm0.38~\mathrm{mm}$ ,  $0.58\pm0.41~\mathrm{mm}$ , 4 arc では $0.70\pm0.39~\mathrm{mm}$ ,  $0.65\pm0.40~\mathrm{mm}$ で,同期照射を行った場合の方が僅かに小さくなった.

Fig. 3に同期無し、及び同期有りでのGapサイズ誤差のヒストグラムを示す。最も低い誤差範囲の頻度が高くなったのは、同期照射を行った場合であった。各 arc で、Gapサイズ誤差が0.2 mm までの誤差範囲に収まる頻度は、同期無し、同期有りそれぞれについて、1 arc では38.3%、52.1%、2 arc では39.6%、51.2%、4 arc では43.3%、55.1%であった。また1.0 mmを超える頻度は、1 arc で14.0%、7.2%、2 arc で14.5%、8.0%、4 arc で14.5%、7.7%であった。

Fig. 2のMLC位置誤差で、同期の有無によりその差が最も生じた1 arc、リーフ番号31番のMLCリーフ速度に対するMLC位置誤差の散布図をFig. 4aに示す。MLC位置誤差は、同期無し、及び同期有り共にMLCリーフ速度

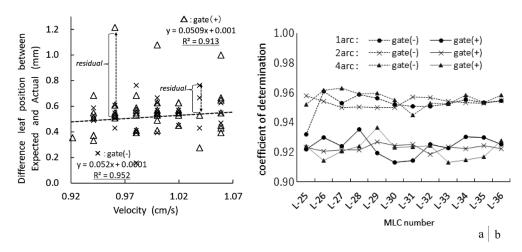


Fig. 4 The scatter diagram of leaf position difference with respect to the MLC leaf speed

Leaf position difference increased as the MLC leaf speed increased in both without gating and with gating. Even at the
same MLC leaf speed, the magnitude difference occurred in the value of the MLC position difference.

a) Scatter diagram: show the A-side leaf (L-31) at 1 arc. b) The coefficient of determination.

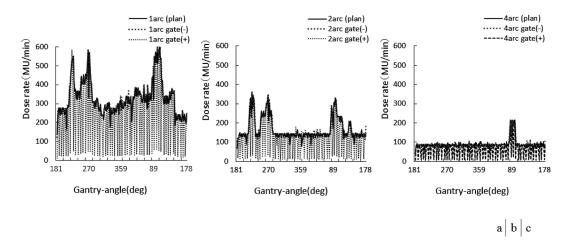


Fig. 5 The dose rate change during irradiation without gating and with gating
After gated holding a dose rate consistent with the planned values, the dose rate was entirely decreased.
a) 1 arc, b) 2 arcs, c) 4 arcs.

が増すに従い増加した.一方で、同期の有無で、実測値と推定された予測値の残差変動に差が生じた.他の全てのMLCリーフでも同様に、同期無し、及び同期有りで残差変動に差が生じた。また、各 arcの全てのMLCリーフで、同期無し、及び同期有りの回帰式の傾きはいずれも0.05の値であった。Fig. 4bに各 arcのMLCリーフごとの決定係数を示す。同期無し、及び同期有りの決定係数の平均値は、1 arcでは0.954,0.923,2 arcでは0.953,0.925,4 arcでは0.956,0.926であった。

### 3.2 同期の有無でのVMATパラメータの変化

1 arc, 2 arc, 4 arcの同期無し,及び同期有りでの線量率変化,及びガントリ回転速度変化を解析した。Fig. 5 に線量率変化を示す。arc数が増すごとに線量率は低くなり、同期無しの線量率は1 arcで140 MU/minから600 MU/minの範囲,2 arcで72 MU/minから362 MU/minの範

囲、4 arcで38 MU/minから215 MU/minの範囲を推移した。同期有りの線量率は、同期がはずれると一時的に完全に停止し、1 arcで0 MU/minから564 MU/minの範囲、2 arcで0 MU/minから345 MU/minの範囲、4 arcで0 MU/minから213 MU/minの範囲を推移した。

ガントリ回転角度  $181^\circ \sim 179^\circ$ で、1 arc の同期無しでの線量率の平均値は 331 MU/min だったのに対し、同期照射では 238 MU/min であった。同様に 2 arc で同期無しが 166 MU/min に対し同期有りが 121 MU/min, 4 arc で同期無しが 89 MU/min に対し同期有りが 65 MU/min となり、同期照射ではビームオン/オフが行われたことにより、線量率の平均値が低下した。

Fig. 6 に ガントリ回転速度変化を示す. 1 arc で、同期無しのガントリ回転速度は 4.1 deg/sec から 4.9 deg/sec の範囲、2 arc で 4.4 deg/sec から 4.9 deg/sec の範囲、4 arc で 4.6 deg/sec から 4.9 deg/sec の範囲を推移した. 同期照

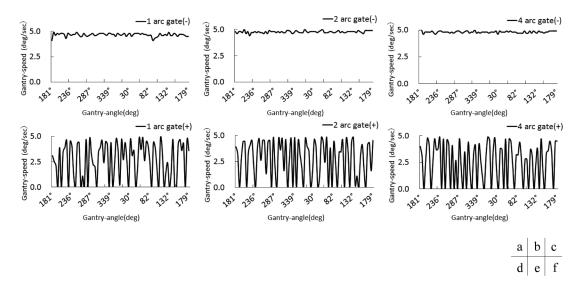


Fig. 6 The gantry speed change during irradiation with the planned value, without gating and with gating
The gantry rotation speeded up as arc number increased. Conversely, when respiratory gating, the gantry rotation
speed became low.

a) 1 arc gate (-), b) 2 arc gate (-), c) 4 arcs gate (-), d) 1 arc gate (+), e) 2 arcs gate (+), f) 4 arcs gate (+).

射を行った場合では、同期がはずれるたびにガントリは一時的に完全に停止し、 $1 \, \mathrm{arc}$ ,  $2 \, \mathrm{arc}$ ,  $4 \, \mathrm{arc}$  共にガントリ回転速度は $0 \, \mathrm{deg/sec}$  から  $4.9 \, \mathrm{deg/sec}$  の範囲を推移した。ガントリ回転角度  $181^\circ \sim 179^\circ$  で、 $1 \, \mathrm{arc}$  での同期照射をしなかった時の回転速度の平均値は $4.7 \, \mathrm{deg/sec}$  だったのに対し、同期照射では $3.1 \, \mathrm{deg/sec}$  であった。同様に $2 \, \mathrm{arc}$  で同期無しが $4.7 \, \mathrm{deg/sec}$  に対し同期有りが $3.2 \, \mathrm{deg/sec}$  く $4 \, \mathrm{arc}$  で同期無しが $4.8 \, \mathrm{deg/sec}$  に対し同期有りが $3.5 \, \mathrm{deg/sec}$  となり、同期照射のビームオン/オフによりガントリ回転速度の平均値は低下した。

MLCリーフは、線量率変化とガントリ回転速度変化と 共に、ビームオン/オフのタイミングで作動と停止を繰り 返した。

### 3.3 同期の有無での線量分布の検証

同期により繰り返されるビームオン/オフによるMLCの位置精度が、線量分布に影響を与えるか検証した. Table 1に Delta-4とフィルムでの検証結果を示す. Delta-4の各 arc での同期無し、及び同期有りのガンマ解析のパス率は、3%/3 mmでいずれも100%で、2%/2 mmでは1.0パーセントポイント以内の差であった. 同期無しの照射フィルムをリファレンスとした同期無し、及び同期有りの照射フィルム同士のガンマ解析のパス率は、3%/3 mmでいずれも98%を越え、2%/2 mmで約95%のパス率であった. また、同期無し、及び同期有りの照射フィルム同士の線量分布はよく一致した.

### 4. 考 察

呼吸同期VMATで、MLC位置精度とVMATのパラメータ変化について解析を行った. 1 arc, 2 arc, 4 arc の各

Table 1 Delta-4 and film verification result of without gating and with gating

		Gamma (%) pass criteria: 2%/2 mm (3%/3 mm)		
		1 arc	2 arc	4 arc
Delta-4	gate (-) gate (+)	` /	100.0 (100.0) 99.8 (100.0)	99.8 (100.0) 99.8 (100.0)
Film		94.9 (99.7)	94.9 (98.9)	94.8 (99.7)

MLCで、計画値、及び実測値の差の平均値は、同期照射 を行った場合で僅かに小さい値を示した. またGapサイ ズ誤差のヒストグラムで、同期有りでは同期無しと比較し て、0.2 mmまでの誤差範囲に収まる頻度は12パーセント ポイントほど高く, 1.0 mmを超える頻度については 7パーセントポイントほど低かった. VMATのGapサイズ 誤差について、Oliverらは計画標的体積(PTV)の線量差を 2%以内に維持する為, Gapサイズ誤差は0.6 mm以内で なければならないと報告<sup>9)</sup>した.本研究で、各arcでの 0.6 mm までに収まる頻度は、10パーセントポイントほど 同期照射の方が高く, 0.6mmを越える頻度は同期照射が 13パーセントポイントほど低かった. これらのことから, 同期照射によるMLCの急速な作動と停止の繰り返しは、 MLCの位置誤差の発生を大きくしないことを示唆した. また、MLC位置誤差はMLCリーフ速度と共に増加した. MLCリーフ速度とMLC位置誤差の相関係数は0.96を越 え、強い相関を示した. このことから、MLCリーフ速度 とMLCの制御精度は関連していると考えられる. また MLC位置誤差は、MLCリーフ速度に応じて増加すると報 告17) されていることと一致する.

同期の有無にかかわらず、各MLCリーフの回帰式の傾

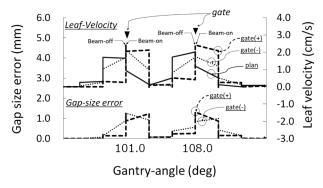


Fig. 7 Relation between the MLC leaf speed and the gap size error

The upper row shows the MLC leaf speed. The lower row shows the gap size error. Relation between the MLC leaf speed and the gap size error with respect to gantry rotation angle. Focus on the place where gated is performed around the gantry angle where the dose rate of 1 arc rises. The MLC leaf speed of gated irradiation exceeded the planned the MLC leaf speed at the timing when the gated irradiation began. And the gap size error increased compared without the gated irradiation. After gated irradiation began, the planned leaf speed was lower, and the gap size error decreased as compared with without gating. The graph shows the A-side leaf (L-29) at 1 arc.

きの値は0.05だが、同じリーフ速度でも、同期無し、及 び同期有りで実測値と推定された予測値の残差変動は異 なった. 各MLCリーフの決定係数は, 同期無しの平均値 が0.95に対し同期有りでは0.92であった. そこで、同期 無し、及び同期有りでのMLC位置誤差の残差変動の相違 とGapサイズ誤差との関係を確認するため、ガントリ回 転角度に対するMLCリーフ速度とGapサイズ誤差つい て、同期を行う箇所に絞り込んだ詳細なグラフを Fig. 7に 示す. 第1軸は同期無し(点線), 同期有り(破線)の Gapサイズ誤差を示す. 第2軸は計画値 (実線), 同期無 し(点線), 同期有り(破線)のMLCリーフ速度を示し, 同期が開始される箇所を三角形で表す. 同期照射での MLCリーフ速度は、同期が始まるタイミングで計画され たMLCリーフ速度を上回り、同期無しに比べGapサイズ 誤差は増加した. その後は次第に計画されたリーフ速度を 下回り、同期無しに比べGapサイズ誤差は減少した. こ れらの傾向は他の全てのMLCリーフでも同様であった. 同期照射では、同期のタイミングでこのような制御がされ ていると考えることができる. これらより, 同期照射では 同期に伴うMLCリーフ速度の増加及び減少により、同期 無しと比較してMLC位置誤差の残差変動に差が生じたと 考える. またMLCリーフ速度の減少がGapサイズ誤差の 低減に寄与したと考える.

同期照射での線量率は、同期がはずれるたびに停止状態となるため、各arcでの同期無しと比較した線量率の平均値は

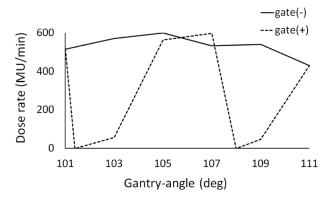


Fig. 8 The dose rate change without gating and with gating. A rapid change in dose rate occurred at the timing of the gated irradiation. The graph shows dose rate change at 1 arc

27%ほど低下した. Fig. 7に示したガントリ回転角度での線量率変化は、Fig. 8に示すように同期がはずれる角度の101.4°を境に、101°で516 MU/min、103°で56 MU/min、同様に108°を境に、107°で597 MU/min、109°で47 MU/minの急激な線量率変化が生じていた. この急激な線量率変化に一致して、Fig. 7に示したようにMLCリーフ速度が増加するとGapサイズ誤差も増加し、MLCリーフ速度が減少するとGapサイズ誤差も減少したことが分かる. 同期照射でのガントリ回転速度も、同期がはずれるたびに停止状態となるため、各 arcで同期無しと比較したガントリ回転速度の平均値は30%ほど低下した.

同期照射のビームオン/オフにより、MLCリーフ速度の低下が生じた。Ottoにより提唱された理論<sup>2)</sup>では、VMATの制御は、線量率変化が優先的に行われる。そして、ガントリ回転速度が低下するとMLCリーフ速度も低下し、線量率が低下するとMLCリーフ速度も低下すると説明されている。今回得た結果は、VMATパラメータの線量率及びガントリ回転速度の低下により、MLCリーフ速度の低下が生じた。つまり呼吸同期VMATでは、以上の関係と理論に従って制御されることで、MLC位置誤差とGapサイズ誤差の低減が生じたと考える。

また、同期の有無での線量分布の解析で、各 arc でのガンマ解析のパス率は 2%/2 mm で約 95% の結果を得た. Fig. 7で示したように、同期のタイミングで発生する MLCリーフの急速な作動と停止は、線量分布に影響を及ぼさないと考えることができる.

### 5. 結 論

本研究により、呼吸同期VMATでのビームオン/オフによるMLCの作動と停止の繰り返しは、VMATの線量率及びガントリ回転速度を低下させ、MLCリーフ速度の低下をもたらし、MLC位置誤差とGapサイズ誤差の低減に寄与した。更に、同期照射を行わない場合と同期照射を行った場合で、線量分布はよく一致した。

これらのことから、呼吸同期VMATのMLC位置精度とVMATパラメータとの関係が明らかになり、呼吸同期VMATのMLC位置精度は担保されることを確認した.

### 参考文献

- LoSasso T, Chui CS, Ling C: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med. Phys. 25: 1919–1927, 1998
- 2) Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Med. Phys. 35: 310–317, 2008
- 3) 小野 薫:直線加速器のQA. 日本放射線技術学会放射線治療分科会誌18(2): 32-41, 2004
- Ling CC, Zhang P, Archambault Y, et al.: Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 72: 575–581, 2008
- Bedford JL, Warrington AP: Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 73: 537–545, 2009
- 6) Holt A, van Vliet-Vroegindeweij C, Mans A, et al.: Volumetric-modulated arc therapy for stereotactic body radio-therapy of lung tumors: A comparison with intensity-modulated radiotherapy techniques. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 81: 1560–1567, 2011
- Chin E, Loewen SK, Nichol A, et al.: 4D VMAT, gated VMAT, and 3D VMAT for stereotactic body radiation therapy in lung. Phys. Med. Biol. 58: 749–770, 2013
- 8) Qian J, Xing L, Liu W, et al.: Dose verification for respiratory-gated volumetric modulated arc therapy (VMAT).

- Phys. Med. Biol. 56: 4827-4838, 2011
- Oliver M, Gange I, Bush K, et al.: Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. Radiother. Oncol. 97: 554–560, 2010
- Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142report: Quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 36: 4197–4212, 2009
- 11) 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011.6-10,2011
- Ono K: Testing of dynamic multileaf collimator by dynamic log file. Jpn. Soc. Radiol. Tech. (JSRT) 63(7): 766–773, 2007
- 13) Stell AM, Li JG, Zeidan OA, et al.: An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors. Med. Phys. 31: 1593– 1602, 2004
- 14) Kerns JR, Childress N, Kry SF: A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery. Radiat. Oncol. 9: 176, 2014
- 15) TheArgus QA Products Linac IMRT User Guide (P/ N100014669-03) provides reference information and procedures for using the Argus QA Products application, version4.7. 270–283, 2006
- 16) Agnew CE, McGarry CK: A tool to include gamma analysis software into a quality assurance program. Radiother. Oncol. 118: 568–573, 2016
- 17) Kojima H, Takigami M, Asano T et al.: Consideration of 1 dose error in dynamic MLC IMRT using MLC speed control with dose rate change. Jpn. J. Radiol. Tech. 73(5): 382–388. 2017

# 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\*

量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所

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

Fumihiko NISHIKIDO, Hideaki TASHIMA, Eiji YOSHIDA, Taiga YAMAYA\* National Institute of Radiological Sciences, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

Nuclear medicine imaging is an important tool for cancer diagnosis, brain research, molecular imaging research and so on. Therefore, various imaging techniques and methods are being developed and investigated in nuclear medicine physics. In this report, we introduce state-of-the-art techniques, such as Compton camera imaging, time-of-flight positron emission tomography, semiconductor detectors for medical applications, image reconstruction and deep learning, which were reported in the 2017 IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference.

Keywords: nuclear medicine imaging, positron emission tomography, Compton imaging, image reconstruction

### 1. はじめに

Positron emission tomography (PET)をはじめとした核医学イメージング法は、がんや脳・循環器診断のほか、分子イメージング研究を推進する手段としても必要不可欠である。一方、イメージング機器やそれを支える要素技術はいまだ発展途上であり、次世代技術の研究開発は世界的な競争下にある。本稿では、核医学イメージングの最先端技術について、2017年10月21日から28日まで米国アトランタにて開催されたIEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS&MIC) におけるトレンドを中心に、具体的な研究開発例を交えて紹介する。

### 2. IEEE NSS-MICについて

本学会は、放射線計測の要素技術に関するNSSと医用イメージング応用に関するMICの二つの柱のほか、International Symposium on Room-Temperature Semiconductor X-Ray & Gamma-ray Detectors (RTSD) と合同開催されている。RSTDは、常温半導体放射線検出器についてのシンポジウムである。

NSSでは高エネルギー物理や天文物理などの分野で使用される放射線検出器やその周辺の要素技術、またそれらの応用などが発表・議論されている。放射線計測における要素技術は医学分野への応用研究にも非常に重要である。特に、光センサやシンチレータは、PETやSingle photon emission computed tomography (SPECT) 開発で鍵になる技術である。回路やデータ収集系、シミュレーションツールも医用装置開発の分野では欠かせない技術であるた

め、それらの基礎技術研究の動向を知るには興味深い学会 である.

MICでは、その名の通り医用イメージングについての研究についての発表が行われている。元々の学会が放射線計測の分野であるため、PETやSPECTなどの核医学の分野で用いられるイメージング機器の研究開発が主流となっている。

RTSD は半導体検出器の研究に関する会議である。最近では CdTe や CdZnTe (CZT) などの素子の実用化が進んでおり、その技術が医用イメージングでも使用されるようになってきた。

### 3. コンプトンカメラを利用したイメージング

ここ数年で注目度が増した研究テーマの一つとして、コンプトンカメラの手法を用いたイメージング装置の開発が挙げられる。コンプトンカメラは、コンプトン散乱が起こる際のガンマ線のエネルギー変化と散乱角の関係を用いることで、ガンマ線の発生源を推定する手法である。コンプトンカメラは、Fig. 1に示す通り、散乱検出器と吸収検出器の二つからなる。散乱検出器でガンマ線を散乱させたのち吸収検出器で全吸収を起こすことで、検出器へ入射した際のガンマ線が散乱したときのエネルギーと光電吸収を起こしたときのエネルギー,相互作用位置を検出する。それらの情報から、ガンマ線の発生源を円錐表面上に特定する。最終的には、多数のコンプトン散乱イベントを収集し、多数の円錐表面を描くことで、その重なりからガンマ線の発生源を推定する。ガンマカメラやSPECTと違いコリメータが必要ないこと、PETと違いシングルガンマをイメー

National Institute of Radiological Sciences, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, 4–9–1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba 263–8555, Japan

 $\hbox{E-mail: } yamaya.taiga@qst.go.jp$ 

<sup>\*</sup> 量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所 [〒263-8555 千葉市稲毛区穴川4-9-1]

ジングできることや様々なエネルギーのガンマ線をイメージングすることが可能となることから、様々な応用が考えられ多くのグループで開発が進められている.

近年の研究の増加の理由の一つは、コンプトンカメラで用いられることの多い半導体検出器である CdTe や CZT の性能向上や購入が容易になったことが考えられる。この二つは密度が $\sim 5.8 \,\mathrm{g/cm}^3$ 、実効原子番号が約  $50 \,\mathrm{c}$  Si 検出器と比較すると高いため、高い感度が要求される医用・環境用での利用に適している。加えて、半導体検出器だけでなくシンチレータの性能も向上し、コンプトンカメラとして十分なエネルギー分解能が得られるようになってきた。シンチレータを使用したコンプトンカメラの開発の例としては、Y. Mizumachi<sup>1)</sup>、S. Liprandi<sup>2)</sup>、S. Takyuら<sup>3)</sup> からGAGG を用いたコンプトンカメラ,M. Yoshino ら<sup>4)</sup> からEu:SrI<sub>2</sub>、GGAG、CeBr<sub>3</sub> など複数のシンチレータを用いたコンプトンカメラ,H. Lee ら<sup>5)</sup> からLYSOを用いたコンプトンカメラの報告がなされている。

医学物理の分野では、粒子線治療応用モニタや新しい核 医学イメージングとしての利用が期待されている. 粒子線

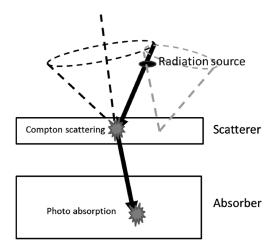


Fig. 1 Principle of a Compton camera

治療では、粒子線が患者の体内を通過する際に起こる励起や核破砕から多数の即発ガンマ線が発生するため、その分布をコンプトンカメラを用いてイメージングすることで体内の線量分布の推定を行うことが可能となる (H. M. Huang<sup>6)</sup>, T. Aso<sup>7)</sup>, S. Liprandi<sup>2)</sup>, J. Barrio<sup>8)</sup>). また、核医学への応用では、M. YoshinoらがコンプトンカメラとPETを組み合わせたハイブリッド検出器を用い、PET核種とSPECT核種の同時イメージングを行う手法<sup>4)</sup> について、Y. Mizumachi やS. Takeda らは同時に二つのエネルギーの異なるガンマ線を放出する核種を用いることで二つのコーンの重なる部分にガンマ線発生位置を限定しイメージを向上する手法<sup>1),9)</sup> についての研究を進めている。これらは陽電子放出核種以外の核種でもイメージングが可能であるため、新しい薬剤の開発も期待することができる.

我々のグループでは、PETとコンプトンカメラを組み合 わせた新コンセプトである Whole gamma imaging (WGI) を提案し、その装置開発を2016年から行っている(Fig. 2)<sup>10)</sup>. WGIは、PET検出器リング内にコンプトン散乱の検出に 特化した散乱検出器リングを追加することで、同時計数に よるPETイメージングだけでなくシングルガンマ・イメー ジングも可能とし、検出可能なガンマ線を全て画像化に活 用することを目指す. WGIにおいては、ポジトロン核種 以外の幅広い核種のイメージングが可能になる. 特に興味 深いのは、<sup>44</sup>Scなどのピュアでない陽電子放出核種の利用 である. すなわち, 陽電子崩壊 (511keV消滅放射線対) とほぼ同時に単一ガンマ線(<sup>44</sup>Scの場合1157keV)を放出 する3ガンマ核種のイメージングである. 3ガンマ核種の イメージングは、消滅放射線対の同時計数により特定され る線分(Line of response: LOR)と、1157keVガンマ線の コンプトン計測により特定される円錐表面の交点として, 各種位置が特定されるため、理屈の上では、1回の壊変か らでも位置が2点のうちのどちらかに特定できる. 2017 年に、GAGG シンチレータと multi-pixel photon counter

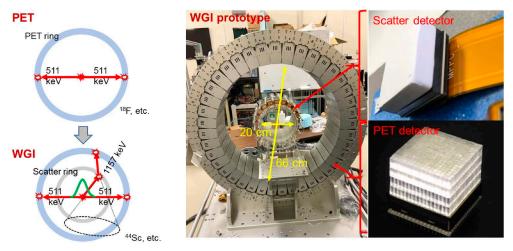


Fig. 2 Principle of the WGI (right) and a prototype system of the WGI (left)

(MPPC)による散乱検出器とGSO シンチレータと光電子 増倍管によるPET検出器を用いたWGI コンセプト実証機 を開発した.  $^{137}$ Cs を用いたシングルガンマ・イメージング 実験の結果、最大で0.2%の感度と $5\,\mathrm{mm}$ の空間分解能を 得ることができた。また、 $^{44}$ Sc イメージング実験を実施し、LORと円錐表面の交点として半値幅 $12.7\,\mathrm{mm}$ の位置特定 精度を得ることができた.

### 4. TOF-PET検出器

PETの開発では、年々Time-of-flight (TOF)-PETの開発が盛んになってきている。通常のPETでは、二つの消滅放射線を検出したLOR上のみにしか線源位置を特定できないが、TOF-PETは二つの消滅放射線の飛行時間差を計測することでLOR上の一部に線源位置を特定できる。最近では半導体光センサであるSilicon photomultiplier (SiPM)の開発が進み時間特性が改善され、研究レベルでは200 ps 程度の時間分解能が得られるようになってきた。また、消滅放射線の相互作用位置の深さ方向を測定することが可能な depth-of-interaction (DOI) PET 検出器との組み合わせた TOF 測定についても多くの研究が行われている。単純に DOI 検出器としての利点を活かせるだけでなく、検出器内での相互作用位置をより細かく特定することで時間分解能をさらに向上させることができると期待されている。

一例として、我々のグループで評価を進めている TOF-PET 検出器モジュールについて紹介する $^{11}$ . プロトタイプ TOF 検出器は、浜松ホトニクス製 MPPC TOF PET module をベースとしたもので、 $12 \times 12$  で配列された $4 \times 4 \times 10$  mm $^3$  の LFS 結晶と、4 mm ピッチの $12 \times 12$  配列の MPPC アレイおよびその信号処理ユニットで構成されている (Fig. 3a). この MPPC における飽和現象の影響を補正するために、複数の線源を用いてエネルギー校正を行った。補正後の511 keV ガンマ線におけるエネルギー分解能は、全結晶の平均で11.7%であった。次に、 $^{22}$ Na 線源を中心に配置して同時計数測定を行い、時間分解能を coincidence resolving time (CRT)で評価した。光電ピークに設定したエネルギーウインドウに入ったイベントにおける CRT 値は、全結晶の平均で半値幅 250 ps であった (Fig. 3b).

検出器の時間分解能を向上させる一つの方法として、チェレンコフ光を利用したTOF測定についても提案がされている。チェレンコフ光の発光量はシンチレーション検出器と比較して少ないが、非常に早い発光過程であるため時間分解能の向上につながることが期待されている。X. LiuやV. Sharyyらのグループでは、チェレンコフ検出器として $PbF_2$ を用いたPET検出器の開発を進めている $^{12),13)}$ . また、S. E. Brunnerからは、BGOシンチレータを用いたシンチレーション検出器とチェレンコフ検出器のハイブリッド型検出器について報告がなされている $^{14)}$ . BGOは昔からPET用のシンチレータとして使用されてきたが、最近ではチェレンコフ光由来と思われる早い発光が観測されており、本研究はそれを用いることで時間分解能の改善をねらっており、実際に数 100 ps の時間分解能を実現している

TOF-PETのための基礎研究としては、P. Pengらにより、様々な形状、大きさ、材質(LYSO, LSO, GAGG, LaBra, CeBra など)のシンチレータを用いた時間特性の基礎評価が報告されている  $^{15}$  . Luベースのシンチレータでは、大体  $^{100}$  ps 台前半(良いものは  $^{90}$  ps 程度)の時間分解能が得られている。 LaBra や CeBra などの時間特性の優れたシンチレータでは、 $^{70}$  ps 程度の時間分解能が得られていた。 GAGGについては発光波長ピークが使用した SiPM の感度分布に適さないため  $^{190}$  ps 程度であったが、適当な SiPMを用いると Luベースのシンチレータと同等の時間分解能が得られると結論づけられていた。どのシンチレータでも TOF-PETとして十分な性能が得られるとの結果であったが、シンチレータの材質のみでなく集光効率の違いの影響も非常に大きいということも示されていた。

### 5. 室温動作半導体検出器を用いた検出器

核医学イメージング装置の研究・開発において、放射線 検出器を構成する材料はその性能の限界を決める重要な要素である。例えばシンチレータ、光センサ、半導体検出器など、様々な要素技術の開発が(医用だけでなく幅広い分野を目的として)行われている。そのなかの一つにCdTeやCZTを主流とする常温動作半導体検出器があり、IEEENSS&MICと合同開催されているRTSDにおいて多数の

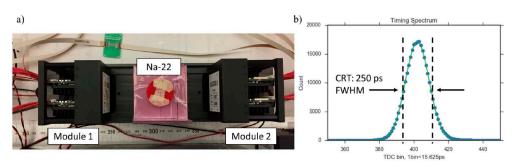


Fig. 3 a) An experimental setup of TOF-PET modules and b) a result of the timing spectrum

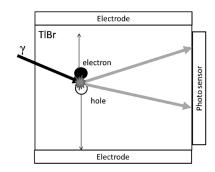


Fig. 4 Principle of a TlBr PET detector by the Cherenkov light detection

研究報告がなされている.本稿ではそのなかでも医学応用として期待が高いと思われる,TIBrや有機フォトダイオードを用いた検出器開発について紹介する.

TlBr は密度が~7.6 g/cm, 実効原子番号が~80とシン チレータと比較しても十分な特性を持っている. まだ実用 化の段階ではないが、その特性から様々な用途に応用が期 待できる素子である. 医学応用を目指した研究では, 陽子 線治療への応用としてM. Nogami ら 16) が、SPECTへの応 用としては N. Nagano ら 17) が、コンプトンカメラへの応 用としてはK. Hitomiら<sup>18)</sup> の報告がある。また、PETへ の応用に向けた研究としてG. Ariño-Estradaが非常に興味 深い研究19)を行っている。半導体検出器はエネルギー分 解能が高く、CdTeやCZTは密度も~5.8g/cm³と高いにも かかわらず、PET用の検出器としては用いられることは少 なかった. その理由の一つに. ガンマ線が相互作用を起こ した際に生成される電子正孔対の移動速度が遅いため、 PETに必要な時間分解能を得ることが困難であることが 挙げられる. G. Ariño-Estrada らの研究では、TlBrの透 過度を上げチェレンコフ光を取り出すことで時間分解能を 改善するという手法を提案している. Fig. 4の通りエネル ギー情報は通常の半導体検出器と同じく電子正孔対から取 得し、時間情報をチェレンコフ光から得ることで、高い時 間分解能とエネルギー分解能を両立させる. 実際に時間分 解能の測定も行っており、最大で0.35nsの時間分解能が 得られており、TOF-PETとして利用できる程度の時間分 解能が得られる可能性を示していた.

有機フォトダイオードは、有機ELや有機太陽電池などと同じ有機デバイスの一つであり、フレキシブルであり曲げることが可能である、様々な印刷技術を用いることが可能である、大型化が容易であるなどの特徴を持っている。放射線検出器としては、半導体検出器と同じく直接素子で放射線を検出する直接変換型の検出器としても、シンチレータを用いその発光を光センサとしての有機フォトダイオードで測定する間接変換型の検出器としての両方の使い方が可能である。加えて医学応用という観点では生体等価であるなどの多数の優れた特徴を持っている。今後、性能や使い勝手が向上することで、様々な新しい放射線検出器

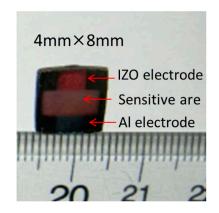


Fig. 5 Organic photodiode detector

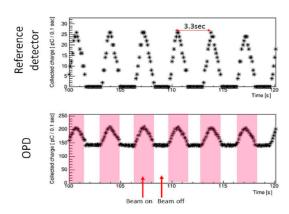


Fig. 6 Signal from reference and OPD detector

への応用が可能となると期待されている.

一例として、有機フォトダイオードベースの直接変換型 の検出器を用いた炭素線治療下での線量測定20)について 紹介を行う. 試作した有機フォトダイオードの有感領域は 6mm×4mm, 各層の厚さはIZO (100nm)/PEDOT: PSS (30nm)/PCBM: P3HT (200nm)/Al (70nm) となっており、 重粒子線入射による発光の影響を除去するために黒色の ABS樹脂上にスピンコート法を用いて直接作成されている (Fig. 5). 実験は、放医研の重粒子線加速器装置HIMAC の物理コース (PH2) で行われた. 炭素線はリファレンス用 の電離箱を通した後に有機フォトダイオードに入射させ、 0.1秒ごとにそれらの出力電荷を測定している. 炭素線は. エネルギー290 MeV/n, ビーム強度は10<sup>8</sup> particle per second (pps), サイズは直径約1cmのものが用いられた. 測定は 有機フォトダイオードに電圧を掛けずに行われた. Fig. 6 に0.1秒間隔で得られた電離箱(上)からの出力信号と有 機フォトダイオード(下)からの出力信号を示す. 有機フォ トダイオードでも、リファレンス用の電離箱で得られた信 号と同じHIMACからの3.3秒周期のビーム構造が得られ ている. また, 有機フォトダイオードではビーム off の間 に暗電流の成分が観測されている. この結果は有機フォト ダイオードの炭素線計測用検出器としての可能性を示すも のである.

また、G. H. Gelinck は有機半導体を用いた X線 CT のフ ラットパネル検出器に変わるX線検出器のについての研究 を行っている21). 前述の通り有機半導体は曲げることが可 能であり、薄膜トランジスタ (thin film transistor, TFT) と組み合わせることで、湾曲したX線検出器を実現してい る. 湾曲したX線検出器を用いることで、フラットパネル 型の検出器よりもコンパクトな検出器で同じ視野を得るこ とが可能となる. L. Basiricoらもフレキシブルな放射線検 出器を目的とした基礎研究を進めている22).様々な単結晶 有機材料の作成を行い、それらの放射線検出器としての特 性を比較している. 有機半導体の中には放射線の照射に対 してレスポンスが遅いものもあり、材質によっては数十秒 のものもあることが示されている。S. Yakunin らは、鉛を 含有した様々なペロブスカイト型の有機半導体検出器につ いて報告を行っている23.この素子は鉛を含み、かつ厚い 素子を作成できるため、X線やガンマ線の検出効率がほか の有機半導体と比較して高くなっている. そのため X 線だ けでなくガンマ線の検出にも成功している. しかしながら エネルギー分解能はまだ十分ではなく、今後の改良が期待 される.

### 6. マルチモダリティ画像再構成

一般的な商用PET装置はCT装置と組み合わされたPET-

CT装置として販売されているが、MR装置と組み合わせた PET-MR装置も徐々に普及し始めている. MR画像はCT 画像よりも軟組織に対するコントラストが明瞭に得られる ため、生体組織の境界情報を用いたPET画像の高精度化 へ用いることが検討されている. A. Mehranian らは、PET-MRによって取得されたそれぞれの情報の結合情報を用い て双方の画質を改善する手法を提案した<sup>24)</sup> (Fig. 7). 具体 的には、MR装置では様々な撮像シーケンスで強度やコント ラストの異なる複数の画像が得られるが、それらとPET画 像を結合した重みを二次のペナルティ関数に導入する手法 を提案し、実際のPET-MR装置(Siemens社製Biograph mMR) で取得されたFDG PET, 及びMRとしてT1-MPRAGE, T2-FLAIRの測定データに適用してPET画像, MR画像それぞれ画質が向上することを示した. その際, 交互最適化(Alternating Optimization)法を用いており, PET画像の更新, MR画像の更新, 結合した重みの更新を 繰り返すことで、全体の最適化を行った.

また、S. Ellisらは、トレーサーの異なる PET 同士の画像を用いて互いのノイズを低減する PET 再構成法を提案した $^{25)}$ . これは、従来 MR 画像などの高画質像をガイドとして PET のノイズ低減を行う手法(ガイデッド 再構成法)を、マルチトレーサーの PET スタディへ適用したものである。そして、有効性を明らかにするために、位置合わせ

$$(\widehat{\boldsymbol{x}},\widehat{\boldsymbol{v}}^{(1)},...,\widehat{\boldsymbol{v}}^{(m)}) = \underset{\boldsymbol{u},\boldsymbol{v}^{(1)},...,\boldsymbol{v}^{(m)}}{\operatorname{argmin}} \{L(\boldsymbol{A}\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) + \sum_{k=1}^{m} L_{M}\big(\boldsymbol{E}^{(k)}\boldsymbol{v}^{(k)},\boldsymbol{s}^{(k)}\big) - R(\boldsymbol{x},\boldsymbol{v}^{(1)},...,\boldsymbol{v}^{(m)})\}$$
PET image
$$(\widehat{\boldsymbol{x}},\widehat{\boldsymbol{v}}^{(1)},...,\widehat{\boldsymbol{v}}^{(m)}) = \underset{\boldsymbol{u},\boldsymbol{v}^{(1)},...,\boldsymbol{v}^{(m)}}{\operatorname{PET Poisson}} \qquad \operatorname{MR Gaussian} \qquad \operatorname{Joint prior} \qquad \operatorname{log-likelihoods}$$

A: PET system matrix, y: PET measurement data  $E^{(k)}$ : MR encoding matrix for kth image,  $s^{(k)}$ : kth MR k-space image

Fig. 7 Objective function of the synergistic reconstruction of PET and MR images

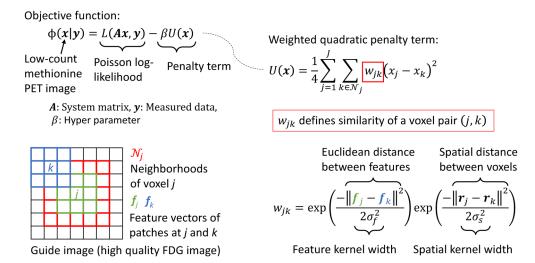


Fig. 8 Guided image reconstruction using a high quality FDG image to define similarity of a voxel pair

した FDG PETをガイド情報として、測定カウントの少ないメチオニン PET の再構成を行った。高画質の FDG-PET 画像をガイド画像として用いるガイデッド再構成法 (Fig. 8) では、目的関数のペナルティ項における重み付き二乗誤差の重み $w_{lk}$ を、ボクセル間の類似度として決めるために、ガイド画像中の注目ボクセルjを中心としたパッチ画像 $f_{lk}$ と、近傍ボクセルkを中心としたパッチ画像 $f_{lk}$ とのユークリッド距離のガウス関数と、ボクセル間の距離のガウス関数の積として定義した。その結果、放射能分布を歪ませることなくメチオニン PET 画像のノイズを低減させることができ、PET 画像同士のガイデッド再構成によって画質改善が可能であることを示した。

### 7. 同時推定 (Joint Estimation) 法

PET測定では、定量性確保のために減弱補正と散乱補正が必須であり、そのために必要な減弱係数画像を得るためのCT撮影がPET検査における被曝量を増加させている。そこで、PETの測定データのみから減弱係数分布を同時推定する手法の研究が進められている(Fig. 9).

また、PET-MR装置においても、CTで測定されるような減弱係数分布が直接は得られないため、PET画像の減弱補正用にMR画像から減弱係数分布を推定する必要があり、セグメンテーションを行い、各領域に代表的な減弱係数の値を割り当てる手法などが開発されている。しかしながら、

測定時に装着するヘッドホンやボディコイルのような. 位 置が不定で変形があり、MRに映らないハードウェア(フ レキシブルハードウェア) がPETの定量性に影響を与え る場合がある. T. Heußerらは, MR-MLAA (MR-based Maximum Likelihood reconstruction of Attenuation and Activity<sup>26)</sup>)を拡張し,MR画像から推定した減弱係数画 像を初期値とし、Fig. 10のように患者の領域とフレキシ ブルハードウェアが存在する領域に分割し、ハードウェア 領域の更新、患者領域の更新を順次行う反復アルゴリズム (xMR-MLAA: extended MR-MLAA) を提案した<sup>27)</sup>. なお, MR画像から軟組織領域と空気・骨領域は分割できるので、 患者領域の更新の際には先見情報として用いている. そし て、Siemens社製Biograph mMRで測定された頭部PET/ MRデータにxMR-MLAAを適用した結果,標準のMR画 像からの推定(MRAC: MR-based Attenuation Correction) のみでは軟組織と同じとみなされていた骨領域の減弱係数 を推定することができ、さらに放射能集積のないヘッドホ ンの減弱係数分布もある程度取得可能であった. その結果, MRACで発生していた放射能分布の過小評価が改善される ことが示された. 今後, TOF情報を用いることができれば さらなる性能改善が可能であると期待される.

TOF PETでは、PETデータのみから理論的に一つの定数を除いて減弱係数分布が決定できることが知られている。 そこで、その定数を決定するための様々なアプローチが検

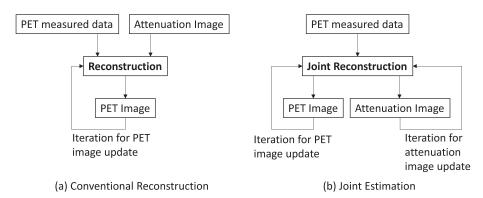


Fig. 9 Schematic diagrams for a conventional PET image reconstruction and a joint estimation method estimating PET and attenuation image simultaneously

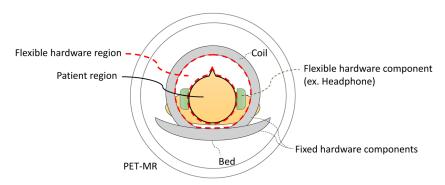
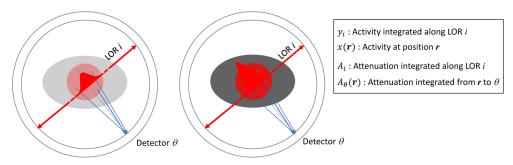


Fig. 10 Regional segmentation for the xMR-MLAA for PET-MR



Larger attenuation and Larger activity => Same coincidence events, Different single events

Fig. 11 The constant problem for TOF MLAA and property of single events information

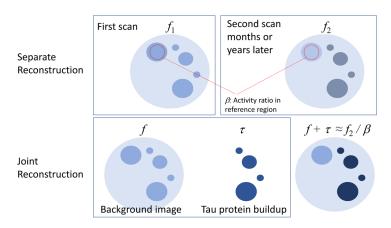


Fig. 12 Joint reconstruction of tau deposition and background image for two scans at separate time points months or years apart

討されている。T. Fengらは、放射能量と減弱係数を共に大きくした場合に、同時計数イベントは変わらないが、シングルイベントの数に違いが出ることを示し (Fig. 11)、TOF情報とシングルイベントの情報を用いて、放射能分布と減弱係数分布の両方を一意に決定できることを 2D での検討で示した 28 . その他、散乱イベントを用いたアプローチも提案され、エネルギー情報を記録して用いることで、減弱係数分布を求める手法が複数のグループから提案された 29 1,30 .

同じトレーサー・モダリティ同士の同時推定も画像再構成の問題設定として存在する。例えば、A. Ihsaniらは、タウ蛋白質の沈着の時間的な変化を数か月から数年のスパンで検出するのに適した手法として、同一人物の二つのタウPETスキャン同士の差分画像を、2回分の測定データからバックグラウンド画像と同時に再構成するアプローチを提案し、小さい変化でも検出できる可能性を示した<sup>31)</sup> (Fig. 12). また、X. Laiらは、心臓 SPECT画像再構成として、安静時と負荷時の差分を同時推定する手法を提案した<sup>32)</sup>. いずれも、2回分の測定データからベースとなるバックグラウンド画像と小さな変化である差分画像を推定することで、よりバックグラウンド画像に関する測定データ量が多くなるため、統計誤差が少なくなり、雑音を低減させることに成功している.

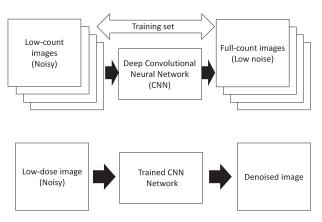


Fig. 13 Basic idea of using the deep learning for PET imaging to improve image quality

### 8. Deep Learningを応用した画像再構成

機械学習の分野では近年、ニューラルネットワークを発展させたDeep Learningの技術が急速に発展し、大きな注目を浴びている。CTやMR画像に比べてPET画像は学習用のサンプルの入手が困難であったり、画素値のばらつきが大きい、反復ごとに雑音レベルが異なるなど問題があるため、単純X線撮像やCT、MRなどほかのイメージング装置で爆発的な広がりを見せている自動診断技術への応用は

まだ進んでいないが、まずはPET画像の高画質化のために用いられ始めている (Fig. 13). 例えば、K. Kimらと K. Gong らは、それぞれ雑音除去に適用した $^{33),34}$ . また、C. O. da Costa-Luis と A. J. Reader らはアーティファクト低減に適用した $^{35}$ . そして、D. Hwang らは放射能分布と減弱係数分布の同時推定に応用してクロストークを低減した $^{36}$ . 雑音除去以外の Deep Learning 応用としては、H. Qian らにより、多重散乱を含んだ散乱補正を行うために、1回散乱のプロファイルから多重散乱のプロファイルを推定する試み、及び 2 Dでの検討として、物体の減弱係数分布とエミッションのサイノグラムから、すべての散乱のサイノグラムを直接推定する試みが報告され、今後改善が必要ではあるもののかなり期待の持てる結果が示されている $^{37}$ .

### 9. ま と め

本稿ではイメージング機器やそれを支える要素技術について,2017 IEEE NSS & MIC, RTSD の動向や放医研での研究もとに,その最先端の研究や装置開発についてのトレンドや各研究について紹介を行った.紹介したように核医学イメージングやその周辺の分野では,現在も様々な新しい方式や技術が提案・開発されている.今後もこれらの動向を追っていく必要があると思われる.

### 参考文献

- Mizumachi Y, Uenomachi M, Yoshihara Y, et al.: Doublephoton coincidence imaging for cascade sub-MeV gammarays with Ce:GAGG scintillator based Compton camera. IEEE NSS&MIC 2017, N-16-2
- Liprandi S, Takyu S, Aldawood S, et al.: Characterization of a Compton camera setup with monolithic LaBr3(Ce) absorber and segmented GAGG scatter detectors. IEEE NSS&MIC 2017, M-08-110
- Takyu S, Liprandi S, Nishikido F, et al.: Development of a DOI-based Compton camera for nuclear medicine application. IEEE NSS&MIC 2017, M-08-003
- Yoshino M, Kamada K, Shoji Y, et al.: Development and performance evaluation of high energy resolution Compton-PET hybrid detector based on Ce:Gd3Ga2.7Al2.3O12, Eu:SrI2 and CeBr3 scintillators. IEEE NSS&MIC 2017, N-33-1
- Lee H, Lee T, Lee W: A Compton camera using a single 3D position-sensitive LYSO scintillator. IEEE NSS&MIC 2017, N-23-089
- Huang H: Point-spread function modelling for prompt gamma imaging. IEEE NSS&MIC 2017, M-08-104
- Aso T, Matsushita K, Nishio T, et al: Reconstruction of irradiation field from prompt gamma-rays in Geant4 based proton therapy simulation. IEEE NSS&MIC 2017, N-37-4
- Barrio J, Etxebeste A, Granado L, et al.: Improving MA-CACO, a Compton telescope for treatment monitoring in Hadron Therapy. IEEE NSS&MIC 2017, M-11-5
- Takeda S, Orita T, Moriyama F, et al.: Double-photon emission imaging of 111-In with a high-resolution Si/CdTe Compton camera. IEEE NSS&MIC 2017, M-15-010

- 10) Yoshida E, Tashima H, Okumura Y, et al.: Concrete realization of the whole gamma imaging concept. IEEE NS-S&MIC 2017, M-21-2
- 11) Takyu S, Ahmed A M, Yoshida E, et al.: Suitability of a 280 ps-CRT non-DOI detector for the helmet-neck PET. IEEE NSS&MIC 2017, M-15-001
- Liu X, Xu T, Xia Y, et al.: A novel TOF-PET detector based on SiPM and Cherenkov radiation. IEEE NSS&MIC 2017, M.03.040
- Sharyy V, Canot C, Alokhina M, et al.: Development of Cherenkov detectors for TOF PET. IEEE NSS&MIC 2017, M-08-012
- 14) Brunner S E, Dachs F, Gruber M, et al.: Hybrid scintillators/Cherenkov radiators as cost-effective TOF-PET detectors: BSO versus BGO. IEEE NSS&MIC 2017, M-07-5
- 15) Peng P, Du J, Bai X, et al.: Improving crystal identification in flood maps using communication between adjacent SiPM arrays. IEEE NSS&MIC 2017, M-15-018
- 16) Nogami M, Hitomi K, Nagano N, et al.: Evaluation of TlBr detectors for prompt Gamma-Ray detection for proton therapy. IEEE NSS&MIC 2017, R-07-009
- 17) Nagano N, Hitomi K, Onodera T, et al.: Feasibility study of using thallium bromide detectors for single photon emission computed tomography. IEEE NSS&MIC 2017, R-07-038
- Hitomi K, Nogami M, Nagano N, et al.: Development of thallium bromide detectors for Compton imaging. IEEE NSS&MIC 2017, R-11-1
- Ariño-Estrada G, Du J, Kim H, et al.: Orthogonal strip TlBr detectors for PET. IEEE NSS&MIC 2017, R-18-4
- Nishikido F, Takada E, Nogami M, et al.: Organic photodiode detectors for heavy ion beam measurement. IEEE NSS&MIC 2017, R-16-1
- Gelinck G: X-ray detector-on-foil using solution processed photodiodes: Lower cost, lighter and curved. IEEE NSS &MIC 2017, ODM-4
- Basirico L: Organic crystals as flexible ionizing radiation detectors. IEEE NSS&MIC 2017, ODM-5
- 23) Yakunin S: Lead halide perovskites as a novel solutionprocessed material for direct conversion X-ray detectors. IEEE NSS&MIC 2017, ODM-3
- 24) Mehranian A, Belzunce MA, McGinnity CJ, et al.: Multimodal weighted quadratic priors for robust intensity independent synergistic PET-MR reconstruction. IEEE NS-S&MIC 2017, M-02-1
- Ellis S, Mallia A, McGinnity CJ, et al.: Guided image reconstruction for multi-tracer PET. IEEE NSS&MIC 2017, M-02-2
- 26) Nuys J, Dupont P, Stroobants S, et al.: Simultaneous maximum a posteriori reconstruction of attenuation and activity distributions from emission sinograms. IEEE TMI 18 (5): 393–403, 1999
- 27) Heußer T, Berker Y, Freitag MT, et al.: Emission-based joint estimation of patient and hardware attenuation distributions for hybrid PET/MR imaging. IEEE NSS&MIC 2017. M-20-1
- 28) Feng T, Wang J, Zhun W, et al.: Constant determination and simultaneous activity and attenuation estimation using TOF data and single events. IEEE NSS&MIC 2017. M-20-4
- 29) Berker Y, Karp JS, Schulz V: Joint reconstruction of PET attenuation and activity from scattered and unscattered data. IEEE NSS&MIC 2017, M-08-049
- 30) Brusaferri L, Bousse A, Efthimiou N, et al.: Potential ben-

- efits of incorporating energy information when estimating attenuation from PET data. IEEE NSS&MIC 2017, M-04-4  $\,$
- 31) Ihsani A, Dutta J, Johnson K, et al.: A differential PET image reconstruction method for improved sensitivity of Tau protein deposition in alzheimer disease progression monitoring. IEEE NSS&MIC 2017, M-20-2
- 32) Lai X, Petibon Y, Fakhri GEl, et al.: Joint reconstruction of stress imaging and reversible map for cardiac SPECT imaging. IEEE NSS&MIC 2017, M-20-3
- 33) Kim K, Wu D, Son YD, et al.: Penalized PET reconstruction using CNN prior. IEEE NSS&MIC 2017, M-02-5
- 34) Gong K, Guan J, Liu CC, et al.: PET image denoising using deep neural network. IEEE NSS&MIC 2017, M-02-6
- 35) da Costa-Luis CO, Reader AJ: Deep learning for suppression of resolution-recovery artefacts in MLEM PET image reconstruction. IEEE NSS&MIC 2017, M-12-6
- 36) Hwang D, Kim KY, Kang SK, et al.: Noise reduction and crosstalk correction in joint activity and attenuation reconstruction using deep learning. IEEE NSS&MIC 2017, M-15-097
- 37) Qian H, Rui X, De Man B:Deep learning models for PET scatter estimation. IEEE NSS&MIC 2017, M-04-1

# 論文紹介

# 〈連載:RPT誌特集〉

# 最近のRPT誌レビュー論文から

Title: Dynamic chest radiography: flat-panel detec-

tor (FPD) based functional X-ray imaging

Author: Rie TANAKA

Radiol. Phys. Technol. 9: 139-153, 2016

和訳タイトル: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

著者:田中利恵

Dynamic chest radiography (胸部 X線動態撮影)とは、動画対応フラットパネルディテクタ (flat-panel detector: FPD)を用いて低線量連続撮影を行う次世代 FPD イメージングである。動画対応 FPD を用いて、立位もしくは臥位にて、呼気・息止め・吸気の 3 位相を 10 秒程度かけて撮影する。高い X線検出効率を誇る FPD は、従来の胸部単純 X線撮影と同等の被ばく線量での X線動画検査を実現した。総被ばく線量は、国際原子力機関 (IAEA)の定める胸部単純 X線撮影ガイダンスレベル (1.9 mGy) 以内である。必要な性能を備えた装置さえあれば、従来の胸部 X線検査時に付加的に実施可能な、+10 秒の X線機能イメージングである。

1980年代から、I.I-X線TVシステム等を用いた肺機能 イメージングの研究開発が行われてきた. しかし、様々な 技術的制約を受け、実用化されるには至らなかった. この 状況を変えたのが、2000年に入って実用化された動画対 応 FPD である。 FPD の広い撮像視野は、肺全体の観察と 左右の横隔膜の同時評価を可能にした. 呼吸過程を撮影し た胸部X線動画像には、横隔膜・肋骨・心壁の各種運動が 投影されている。特に注目したいのが、肺換気・肺血流に 起因するX線透過性(=画素値)の機能性変化である (図1). これらは、造影剤を使用しなくても、胸部X線動 画像上に微小な画素値の変化として描出されている. しか し、肉眼での評価は極めて困難である. この問題を解決し たのが、各種デジタル画像処理技術である。 わずかな画素 値の機能性変化の定量化・可視化が可能になり、動画対応 FPDを用いた低線量動画イメージングによる肺機能評価 の実現性が高まった (図2,3). 現在,動物実験ならびに 臨床試験により、診断能ならびに適応範囲を検証している 段階にある.

肺野内の呼吸性濃度変化から、様々な生理現象をリアルタイムに理解できることから、将来的には術中支援や救急 医療に応用される可能性もある.

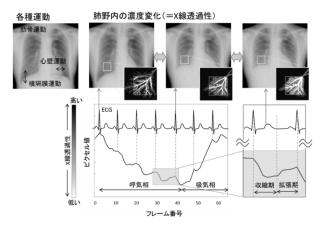


図1 胸部 X 線動画像に投影されている動的変化/機能性変化

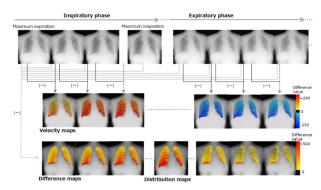


図2 肺機能マップ作成アルゴリズム

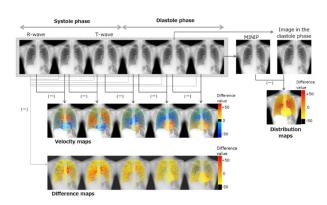


図3 肺血流マップ作成アルゴリズム

この総説では、次世代FPDイメージング『Dynamic chest radiography』について、その技術概要・初期臨床研究の成果・課題・将来展望が詳らかに解説されている.

執筆者:真田 茂(公立小松大学),田中利恵(金沢大学)

Title: Overview of deep learning in medical imaging

Author: Kenji SUZUKI

Radiol. Phys. Technol. 10: 257-273, 2017

和訳タイトル:医用画像分野におけるディープラーニ

ングの概要 著者:鈴木賢治

この総論は、最近多くの分野で利用されている機械学習 (Machine Learning: ML)の一つである深層学習 (Deep Learning: DL)に関して、その研究の歴史を振り返りながら、DLが導入される前後で、何がどのように変化したかをいくつかの隆昌研究における課題別に解説している (Fig. 1). 特に著者が開発したDLの一つである MTANN (Massive Training Artificial Neural Network:膨大な学習量のANN)<sup>1)</sup>と代表的なDLの一つである畳み込みネットワーク (Convolutional networks: CNN)とを比較して、その構造や性能の違いについて、これまでの解析結果を踏まえて解説している点が他の総説と大きく異なる点であろう.

この総説は5つのセクションで構成され、最初の緒論に続いて、医用画像におけるML研究の流れの解説が行われている。このセクションにおける著者の主張で興味深いのは、多くの研究者は"Deep Learning"という言葉に惑わされて、多くのDLは深い層を構成している考えているが、実は、4層以上の構成であればDLと呼べるので、正確には、画像そのものを入力とするMLをDLと認識すべきだという点である。

DLが広く普及する前にこの総説の著者が開発し、多くの研究により、その有用性を示してきたMTANNは、画像を入力とするMLという点において、DLの一種ではあるが、一般的なCNNとは、畳み込み処理をCNNでは、ネットワークの中で行うのに対して、MTANNでは、ネットワークの外部で行うという点が異なる。そのために、MTANNはCNNと比較して計算時間を短くすることが可能で、また、学習に必要とされる試料枚数も非常に少ない(Fig. 2).

上記以外にも本篇では、MLの応用例として、病変と非病変の鑑別、病変の種類の鑑別、検出、領域抽出、骨陰影の減弱や、一般にブラックボックスと呼ばれているMLのニューラルネットワーク部分の評価法など、これからDLに関する研究を始めようとする方には、ぜひ、目を通していただきたい内容となっている。

### 参考文献

Suzuki K, Armato SG 3rd, Li F et al.: Massive training artificial neural network (MTANN) for reduction of false positives in computerized detection of lung nodules in low-dose computed tomography. Med. Phys. 30: 1602–1617, 2003

執筆者:白石順二 (熊本大学)

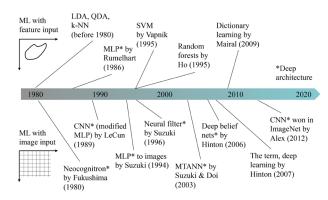


Fig. 1 画像認識および医用画像分野におけるMLの歴史 そこには大きな種類の異なる流れが2つあり、DLが盛んに なる2013年以前は画像特徴量を入力とするMLが主流で あったが、DL導入後は、(それまでにすでに長い歴史はあっ たが)画像そのものを入力とするMLが主流となっている.

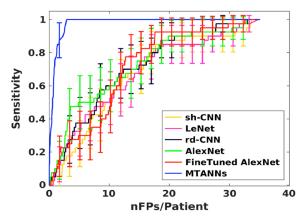


Fig. 2 CT画像における結節候補影の鑑別診断における性能 の違いを同じデータベース,同じ設定条件でMTANNと いくつかの主要な CNN モデルとを比較した結果

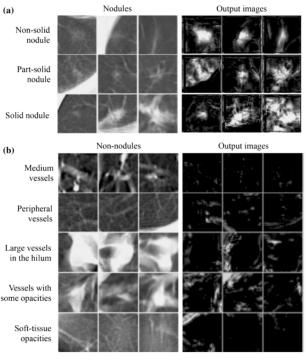


Fig. 3 CT画像における肺結節影の検出におけるMTAANの 入力画像と出力画像の例

Title: Physics of epi-thermal boron neutron capture

therapy (epi-thermal BNCT) Author: Ryoichi SEKI et al.

Radiol. Phys. Technol. 10: 387-408, 2017

和訳タイトル: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)

著者: 関 亮一, 他

ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)の研究は、古くから原子炉で発生する熱中性子を用いて行われてきたが、最近、加速器を用いて発生させた中性子線(主に熱外中性子)を用いることができるようになり、それを用いた研究が盛んになってきている。本レビュー論文は、熱外中性子BNCTの物理を基礎から臨床につながる部分まで詳しく述べたものである。

本レビューでは、最初にBNCTの特徴を概説し、続いて熱外中性子BNCTによる線量付与の構成要素を示している。すなわち、熱外中性子BNCTによる線量付与は、腫瘍に対しては主に $^{10}$ Bの熱中性子捕獲反応の生成物( $^{4}$ Heと $^{7}$ Li)と生体構成物質との相互作用により行われ、正常組織に対しては、熱外中性子および熱中性子の水素原子核(陽子)と窒素原子核との相互作用によることが述べられている。また、生体中での中性子の減速過程を詳細に検討し、治療可能な深さDが中性子線の入射エネルギーEnの対数に比例することを導いている。

続いて、モンテカルロシミュレーションを単純な円筒形数値ファントムに対して行い、AD (advantage dose) およびAD30を計算している。ここで、ADおよびAD30は、図1に示すように正常組織のピーク線量と腫瘍線量が1:1および1:3になる深さである。図2、図3は、それぞれ中性子の入射エネルギーとADおよびAD30との関係を示す。図より数keVの入射エネルギーに対して、これらが最大となることがわかる。さらに脳腫瘍の臨床例をモデル化して、線量分布を計算し、治療利得(腫瘍線量と正常組織のピーク線量の比)を求め、図4を得ている。この場合も1-数keVの入射エネルギーのとき。治療利得は最大となる。

以上のように、本論文は第一線の研究を網羅するレビュー論文というよりは、BNCTの初学者が、BNCTの物理を知るための解説という方が適している。英語は分かりやすく、物理的な記述は段階的かつ分かりやすいので、BNCTの初学者だけではなく、多くの方(特に大学院生など若い方)に(BNCTを題材とした)物理的思考を理解するための教材として読んでいただけるとよいのではないか。

### 参考文献

 Seki R et al.: Physics of epi-thermal boron neutron capture therapy (epi-thermal BNCT). Radiol. Phys. Technol. 10: 387–408, 2017

執筆者:遠藤真広(医用原子力技術研究振興財団)

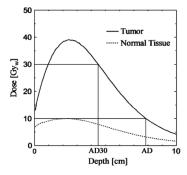


図1 ADおよびAD30の定義<sup>1)</sup>

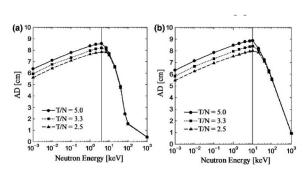


図2 中性子エネルギーとADの関係. T/N は腫瘍と正常組織の<sup>10</sup>Bの比. 腫瘍の<sup>10</sup>B濃度は30μg/g (図a), 90μg/g (図b) <sup>1)</sup>

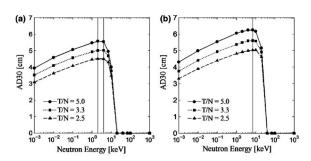


図3 中性子エネルギーとAD30の関係. T/Nは腫瘍と正常組織の $^{10}$ Bの比. 腫瘍の $^{10}$ B濃度は $30\mu$ g/g(図a),  $90\mu$ g/g(図b) $^{11}$ 

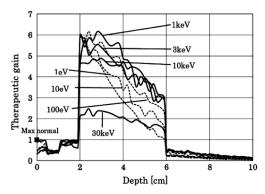


図4 深さと線量利得の関係. 1-数keVの入射エネルギーの とき最大となる. <sup>1)</sup>

Title: Energy-sensitive photon counting detector-

based X-ray computed tomography Author: Katsuyuki TAGUCHI

Radiol. Phys. Technol. 10: 8-22, 2017

和訳タイトル: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

著者:田口克行

1895年に Wilhelm C. Röntgen によって発見された X線 は、すぐに医療に用いられるようになったが、主に用いら れていたのは連続X線であった.しかし、連続X線を用い ているにもかかわらず、画像に利用されているのは積算さ れた単一のエネルギー値であり、その幅広いエネルギーの 情報はほとんど利用されていなかった。近年、エネルギー 感受性光子計数検出器 (energy-sensitive photon counting detector: PCD) が開発され、医療分野でも利用されるよう になってきた. 特に, 医療用X線コンピュータ断層撮影 (CT)では、画像診断用にPCD-CTシステムのプロトタイ プが構築されるようになってきたことから、これらのシス テムについて本総論で評価を行っている. PCDは、現在の CT検出器であるエネルギー積分型検出器(energy integrating detectors: EID) とは全く異なるメカニズムを使用 することによってX線を検出している. 特に、エネルギー 帯域(bin)ごとに光子を数え、撮像すべき対象組織の分子 レベルでの情報を得ることができる. 具体的には、被写体 の実効原子番号や質量密度を求めることが可能になる. し たがって、これらのPCD-CTは、分子CTイメージングの ような概念を用いて新たな応用を可能にする. 例えば、現 在のEID-CTでスキャンした場合、明らかに異なる減弱曲 線を有するいくつかの物質が同じ画素値を示すことがあ る. PCD-CTは、現在の線減弱係数に対応したCT値で描 出されるCT画像を改善するだけでなく、被写体を形成す る物質の情報や線量低減を提供するなど革命的な装置とな る可能性がある.しかし、PCDの特性にはパイルアップや チャージシェアリングなど正確なエネルギー値に影響を与 える現象もあるので、臨床利用においてPCD-CTを開発す るための総合的な努力が必要である. この総論ではPCD, PCD-CTシステムの、現状と潜在的な臨床応用の将来の予 測について解説している. 現在, PCDの研究や開発や行っ ている研究者、PCDを用いた臨床装置への応用を考えてい る研究者にとって必須の解説書であると考える.

執筆者:小寺吉衞(名古屋大学)

Title: Fifty years of computer analysis in chest imaging: rule-based, machine learning, deep learning

Author: Bram van GINNEKEN

Radiol. Phys. Technol. 10: 23-32, 2017

和訳タイトル: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

著者: Bram van GINNEKEN

今から半世紀ほど前の1966年に、コンピュータ支援診断 (computer-aided diagnosis: CAD) という言葉が科学文献に初めて登場した<sup>1)</sup>. CADの分野においては、胸部単純X線像や胸部CTは、初期のころから常に開発対象の一つとして注目されてきた.

この総説では、セクション1でCADの歴史と、CADの初期に活用されていたルールベース法に、どのようにして機械学習が取り込まれ、そして、胸部領域におけるCADの取り組みに深層学習が不可欠となった現状に至るまでを解説した上で、セクション2では、その深層学習の歴史と現況を多くの参考文献やウェブサイトを引用しながら解説している。ここで、深層学習には、様々な機械学習が含まれるが、この総説では代表的な深層学習の一つである畳み込みネットワーク(Convolutional networks: convnets)についてのみ、解説を行っている。

セクション3からは、胸部画像のコンピュータ解析に関する様々な研究について、その歴史と技法の変化を解説している。セクション3では、胸部単純X線像における肋骨影の検出と除去(減弱)について述べられており、最近、商品化された画像処理が普及する以前の研究の流れがわかって非常に興味深い。

セクション4と5では、肺葉(上葉、中葉、下葉)の境界の抽出や、気管部の検出におけるコンピュータ解析技術の変遷について解説し、セクション6では、CTにおける肺結節影の検出について、セクション7ではCTにおける肺結節の鑑別診断について解説している。これらのに含まれるCAD研究のスタイルは、肺野以外の領域においても共通する部分が多く、ここでは深層学習の導入前後における技術開発の方法の変化が解説されている(Fig. 1参照).

以上のように、この総説は、これからCAD研究を始める人にとっては、非常に参考になると思われるので、ぜひ、目を通していただければと思う.

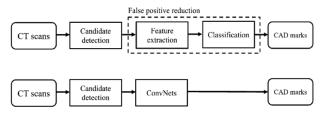


Fig. 1 伝統的なCAD手法(上段)と深層学習が導入された 後のCAD手法(下段).

### 参考文献

 Lodwik GS: Computer-aided diagnosis in radiology: A research plan. Invest. Radiol. 1: 72–80, 1966

執筆者:白石順二 (熊本大学)

Title: Two-dimensional breast dosimetry improved using three-dimensional breast image data

Author: J. M. BOONE, A. M. HERNANDEZ, J. A. SEIBERT

Radiol. Phys. Technol. 10: 129-141, 2017

和訳タイトル: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

著者: J. M. BOONE, A. M. HERNANDEZ, J. A. SEIBERT

本論文では、CTを用いた多数例の三次元乳房画像の解析を行い、従来の二次元乳房撮影における平均乳腺線量 (MGD)の線量計測を改善する3つの重要な問題点として、(1)皮膚厚、(2)乳房密度:乳腺含有率、(3)乳房密度:乳腺分布、について議論している。

皮膚の平均厚は、従来の乳房モデルの4-5mm厚に対して1.5mm厚であり、これまで平均乳腺含有率は50%とされていたが、16-20%であると報告されている。さらに、乳腺分布は従来乳腺と脂肪が一様に混合されているとした均質ファントムモデルであったが、実際には乳腺は不均質に分布しており、乳房中心に集まっていることが示されている。これを考慮し、モンテカルロ法を用いたモデル計算においては、乳房体積の17%が乳腺(100%)を乳房中心にガウス分布状に設定し、残りの83%体積を脂肪(100%)に設定して行われている。

以上、3つの解剖学的な改善点を考慮した乳房撮影の線量評価において、MGDの指標となるDgNが結果的に30%減少することが示されている。したがって、これまでに評価されたMGDは30%過大評価となる。

本論文で提案されている詳細な乳房モデルは、乳房サイズに応じた乳腺の不均等分布、及び乳腺の均等分布と不均等分布でのDgNの相違について、X線スペクトルを重ね合わせて示してある.

執筆者:荒木不次男 (熊本大学大学院)

Title: The current status of eye lens dose measurement in interventional cardiology personnel in Thailand Author: Anchali KRISANACHINDA, Suphot SRI-MAHACHOTA, Kosuke MATSUBARA Radiol. Phys. Technol. 10: 142–147, 2017

和訳タイトル: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現状

著者:Anchali KRISANACHINDA, Suphot SRIMAHACHOTA, Kosuke MATSUBARA

心血管インターベンション治療の従事者は、放射線防護 具が適切に使用されていない場合、眼の水晶体の線量が高 くなることが指摘されている。現在、水晶体線量に関する 日常的な測定のための適切な方法は存在していない。現 在、心血管インターベンション治療に関与している心臓専 門医、看護師、診療放射線技師の3mm線量当量による水 晶体等価線量の測定が、パイロット研究として2015年以 来、タイ国内12施設で実施されている。

そのうち、King Chulalongkorn Memorial Hospitalで実施した 42名の心血管インターベンション治療の従事者を対象とした職業被ばくの線量測定では光刺激ルミネセンス (optically stimulated luminescence, OSL)線量計を使用し、全ての対象者が1つ目の InLight OSLバッジを1cm線量当量の測定のために放射線防護衣の内側の腰の位置に、2つ目の InLight OSLバッジを $70\mu$ m線量当量および3mm線量当量の測定のために放射線防護衣の外側の襟の位置に着用した。また、16名の心血管インターベンション治療の従事者の水晶体線量の測定のために、放射線防護メガネの内側および外側に100円に110

その結果,得られた年間の平均実効線量および水晶体等価線量は0.801 mSv および5.70 mSv であった. nanoDot OSL線量計で測定された年間の平均水晶体等価線量は右眼で8.059 mSv, 左眼で3.552 mSv であった. また,2名の心臓専門医について,放射線防護メガネの左外側の線量計より得られた水晶体等価線量が年間20 mSv を超えていた.

このレビュー論文では、まず職業被ばくにおける水晶体等価線量限度が見直された経緯を紹介した後に、放射線と白内障の関係、放射線による白内障リスクを推定するための方法、および水晶体線量の測定方法について、それぞれ分かりやすく解説している。また、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に関するパイロット研究の一部として、筆頭著者および第二著者の所属施設であるKing Chulalongkorn Memorial Hospitalで、16名の心血管インターベンション治療の従事者を対象として実施された水晶体線量測定の概要が紹介されている。この研究の詳細な結果は後日、別の原著論文において報告しているので1、併せて参照されたい。

### 参考文献

 Matsubara K, Lertsuwunseri V, Srimahachota S et al.: Eye lens dosimetry and the study on radiation cataract in interventional cardiologists. Phys. Med. 44: 232–235, 2017

執筆者:松原孝祐(金沢大学医薬保健研究域)

# 国際学会参加記

# ASTRO2017参加報告

馬込大貴\*,水谷拓也

駒澤大学大学院 医療健康科学研究科 診療放射線学専攻

### Report of ASTRO2017

Taiki MAGOME\*, Takuya MIZUTANI

Department of Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences, Komazawa University

### 1. はじめに

2017年9月24日~27日の4日間、アメリカのサンディエゴにて開催された第59回米国放射線腫瘍学会(American Society of Radiation Oncology: ASTRO)に参加し発表いたしました。今回の開催地であるサンディエゴはアメリカの西海岸に位置する都市で、日本からの直行便も運行されております。連日晴れの日が続き、気温も25°C前後と非常に過ごしやすい4日間でした。サンディエゴは"ファイタータウン"とも呼ばれており、基地の街でもあります。アメリカ太平洋艦隊の基地も設置されています。開催会場である San Diego Conventional Center はパシフィコ横浜の3倍ほどの広さで、国際会議の規模の大きさを目の当たりにしました。会場は海岸沿いにあり、会場から見る海の景色は最高でした。

### 2. 演題発表

我々の研究室からは、修士1年の水谷が「Survival time prediction after radiotherapy for malignant glioma patients based on clinical and DVH features using support vector machine」というタイトルでポスター発表を行いました、機械学習を利用して神経膠腫患者の放射線治療後の生存期間を予測するという内容です。DVHから得られる情報に

加えて、患者に関する臨床データ(年齢、性別など)を考慮することで予測精度が向上するという研究成果を発表しました。水谷にとって初めての海外発表でしたが、何人かに質問を受けました。日頃の英語研究ミーティングの成果もあり、なんとか英語で受け答えすることができました。短い会話ではありましたが相手とコミュニケーションを取れたということは大きな自信に繋がりました。

### 3. 主なトピック

今年のASTROは、免疫療法(immune therapy)と機械 学習(machine learning)がメインのトピックである印象



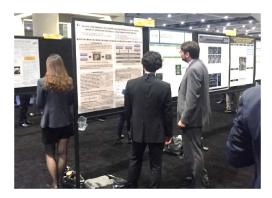
San Diego Convention Center



今年のASTROの会場で最も広い会議室

E-mail: magome@komazawa-u.ac.jp

<sup>\*</sup> 駒澤大学大学院 医療健康科学研究科 診療放射線学専攻 [〒154–8525 東京都世田谷区駒沢 1–23–1]
Department of Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences, Komazawa University 1–23–1 Komazawa, Setagaya-ku, Tokyo 154–8525, Japan



ポスター発表の様子

でした.

最も大きく取り上げられていたテーマが免疫療法でした。アブスコパル効果を起こすため、免疫療法と放射線治療の組み合わせに関する前向きの臨床治験などがスタートしているとのことです。釈迦に説法となってしまいますが、アブスコパル効果とは、放射線治療時に照射野範囲外の腫瘍も縮小する現象のことで、免役反応が関連していることが明らかになっています。アブスコパル効果は非常に稀な現象だと思っていましたが、この効果を自由に操り、治療成績を劇的に向上させることができる日も遠くないのではないかと感じました。

医学物理分野の演題では、多くが機械学習に関連するものであり、Best of physicsのセッションでも機械学習の応用研究が高く評価されていました。AmazonやGoogleといった大企業がこのような分野への進出を検討しているとの情報もあり、かなり注目されている印象でした。医学物理士だけでなく、多くの放射線腫瘍医も機械学習に関する研究発表を行っていました。なかでもDeep learningを放射線治療に応用する研究発表がいくつかあり、非常に興味を持ちました。そのうちの一つを紹介すると、直腸の線量分布を展開図の様に開いて2次元の画像にし、Stanford大学が公開しているImageNetという大量の画像データを学習済みのDeep learningモデルを直腸出血の予測に応用するという研究でした。

### 4. ユーザーミーティング

ASTROが開催される1日前にVarian社主催のユーザーミーティングがあり、参加させていただきました。そこではVarian社の新技術や新製品の紹介が行われていました。余談ですが、駒澤大学に新たに設立された放射線治療人材教育センターでは、Varian社と共同で最新の装置や周辺機器を用いたトレーニングが可能ですので、是非お越し下さい。新製品として紹介されていたHalcyonは六角形状の治療装置で、従来のIMRTと比較すると約30%治療時間が短縮するそうです。



会場の正面玄関にて



サンディエゴの街並み

### 5. その他

世界中から様々な国の方々が参加されていましたが、アジア圏では中国とインドの方が多いイメージでした。このままだと中国やインドがアジアをリードし、日本はそれらの国についていくことになりそうですが、そうはなってほしくないものです。積極的に研究成果を世界に発信する必要性を痛感しました。

ASTROの会場に、iPadを使ったアンケート入力コーナーがありました。質問は、「この先3~5年で解決するべき課題は何か」というものでした。iPadで入力するので、すぐに他の人の回答を見ることができます。他の人たちが未来のことをどう考えているかということを知ることができたので非常にありがたかったです。入力されていた回答の一部を挙げると、「放射線治療と免疫・ナノ療法との統合」、「寡分割照射は放射線治療の新しいスタンダードなのか」などの意見がありました。また、公演中に聴講者のスマートフォンのアプリからアンケートを集計し、その場でスライドに表示するという試みも多く行われていました。

### 6. まとめ

新しい放射線治療の進む方向性を強く感じることができた4日間でした。時代の流れと共に医学物理士に求められる仕事内容は変化しつつあると思います。我々の研究して

いる機械学習についても様々な研究がなされており、今後 ますます活発に研究されていくのではないでしょうか. ま だまだ未熟ではありますが、その一員として研究成果を発 信できる様、精進していきたいと思います. また、今回 ASTROが開催されたサンディエゴという街は、一生住み たいと思えるぐらい素敵な街でした. 今後も多くの国際会 議に参加して見聞を広めつつ、自分達の研究成果をアピー ルしていきたいと思います.

最後に、このような機会を与えて下さいました医学物理 学会編集委員会委員長 長谷川智之先生、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

# IEEE Medical Imaging Conference (MIC)参加報告

山本誠一\*

名古屋大学医学系研究科医療技術学専攻

### Report of IEEE Medical Imaging Conference (MIC)

Seiichi YAMAMOTO\*

Radiological and Medical Laboratory Sciences, Nagoya University Graduate School of Medicine

IEEE Medical Imaging Conference (MIC) は、PET やSPECT、PET/MRI、X線CTなどの核医学診断装置や放射線医療機器の研究開発に関する、おそらく世界最大の学会である。高エネルギー物理計測や放射線計測一般の演題を中心とするIEEE Nuclear Science Symposium (NSS)と同時に開催される。しかし、NSSとMICの研究分野は重複しており、似た発表内容も多い。NSSとMICのジョイントセッションもあり、そこでは双方の参加者が共通に興味を持つ演題が発表される。

今年のMICは、米国、ジョージア州アトランタのHyatt Regency in Atlanta で行われた(図 1). Hyatt Regency in Atlanta は巨大なホテルで、NSS、MIC、展示会とも、そのホテルの地下1階と2階のみで開催された。筆者は学会場のホテルに滞在したが、学会期間中はホテルから出る必要がなく、ほとんどホテル内ですごした.

今年のIEEE NSS&MICの参加者は、約1,650人で、米国が最も多く、欧州、アジアからの出席者も多い、投稿数はNSSとMIC合わせて1,400演題程度で、半分弱がMIC





図1 会場の Hyatt Regency in Atlanta (上) と IEEE NSS&MICの受付(下)

の演題である。アジアからの出席者は日本が最も多く約150人、次に中国で100人程度、韓国が60人程度である。 驚いたことに同時に開催されたBrain PET Workshopには100人以上という多くの研究者の参加があった。

MICの発表形式は、口頭発表の割合が約2割で、残りがポスター発表である。口頭発表の割合が少ない分、発表時間が15分、質疑応答2分と長く、研究背景などを発表に余裕を持って含めることができる。発表によっては研究内容が薄く、研究背景がやたらと長いものも含まれるが、全体的には良い発表が口頭発表に選ばれていた。

NSSとMICの開催中に、展示会が開催され、いろいろと役に立つ情報を得ることができる。日本の放射線計測に関連する企業も出展しており、知り合いの方も多く、英語を喋るのに疲れた時などに日本語で話ができ、息抜きになる。日本には世界的なシンチレータや光センサーの企業があり、この分野の発展に大きく貢献している。まず、IEEE NSS&MICの展示会に出展していた日本企業の一部を紹介する。

日本はこれまでシンチレータの分野で世界をリードしてきた.この学会やシンチレータの学会で、世界で最も活躍しているグループの一つである東北大学の吉川研究室が設立したC&Aは、展示会にブースを設け多くの新しいシンチレータを展示していた(図2左)。またオキサイドは最近、日立化成のシンチレータ事業を引き継ぎ、LGSOやGSOを展示していた(図2右)。これらのシンチレータメーカーは当該研究分野で、日本のみならず世界の研究を支える重要な存在であり、日本の宝である。

世界を代表する光関連企業の浜松ホトニクスも展示場に出展していた(図3). 浜松ホトニクスは, これまで光センサーとしては光電子増倍管 (PMT) の展示が主であったが, 最近は半導体シリコンフォトマル (Si-PM) が多くなっている. またセンサーを組み込んだ, 同時計数装置などのシステムの展示も行っていた. 最新の Si-PM の紹介などを浜松ホトニクス専務の山本さんが行っておられ, 大変な迫力であった. 浜松ホトニクスの製品紹介も毎年, 大きな会場を借りて発表会形式で行っており, この発表も山本専務自身が毎年行っているようだ.

<sup>\*</sup> E-mail: s-yama@met.nagoya-u.ac.jp

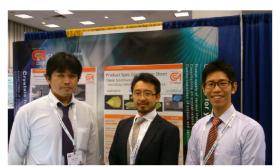




図2 学会の展示会場に出展している日本のシンチレータメーカー: C&A(左)(中央が東北大の吉川先生)とオキサイド(右)(左が社長の古川さん,右が以前日立化成におられた石橋さんで最近オキサイドに移られた)



図3 浜松ホトニクスの展示場:山本専務(左)と筆者(右)

この学会の良いところは、世界中のこの研究分野の友人に会えることである。この学会に欠かさず毎年出席する研究者も多く、数十年にわたりこの分野の研究を継続し、学会に参加している研究者もいる。筆者も数十年来の友人がこの学会には多く、彼らに会えることがこの学会の楽しみの一つである。胸部用PET装置(PEM)を世界で初めて開発した Chris Thompson を見つけたので、筆者の学生もPEMを開発している関係から記念写真をお願いした(図4左)。すでに70歳半ばと思われるが、未だ研究を継続しており、見習いたい。韓国のPET研究者にも知り合いが多く、ソウル大学のLee教授とは長い付き合いで、いろいろお世話になっている(図4右)。彼にこの写真を送ってあげたところ、この学会の最もすばらしいところは、多くの友人と会えることだと言っていたが、全く同感である。

日本からの研究者とも話ができることもこの学会の良いところである(図5).この学会はスケジュールに余裕があり、レセプションに参加される日本人研究者も多いので、普段は一緒に話をする機会の少ない人たちと話ができ、共同研究などに繋がることもある。今回の学会中にも、いくつかの国内外の施設と共同研究の話が上がり、その一部はすでに開始している。

そろそろ学会発表の紹介に入りたいと思う. PET装置 開発の研究は、最近、やり尽くされたように筆者は感じているが、そんななかでも新しい試みは継続している. PET の分野で最も注目されているのは、体軸方向に2m前後の

視野幅を持つ全身用PET装置の開発である。米国のUC DavisのSimon Cherryのグループは、EXPLOLARとい う2mの体軸方向視野を有するPET装置の開発中である (図6). この巨大なPET装置は、検出器の製作、電子回路 の設計製作、ソフトの開発など大変な労力を要するため、 メーカーの協力が不可欠である. 大手医療機器メーカーは 採算面から開発を請け負わず、どうなることかと心配して いたところ、中国のUnited Imagingという新興医療機器 メーカーが協力することになった. United Imaging は, すでに米国MD AndersonのGary Wongらの開発した PMTを用いたPET装置を販売し、その後、Si-PMを用い たPET装置の販売も始め、さらにSi-PMを用いたPET/ MRIの開発も終了しており驚異である. このSi-PM PET 装置をベースに2mのPET装置を開発しているようだ. 今回の学会ではMini EXPLOLAR という小型のPET装置 を発表していた.

驚いたことに、1か所の研究所が開発を始めると、世界中で類似の開発が始まるのが大型医療機器の研究開発分野の不思議なところである。理由としては、他に有望な研究アイデアかないためと、同じことをやっておれば安全であるとの考えによるのではないかと筆者は感じている。大型医療機器は開発は大きなコストがかかり、一方で予期せぬ致命的な現象に遭遇することもあり、リスクが大きい、ペンシルバニア大学は、これまでもフィリップスと関係が深かったが、フィリップスとデジタルシリコンフォトマル(dSi-PM)を用いた70cm体軸方向視野のPET装置の開発を行っている(図6右)、70cmの体軸方向視野があれば、体の重要臓器を一度に撮像可能であり、臨床的には2mのPET装置と類似の情報を得ることが可能と思われる上、フィリップスも将来的に商品化しやすい。欧州でも1m程度の体軸方向視野のPET装置の開発計画があることを耳にした。

このように、体軸方向視野の広いPET装置開発が流行りであるが、この種のPET装置の開発を世界で初めて行ったのは、実は日本の研究グループである。おそらく最初の装置は、頭部と胸部を同時撮像するために、20年ほ



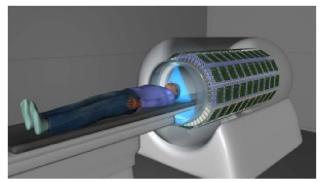


図4 学会で出会った昔から知っている研究者たち: Thompson博士 (左写真の中央) と筆者の研究室の学生, Lee教授 (右写真の右) と Choi教授 (右写真の左)





図5 NSSに主に出席されていた日本の研究者の方々(左)とMICに出席されていた方々(右:左からQSTの山口先生、山谷先生、河地先生)



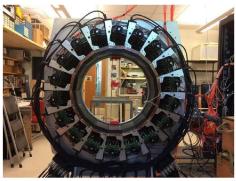


図6 UC Davis の開発中の2mの体軸方向視野を有するPET装置: EXPLOLAR (https://bme.ucdavis.edu/blog/building-theworlds-first-total-body-pet-scanner/) (左) と PENN-PET EXPLOLAR (http://www.med.upenn.edu/pennpetexplorer/) (右)

ど前に開発されたDual PET装置(Iida et al., J Nucl Med, 1998)と思われる。この装置は筆者も開発に関与したが、2台の全身用PET装置を組み合わせ、頭部と心臓部を同時撮像可能にしO-15の定量測定などに使われた。別の日本発の装置は浜松ホトニクスが開発した全身用PET装置で、約70cmの視野を持ち、15年ほど前からPET検診に使われている(Watanebe et al., IEEE TNS, 2004)。このように考えると、TOF-PETの再構成や小動物用PET装置の開発も日本が世界に先駆けて行ったが、日本のPET開発は世界の15年から20年以上も先行していたことになり興味深い。現状日本の医療機器メーカーがPET市場において、存在感が薄いのが悔やまれる。

頭部用PET装置の開発も、盛んに行われており、テー

マの一つになっている. 頭部用PET装置の開発に関しては,量子科学技術研究開発機構(QST)のグループの開発した装置が口頭発表され,注目を集めていた(図7).

学会最終日の後で開催されたBrain PET Workshopも、多くの参加者と発表があり、大変盛況であった。頭部用PET装置の開発以外にも、PET/MRIやヒト用SPECT装置の発表もあり、現在の核医学機器関連の最新状況を知るのに役立った。頭部用の小型Si-PM PET装置を複数のベンチャー企業が開発していることも分かり興味深かった。ウエアラブルPET装置に関しては、中国のグループが、数キログラムの重さのSi-PMを用いた頭部用PET装置を発表していたが、これはバージニア大学のStan Majewskiのアイデアとほぼ同じであった。類似の発表が似たような

# The First Helmet-Chin PET Prototype GSOZ 2.8 x 2.8 x 7.5 mm\* 4-layer DOI High-sensitive PMT (64ch) 11 det/ 3<sup>rd</sup> ring 15 det/ 2<sup>rd</sup> ring 15 det/ 2<sup>rd</sup> ring 15 det/ 1<sup>rd</sup> ring 25 3mm inner diameter 7 det 54 DOI detectors: "only 1/4 of whole body PET (potential cost reduction) NICS 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所

図7 QSTの田島先生の発表(左)と発表されたヘルメット型PET装置(右)

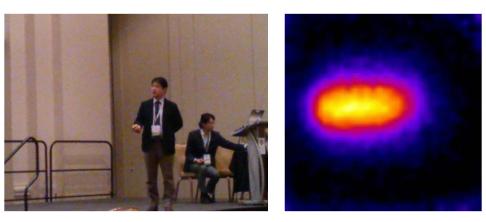


図8 山口先生による, 炭素線照射中の制動 X 線画像化に関する発表 (左) と発表した 290 MeV 炭素線照射で得られた X 線画像 (右) (左側から炭素線を水ファントムに照射)

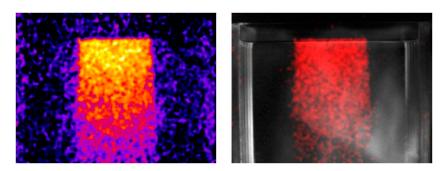


図9 120kVのX線照射による水の発光画像(左)とファントムの光学画像との融合画像(右)(オレンジの部分がX線照射による発光)

時期に行われるのも、この学会の不思議なところである。

最近、粒子線治療中の線量画像化が注目されており、多くの発表があった。その中で注目を集めていたのが、炭素線治療中に発生する低エネルギー制動X線をピンホール型ガンマカメラで画像化する方法である(図8)。この発表はQSTの山口先生により行われ、その鮮明な画像は、会場の研究者を驚かせた。発表後には、多くの研究者に取り囲まれて質問を受けていた。

筆者もチェレンコフ光閾値以下のエネルギーの放射線照 射による発光画像化に関する口頭発表を行った. 一般には チェレンコフ光閾値以下のエネルギーの放射線照射では, 水は発光しないと考えられているが、筆者らは、陽子線や 炭素線などの粒子線のみならず、低エネルギーの診断用の X線でも水が発光することを発見し、今回発表した(図9). この発光は極めて安定で、エネルギー直線性もあり、線量 測定に使える可能性が高い、発表したチェレンコフ光閾値 以下のエネルギーでの放射線照射による発光の研究は、現 状、筆者らグループのみが行っているが、10年か20年先 には、この学会の主なテーマになるのではないかと期待し ている。

今回紹介したMICで発表された研究内容は、約500演題の内のごく一部である。筆者の関連する研究内容に限定

され、また個人的な好みが強く、大変偏った内容になったことをお詫びする。他にも興味深い発表が数多くあったが、筆者の限られた知識と興味、執筆のための労力の関係で紹介できないのが大変残念である。今年(2018年)はオーストラリアのシドニーで開催される予定で、参加が楽しみである。この学会は、米国、ヨーロッパ、太平洋に面

した地域(アジアを含む)で開催地を変えながら順番に行われる。今後、英国(マンチェスター)と米国(ボストン)での開催が決定しており、その後、2021年の開催地として現在日本が候補に挙がっている。ぜひ日本でのNSS&MIC開催を実現したいものである。

# 国際学会参加記

# RSNA2017参加記

小林隆幸\*

北里大学北里研究所病院 診療技術部 中央放射線科

### Report of RSNA 2017

Takayuki KOBAYASHI\* Kitasato University Kitasato Institute Hospital

### 1. はじめに

私は普段は診療放射線技師として臨床業務に従事しながら、北里大学大学院医療系研究科に社会人大学院生として在学している。2017年11月26日(日)から12月1日(金)に開催された北米放射線学会(Radiological Society of North America: RSNA2017)に参加してきた。この度はその参加報告の機会を頂いた。学術誌面上ではあるが、学術的な記載は皆無な紀行記として、肩の力を抜いて読んで頂ければ幸いである。

### 2. RSNAとは

RSNAは2017年で第103回目の開催となる世界最大の放射線医学に関する学術大会である。医学物理学会会員の皆様にとってはRSNAよりもAAPM (The American Association of Physicists in Medicine)のほうがなじみ深いかもしれない。そこでRSNAとAAPMの歴史を比べてみるとAAPMの設立が1958年であるため、RSNAの歴史に驚かされるばかりある。学会は米国イリノイ州シカゴのマコーミックプレイスで開催され、定置開催となっている。海外旅行の友である『地球の歩き方』誌にもマコーミックプレイスの年間行事の中にRSNAが記載されているほどである。街中の街灯にはRSNAの旗が掲げられ、RSNA期間中はシカゴの街中がRSNA一色となる。筆者もシカゴオへア空港で入国審査の際に入国理由を尋ねられ「RSNAに参加する」と答えたところ「OK、楽しんで」と入国審査員に言われたほどである。

RSNA2017の大会テーマは "Explore. Invent. Transform"であった.参加者は学会発表で5万2,657人とのことであった.大会長はメイヨークリニック放射線科教授のRichard L. Ehman, MDが務められ、学会初日に行われた基調講演の中で、これからの放射線医学には技術革新とその臨床応用が大切であると述べられていた.日本では毎年4月にJRCとして日本医学放射線学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会の合同で学術学会が行われており、これはまさしくEhman大会長の目指すような学術大会であり、今後本邦の3学会の更なる交流と共同研究が進むことを期待しながら、基調講演を聴講した.

### 3. RSNAへ参加するには

RSNAの演題登録メ切は例年4月中旬で、JRC開催期間 の前後である. RSNAでの発表カテゴリーは大きく分けて Education Exhibit と Scientific Exhibit に分けられ、更に Scientific Exhibit & Scientific Paper & Scientific Poster & 分けられる. Scientific Paper は口述発表で、Scientific Poster はポスター発表である. Scientific Poster はエディ ターの判断でScientific Paperに振り替えられることもあ る. 筆者もRSNA初採択時にこの洗礼を受け、天国から 地獄に落とされた気持ちになった経験がある(今となって は非常に良い経験となっている). また演題の補欠制度が あり、ポスター発表にもかかわらず「口述発表演題の取り 下げが出た場合、口述発表も行ってもらいます」と採択の メールに記載されていることもある. Scientific Poster は ポスター発表であるが、JRCでも主流となってきている 電子ポスターシステムで、指定された日時に決められた ブースの大型モニター前での質疑応答の義務(30分間) が発生する. Education Exhibit は電子ポスターによる発 表と紙ポスターによる発表が演題登録時に選択できる. 紙 ポスターはスペースが大きく取られており目立つため、多 くの人に自分の発表を見てもらえるチャンスがあり、電子 ポスターに比べ良いものだなと感じた(ポスター作成を考 えると躊躇してしまう). ちなみに筆者は今回Scientific Poster (写真1) と Education Exhibit にて Dual Energy CTについての発表を行った.

無事に演題が採択されれば、発表用のスライド(ポスター)を作成し、会期の約1ヶ月前までにRSNAのWebサイトからデータをアップロードする。データ容量によってはアップロードに時間がかかることがあるので、時間に余裕を持って作業を行うことをお勧めする。

また演題採択され現地に行くことが決定した際には、RSNAのWebサイトから参加登録と航空券・ホテルの手配を行う。ホテルは参加登録の際にRSNAのWebサイトから予約をすることも可能である。もちろん価格も他のサイトと遜色ない価格である。なお、立地と価格の安いホテルから埋まってしまうため、ホテルの予約だけは早めに行うことをお勧めする。シカゴはアメリカでも有数の大都市

<sup>\*</sup> E-mail: kobataka@insti.kitasato-u.ac.jp



写真1 電子ポスター会場での筆者



写真2 イルミネーションが綺麗なミシガンアベニュー

であるが、治安はやはりアメリカである。そのためホテルはループエリア、リバーノース、マグニフィセントマイルの3エリアから選択するのが無難である。これらの地域は会場までの無料シャトルバスが巡回しており、学会会場に行くにも至便である。特にマグニフィセントマイルはミシガンアベニュー(夜のイルミネーションが特に綺麗である)を中心にショッピングスポット、飲食店などが集中しており特にお勧めである(写真2)。ホテルは日本と同じでピンからキリまであるが、一番注意しなければならないのがこの時期はRSNA価格であることである。何もない時期の2倍程度の価格である。今回も早い時期にマグニフィセントマイルのエコノミーホテルを予約したが、6泊で約10万円強の出費となった。英会話に問題のない方はAirbnbやホームステイなどを利用するのもよい。

### 4. シカゴへのフライトとホテル

筆者は通称「青組」とよばれるANAマイラーである. 数年前から羽田空港-シカゴ オヘア空港の直行便が就航 しており、今回はこの便を利用することとした. 出発日は 11月25日(土)で、シカゴ到着も時差の関係で11月25日 である. ただこの便はシカゴに早朝(7時)に到着すると いう弱点がある. 早朝にシカゴについてもホテルには チェックインできない. しかもRSNA会期中のシカゴは 真冬の寒さである. 大きなスーツケースを持ちながら, 外 を歩き回るには厳しい季節である. そこで今回は空港近く のアウトレット施設(Fashion Outlet of Chicago)に行き, 時間を有効活用することにした. アウトレットへは函館五 稜郭公園の大須田氏と秋田県立脳血管研究センターの大村 氏とご一緒した. 空港では2時間程度, たわいもないお しゃべりにて時間を潰し、空港からタクシーで10分弱の アウトレットへ突入した. 11月25日はブラックフライ デーの翌日である. アウトレットもブラックフライデー価 格になっている店も少なくない. 筆者はアメリカ発祥のブ ランド "C" にて妻のお土産用にマフラーを購入した. 実 は "C" は店内全品が70%オフとなっており、定価200ド ルのマフラーを60ドルで手に入れることができた(もち ろん妻には内緒である).

### 5. RSNAのプログラムについて

RSNA は教育に非常に力を入れている学会であり、毎日 教育セッションが多数用意されている. RSNA2017では Education Course は434コース用意されていた. その中 でもAAPMとジョイントした教育セッションは筆者の研 究内容や臨床へフィードバックできることが多く非常に参 考になった。毎朝、8時頃には会場へ行き、興味のある教 育セッションを聴講することから1日を始めるのが日課と なった. 今回の教育講演の中で勉強になったのが、Duke 大学 Ehsan Samei 教授による AAPM Task Group233 (TG233)についての進捗状況報告である. TG233は逐次 近似(応用)再構成など近年のCT装置の技術革新によっ て画像評価の画一化が難しくなっている現状を打破するた めにAAPMによって進められているグループ研究である. その班長がSamei教授である. Samei教授から直接進捗 とその概要を聴講でき個人的には今後の研究の一助となる ものであった. その他に会場では教育講演や口述発表を聴 講することはもとより、空いた時間は電子ポスターを閲覧 したり Technical Exhibit (機器展示) 会場での最新機器 情報を得たりしていた (写真3). Technical Exhibit 会場 はSouth Hall と North Hall に分かれており、それぞれが JRCの機器展示会場ほどの面積であり、会場内を隅から 隅まで歩くだけで一苦労である. 各メーカーがRSNAで 最新技術・装置発表の場としており、最新の知見が得られ る良い機会である.

RSNA2017ではTechnical Exhibit 会場でAI 関連企業の展示をまとめたブース (Machine Learning Showcase) が設けられていた(写真4). モダリティメーカーだけでなく、Google, NVIDIAといった今までRSNAでは見たことのなかったIT企業の出品が多く見られた. 今後AI に関



写真3 Technical Exhibit 会場の風景



写真4 Machine Learning Showcaseの風景

しては眼を離せない分野である。また数年前は3Dプリンターが同様の扱いであったが、現在は3Dプリンターも当たり前の存在として研究対象なっていることを考えると、本当に研究のトレンドがもの凄いスピードで変化していると肌で感じた。

なお、RSNA2017で発表された演題数はScientific Paperが1,712題、Scientific Posterが867題、Education Exhibitが1,812題であった.

### 6. シカゴ (観光・食事)

シカゴは建築の街とも呼ばれ多くの高層ビルや有名な建造物がある。街中を散歩するだけでも非常に楽しい街である。読者の皆様は「ER」という海外ドラマをご存じの方も多いと思う。日本では1996年から放映されたドラマで、放送開始当時は大学生であった筆者は、放送を毎週楽しみにしていた。このドラマは舞台がシカゴであり、RSNAに初参加した際に、ドラマで見たような景色が目の前に広がり興奮が収まらなかったことを覚えている。有名な建物としてはトランプタワー、ウィリスタワー、333ウエストワッカー・ドライブ、リグレービルなどがあるが、筆者のお勧めはジョン・ハンコック・センターであり、ここからの夜景を楽しんでいただきたい。最上階にはBarがありそこからの夜景は絶品である(写真5)。その他の観光としてのお勧めは美術館・博物館巡りである。特にシカゴ美術



写真5 ジョン・ハンコックセンターからの夜景

館は1日では回りきれないほどと言われている。その他に シカゴ現代美術館、科学産業博物館、フィールド博物館、 国際外科医学博物館、シェッド水族館などがあり家族で 行っても退屈しない街である。

またシカゴは音楽の街でもあり多くのライブハウス(現地ではMusic Venue と言う)があり、手ごろな価格で生演素を聴きながらお酒を楽しめる店が多くある。今回筆者は藤田保健衛生大学の辻岡先生らとキングストーンマインズ(写真6)というライブハウスで音楽とお酒を楽しんだ(辻岡先生、楽しい夜をありがとうございました)。この店には2つのステージが用意されており、交互に2つのバンドが演奏していくため、ステージチェンジの時間がなく、常に演奏が行われている。入店時に12~15ドルを支払い手にスタンプを押してもらう(これにより店外に出ても再入場が可能になる)。入店後バーカウンターで飲み物を注文し、席に着き音楽を楽しむことができる。迫力ある生演奏を体感でき、しかもお酒が飲めるなんて、これ程の贅沢はありません。RSNAご参加の際には是非足を運ばれることをお勧めする。

シカゴの名物料理としてガイドブックなどで紹介されているのはホットドッグ、イタリアンビーフ、ピザである。その中でも筆者のお勧めは高さ5cmのディープディッシュピザである(写真7). 初めて見たときの感想は「凄いボリューム・・・、、さすがアメリカ!」というものだったが、味は本当に美味しく、食が進む. 熱々のシカゴピザとビールの組み合わせは最強の組み合わせであり、中年となった筆者にとっては食べ過ぎ注意である. その他に肉料理は基本的に絶品である. ステーキなどは量に注意が必要であるが、基本的に赤身肉が中心であり、思ったよりも胃にもたれない印象がある. 今までは主に夜の食事について述べた. 次に昼食について述べたいと思う. RSNAはランチョンセミナーがない. ちなみに ECR (European Society of





写真6 ライブハウスの外観と演奏風景



写真7 ディープディッシュピザ

Radiology)ではランチョンセミナーが用意されている(極端に待ち人数の少ない列に並んだところベジタリアン用のランチボックスを手渡された苦い経験がある)。したがって自身で昼食を取ることになるのだが大抵は会場内のマク

ドナルドやフードコート, 売店で購入した軽食などですませることがほとんどとなる. 価格が高い割に大味であり, 日本のありがたさを最も痛感する時であった. 安くて美味 しいものがある日本は本当に素晴らしい.

### 7. 最後に

RSNAに参加されたことのない方は、是非一度RSNAに参加されては如何であろうか、発表もさることながら研究へのモチベーションを得る最高の場となることは間違いない。

最後に、このような駄文・長文に最後までお付き合い頂いた読者の皆様に感謝するとともに、このような執筆の機会を頂きました北里大学医療衛生学部 長谷川智之教授、大学院の指導教官である同大学 五味勉教授、臨床業務を行いながら研究活動をサポートしてくれる北里大学北里研究所病院 矢内原医師、橘川医師、中央放射線科の諸兄に深謝する.

# 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

川村愼二\*

帝京大学福岡医療技術学部

### Report of AOCMP 2017

Shinji KAWAMURA\*

Department of Radiological Technology, Faculty of Fukuoka Medical Technology, Teikyo University

#### 1. はじめに

2017年11月4日から7日にインドのジャイプール(ラジャスターン州都)においてThe 17<sup>th</sup> Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP 2017) が開催された.この学術大会はAsia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics (AFOMP) が主催し、International Organization for Medical Physics (IOMP)やInternational Atomic Energy Agency (IAEA) が共催する形で実施されている。今回、AOCMP2017に参加しての所感を報告する.

#### 2. AOCMP 2017の概要

AOCMPは、AFOMP副代表のDr. Arun Chouguleの地元のジャイプールのSMSメディカルセンターで開催された。大会のメインテーマは"Advances in Medical Physics: Shaping the future of modern healthcare"とされ4日間で、30ヶ国から850名の参加者があった<sup>1)</sup>. 放射線治療、核医学、放射線診断物理学、生物物理学、医用生体工学、放射線生物学、放射線安全管理学などの医学物理学に関する最新の話題を含む40を超えるセッションやIOMPなどによる16の医学物理学教育コースも開催された。また、この学術大会ではAAPMやEFOMPなどから著名な方々の招待講演が開かれた。今回の学会最終日はThe 5<sup>th</sup> In-



写真1 AOCMP2017メインホール

ternational Day of Medical Physics (IDMP) の記念式典と関連プログラムが実施された. これについては、次節で詳しく説明する.

学術大会は、メインホール(写真1)含む4会場の他に電子ポスター会場(写真2)や屋外に装置・機器の展示ブースが設けられていた(写真3). 私は2日目の午後、メインホールの密封小線源のセッションで発表を行った. この大会に参加して、開催国のインドを中心に、男女を問わず多くの医学物理分野で研究を行っている大学院生やポスドクなどの若手研究者が多いということを感じた.

大会期間中のランチとディナーは、大会参加費に含まれており、写真4のように屋外にランチ会場が設営されていた。curryを中心にさまざまな郷土料理が準備されていた。



写真2 電子ポスター会場



写真3 屋外の展示会場

E-mail: kawamura@fmt.teikyo-u.ac.jp

<sup>\*</sup> 帝京大学大学院保健学研究科 診療放射線科学専攻 [〒836–8505 福岡県大牟田市岬町6–22] Division of Radiological Sciences, Graduate School of Health Sciences, Teikyo University, 6–22, Misaki-cyo, Oomuta, Fukuoka 836–85056, Japan



写真4 屋外のランチ会場の様子



写真5 歓迎セレモニーのChari dance (民族舞踊)



写真 6 Dr. Arun Chouguleと筆者

焼きたてのナンはいくつかの種類があり、とても美味しかった。インドでは菜食主義者が少なからず存在するため、ベジタリアン用の料理コーナーが作られていた。これは我が国で国際学会を開催するにあたり検討しておくべきと考える。学会初日の夜は歓迎セレモニーが実施され、インド国内でも有名なダンサーたちがラジャスターンの伝統的なChari dance(民族舞踊)を披露した(写真5)。地元インドの方々からは多くの歓声が上がっていた。日本では「おもてなし」文化が取り沙汰されているが、この学会に参加して大会長のDr. Arun Chougule(写真6)をはじめ、大会運営に関わった方々の「おもてなし」の気持ちを感じることができた。

#### 3. International Day of Medical Physicsの祝典

IOMPは2013年から医学物理の発展を記念した日として International Day of Medical Physics (IDMP) を 11 月



写真7 IDMPイベント行進

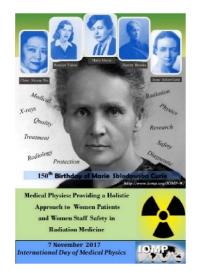


写真8 5<sup>th</sup> IDMPポスター

7日に設定して祝典を実施してきた. これは,放射能の発見者であり医学物理学の扉を開いたMarie Sklodowska Curie (キュリー夫人)の生誕日である. 2017年はキュリー夫人生誕150周年の記念すべき年にあたり,今回のAOC-MP 2017ではキュリー夫人の科学への貢献<sup>2)</sup>を称え "Medical Physics: Providing a Holistic Approach to Women Patients and Women Staff Safety in Radiation Medicine"というテーマで女性医学物理士を中心に講演やテーマ討論などが実施された. この様子はIAEAやWHOにおけるイベントとともにウェブ動画配信され,地元のメディアや新聞紙上でも広く取り上げられた. また,IDMPの記念式典では、医学物理の医療への貢献と女性物理士の功績を啓発するため、IDMP参加者がバルーンリリースに続いてポスターや旗を掲げて行進するイベントが行われた (写真7).

写真8はAOCMP2017において生誕150周年を記念して作成されたポスターである。今後もIOMPではIDMPの祝典の活動を全世界に向けて実施する予定である。今後、当学会においても、毎年11月7日にIDMPを記念したイベントが開催されるかもしれない。

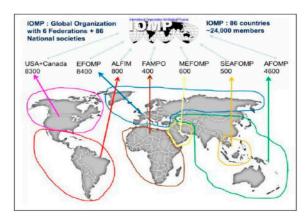


写真9 IOMP組織体系と各連合組織の所属物理士

#### 4. AFOMPについて

ここでAFOMPについて説明する. 現在,全世界の医学物理士は24,000名と報告されている<sup>3)</sup>. その医学物理士は各国の医学物理学会や物理士会に所属している. 全世界86ヶ国の学会・団体は,大陸や地域ごとの7つの連合組織を作り,それを統括している組織が,前出のIOMPである. 写真9に医学物理士連合組織の領域と医学物理士の在籍数を示す<sup>3)</sup>.

AFOMPはアジア、オセアニアの19ヶ国の学会や団体 が参加した組織であり、医学物理士数がEFOMPやUSA +Canadaに続いて3番目の連合組織である。しかし、も ともとアジアには医学物理教育機関や臨床研修のプログラ ムが少なく. 医学物理士を育成することが難しい状況で あった. 加えて. 多くの優秀な医学物理士は先進国に流出 してしまうという負のスパイラル状態であった. このよう な状況の中で、IAEAやIOMPが中心となってアジア地域 の医学物理教育を援助してきた経緯がある. そこで. 2000年7月にシカゴで開催されたWorld Congress 2000 において、IOMPの国際的な枠組みの一つとしてAFOMP の設立が宣言された、組織の目的は、アジア・オセアニア 地区の医学物理士 (学会・団体) が相互に連携することに よって,教育・訓練,標準業務の改善に取り組み,医学物 理士の質の向上と国境を越えた協力と交流を行うことであ る<sup>4)</sup>. 今回, AOCMPに参加して, IOMPをはじめ多くの 組織活動との連携が図れていることや、若手研究者が確実 に育成されていること、およびAFOMPに限らず多くの国 や組織からの参加者がおられた. AFOMPの目的に向けた 活動は確実に実を結んでいることが理解できた. 当学会も AFOMPの活動に積極的に関わる必要があると感じた. ち なみに、当学会の Radiological Physics and Technology (RPT) 誌は2015年に正式にAFOMPのオフィシャル ジャーナルとして認定された。今後、さらなる学術的交流 の推進を期待したい.



写真 10 Hawa Mahal



写真11 日時計 (サムラート・ヤントラ)

### 5. インド渡航の所感

今回, 初めてインドに渡航した. 学会の合間にジャイ プール市街を観光した. ジャイプールは首都デリーと世界 遺産のタージマハルで有名なアグラと相互に約200kmの 距離にある三大観光地の一つである.「ピンクシティ」と 呼ばれているとおり、ジャイプール市街をタクシーで行く と街全体がピンク色の土壁で作成されていた。写真10は Hawa Mahalという建物である. 観光施設の一つにジャ ンタル・マンタル (Jantar Mantar) という歴史的な天文観 測施設が観光化されていた. サムラート・ヤントラ (写 真11) という日時計は、高さ27.4mの巨大な建造物で、 1分の目盛りが30分割されており2秒単位で時刻を知るこ とができる観測機である. 中心の一直線の斜面の先は北極 星を指している. 施設の規模と精度に圧倒された. この他, 天体の緯度、経度や高度を観測する機器など天文学や占星 術に関わる12の天体観測機器があった. 建設された1700 年台当時、インドでは天文学が盛んに研究されていたこと が理解できた. インド人は頭が良いという話をよく聞く が、この世界文化遺産を見て、歴史的にもその素地がある と改めて感じた.

ジャイプール市街地の道路は車やオート力車と呼ばれる 三輪タクシーがあふれかえっており、常に混雑していた. 道路のあちこちでクラクションが響き、少しの隙間を逃さ ず割り込む運転が日常のようである。空港に帰るタクシー の運転手が、インドの運転は「良いブレーキと良いクラク ション、そして良い頭が必要」といって自分の頭を指さし ていた。なるほど合点がいった。

日本への帰路は、ジャイプールからデリー経由で成田に帰る予定であった。しかし、ローカル便が5時間の遅れで、デリーでの国際線乗り継ぎができずに急遽、空港近くのホテルに泊まることになった。翌朝は曇り? 実はデリー空港は記録的な大気汚染で視界の利かない状況であった。振り返るといろいろとあった旅行であったが、なぜか、インドへはもう一度行ってみたいという気持ちになる不思議な魅力のあるところであった。

#### 6. さいごに

今回,紹介したAFOMPの第3代会長として,当学会名 營会員で昨年11月にご逝去になられた稲邑清也先生が務 められていた.稲邑先生は積極的に海外学会に参加され AFOMPの活動にも尽力された。今回のAOCMP2017においても最初に参加登録され、ご講演も行われる予定であったが、実現はできなかった。大会長のDr. Arun Chougle も稲邑先生のご逝去の報を心から悼み、News Letter に追悼文が掲載している $^{5)}$ . 稲邑先生の国際的な活動のご貢献と功績を称え、謹んで哀悼の意を表します。

### 参考文献

- Arun Chougule RV: A report on AOCMP-AMPICON 2017, Jaipur, Rajasthan (India). AFOMP News Letter 10(1): 40, 2018
- Jean-Claude R, Nusslin FM: Curie's contribution to Medical Physics. Physica medica: PM: An international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: Official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB) 29(5): 423–425, 2013
- Tabakov S: Global number of Medical Physicists, its grows 1965–2015 and predictions for the future. AFOMP News Letter 10(1): 19–24, 2018
- Suh TS: The activities and roles of AFOMP. AFOMP News Letter 10(1): 25–28, 2018
- Chougule A: Remembrance Late Prof. Kiyonari Inamura. AFOMP News Letter 10(1): 40, 2018

# 施設紹介

# 東海大学医学部付属病院放射線治療科の紹介

#### 1. はじめに

東海大学医学部付属病院は、医学部が1974年に創設さ れ、1975年から付属病院が開院した40年余りの歴史を持 つ病院である. 神奈川県伊勢原市の大山の麓に本院があ り, 1983年に東京病院, 1984年に大磯病院, 2002年に 八王子病院の3つの付属病院が開院した. 伊勢原市にある 本院は神奈川のほぼ中央に位置し、北に丹沢山系、南に湘 南海岸(相模湾),西に箱根,東に東京,と素晴らしい立 地に恵まれた環境にある. 加えて開院した当初から先端的 な病院であり、田宮二郎主演の『白い巨塔』の舞台となっ たそうである. 現在においても2006年に804の病床数を 持つ新棟が建ち先端医療が施行されている (写真1). 当 院は「ヒューマニズムと科学の調和をはかり、新しい医療 体制の確立をめざす」の理念を掲げ、40年以上にわたっ て国内外の広い範囲にわたって貢献をしてきた. 当院の理 念等の詳細はhttp://www.fuzoku-hosp.tokai.ac.jp/about/ policy/philosophy/をご覧頂きたい.

### 2. 放射線治療について

放射線治療科は伊勢原の本院と八王子病院にあり、高精度放射線治療が施行されている。本院のスタッフは医師7名,技師11名程度,看護師2~3名程度,物理士3名,メ



写真1 東海大学医学部付属病院外観



写真2 待合の様子

ディカルセクレタリー2名、受付2名の体制で年間1,000 例弱の治療を行っている(写真2~4). 2016年まで2台体制(Clinac 21EX 2台)での治療が行われていたが、2017年からTrueBeam STxの稼働が始まり、合計3台体制での運用が開始された(写真5). 八王子病院では2名の医師のもと、技師3名程度、看護師1名程度、受付1名程度、物理士1名で、1台のNovaris Trilogyで運用されている. IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) は 2010年から開始しており VMATに移行してからはIMRTの治療割合が増えつつある。本院では2台の装置で、八王子病院でも VMATが施行されており、近年では頭頸部、前立腺癌はほぼ全例 VMATで治療されるようになってきた。また IMRT だけでなく、Vision RT 社製の Align RT とGate CTが導入され、2017年からは DIBH (Deep inspiration breath hold) も積極的に行われるようになった。ま



写真3 受付業務の様子



写真4 看護師業務の様子



写真5 アクセプタンスの様子



写真6 Varisouce iX



写真7 QAの様子

た高線量率小線源治療も行われており、主に子宮頸がんに対し治療が行われている。国内では比較的少ないがVarian 社製のVarisouce iX(写真 6)を運用しており、外照射も含めて全ての治療計画がEclipseで構築されるため非常に効率的に治療が行われている。更に2015年からIGBT (Image-guided brachytherapy)も開始された。外照射、腔内照射共に、これまで以上により精度の高い治療が行われるようになってきたことが当院の特徴である。

このように、この数年で当院では、新しい治療機器の導 入、治療手法の導入が次々に行われており、このため品質 管理の重要性も急速に増している (写真7). 当院では年 に1度程度の頻度で外部講師を招いて講習会等を開催,ま た、内部でも緊急時訓練等も行い安全面での運用強化をは かる等の対策を継続して進めている(写真8,9). またこ れまでは放射線品質管理委員会が品質管理を担っていた が、2015年には放射線治療品質管理室が設置され、より 包括的な品質管理体制が敷かれようになった. 品質管理者 が専属で品質管理に従事することにより機器更新における コミッショニングや、インシデントやニアミスの管理から その対策等、様々状況に柔軟に対応可能になった. 加えて. 各臨床プロトコルや、運用手順、QA手順について文書化 を開始した. この文書化は、International Organization for Standardization (ISO, 国際標準化機構) 9001 規格を 基にしたQMS(品質マネジメントシステム)の構築を基 にしており、ESTRO Booklet4を参考に文書を階層化し手 順を明確にした. この文書化によって放射線治療の様々な 状況における責任の所在, 手順, プロセス等が定義された.



写真8 当院主催の講習会の様子



写真9 緊急時訓練の様子

この取り組みは組織全体で共通理解を深めることにも役立 ち、他職種への理解にも繋がったと感じている。今後はこ の品質マネジメントシステムの運用を通して、品質改善が 継続的に進められることが課題だと考えている。

### 3. 大学院教育について

本学では医学研究科医科学専攻の修士課程に医学物理士 養成コースを設置し、2013年から医学物理士認定機構に 認定された. 本学は総合大学であり様々な分野の交流が図 られているが、本コースの入学者も、ほぼ理工系物理の学 生であることも特徴の1つである. これまでに7名の入学 者がおり、現在(2018年2月)では2名の博士課程、2名 の修士課程の学生が在籍している. また理学部物理学科の 卒研生や修士課程の学生も一緒に研究を進めており、医学 物理士養成コースの学生とお互い刺激を与えながら研究を 進めている。物理学は、基本的な原理から出発し、様々な 物理現象を法則化していく学問であるが、この考えは医学 物理にも応用できる. 広い範囲を必要とする学問であれば あるほど、この手法の重要性は増していくと考えられ、本 学では先端的な研究を通して物理特有のアプローチの基礎 を学んでいる. 医学物理は医学, 物理の広範な領域を含む が、本大学院では上述のように臨床現場で重要となる多様 な知識と技術を学び、物理士の資格はもちろん、物理的な 発想や先端技術の理解を通して医学物理分野で活躍できる 人材を育てることを目標としている.

#### 4. 最後に

当院は総合大学の付属病院であり、先端的な医療の推進 と共に地域社会への貢献が必要である。今後も、医学物理



写真10 放射線治療スタッフ

を通し、冒頭に示した当院の理念に従って、先端治療の安全な導入や、放射線治療の継続的な品質改善、大学院生の教育を通した優秀な人材の輩出を進めていきたいと考えている.

#### 謝辞

当院の素晴らしい環境は、医師、技師、看護師、受付、メディカルセクレタリー等の多くの職種のプロフェッショナルな意識と、他職種への尊敬、緊密な連携で生まれていると思います。このような環境に医学物理士として勤務できるだけでも大変光栄に思いますし、更に多くのスタッフに臨床業務はもちろん、研究においても多大なサポートを頂いております。この場をお借りして深く感謝申し上げます。

文責:株木重人

# 追悼文

# 稲邑清也先生のご逝去を悼む



昨年の11月23日に稲邑清也先生がお亡くなりになりました。 謹んで、お悔やみ申し上げます。

以下に、私と稲邑先生の思い出を記し、追悼の言葉とさせていただきます.

私と稲邑先生との出会いは、大阪大学の医療短期大学部が4年制の医学部保健学科として開学された1994年4月に、私が大阪大学医学部保健学科に着任した時からです。この時、稲邑先生は、すでに医療短期大学の教授として在籍しておられ、医学部保健学科の教授を兼任しておられました。稲邑先生は、大学では技師教育に熱心で、技師教育用に『診療放射線技術・(上巻・下巻)』、『放射線治療学』、『放射線物理学』などのテキストを執筆されました。私も『放射線物理学』などのテキストを執筆されました。私も『放射線物理学』の一部の執筆をお手伝いしました。研究では、稲邑先生は放射線治療分野で、私は放射線診断分野で、研究分野が違い、共同で研究することはほとんどありませんでした。そのため、各自が自分の分野で研究していて、研究発表の時だけ、日本医学物理学会の会場でお会いすることもありました。この頃の稲邑先生の研究テーマはPACS、電子保存関係や放射線腫瘍学広域データベースの

構築などでした.

学会では、日本医学物理学会の評議員や国際交流委員会委員長として活躍されました。国際的には、2000年に、伊藤 彬日本医学物理学会会長と一緒にAsia-Oceania Federation of Organization for Medical Physics (AFOMP)の設立に尽力され、その後、AFOMPの第3代目の会長として、アジア・オセアニアの医学物理学会で活躍されました。また、2001年9月に、稲邑先生が大会長として、日本医学物理学会学術大会を大阪大学で開催されました。この時には、私もご協力させていただきました。

それから、稲邑先生の趣味はランニングで、よく学内を 走っておられるのをお見掛けしました。これも稲邑先生の なつかしい思い出の一コマです。

以上,簡単ではありますが,思いつくままに稲邑先生との思い出を記してみました.心から稲邑清也先生のご冥福をお祈りします.

大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 松本政雄

### 稲邑清也先生 略歴

### 学歴

年	月	学	歴	
1962年		金沢大学	[学部電気工学	科卒業
1964年		大阪大学	大学院工学研究	科修士課程電子工学専攻修了
1968年		大阪大学	大学院工学研究	科博士課程電子工学専攻修了

# 職歴

年 月	職歷
1967年-1990年	日本電気(株)電子応用事業部医用電子部リニアック課
1973年	放射線医学総合研究所外来研究員(1年間)
1990年-1994年	大阪大学医療技術短期大学部教授
1994年-1998年	大阪大学医学部保健学科放射線技術科学専攻教授
1998年-2003年	大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻教授
2003年-2009年	関西国際大学経営学部教授

### 学会委員歴

年 月	学 会 委 員 歴
1993年-1995年	画像電子学会 理事
1989年-1996年	日本放射線腫瘍学会 評議員
1990年-2000年	日本医療情報学会 評議員
1991年-2000年	コンピュータ支援画像診断学会 評議員
1994年-2000年	日本医学放射線学会 評議員
2007年-2009年	日本医学物理学会 評議員・国際交流委員会委員長

# 追悼文

# 稲邑清也先生の思い出

まず、稲邑先生のご逝去を心からお悔やみ申し上げます。日本医学物理学会の松本政雄先生から、稲邑先生の追悼文を書くようにとのご依頼がありましたのでお引き受けしました。筆者と稲邑先生の個人的なお付き合いの思い出を記して追悼の言葉とさせていただきます。

まず、私と稲邑先生のお付き合いは長いのですが、稲邑 先生が日本電気(NEC)の技師をやっておられた初期の頃 と、大阪大学を定年退職後、日本医用画像システム工業会 (JIRA)の医用画像電子博物館(EMMI)の委員として活躍 されていた晩年の頃しか知りません。先生が大阪大学の教 員をやっておられた時のことは存じませんので、もし、可 能であれば何方かに書いていただければ幸いです。

稲邑先生のご略歴を拝見しますと、大阪大学大学院工学研究科電子工学専攻博士課程を修了された後、NECの電子応用事業部医用電子部リニアック課に1967年から1990年の23年間にわたり、技師として勤めておられたことが記されております。稲邑先生は1962年に開設された国立がんセンターの放射線診療部長に就任された故梅垣洋一郎先生との共同研究で、その当時としては最新の放射線治療計画装置を製作されたのであります。梅垣先生は皆様よくご存じの放射線治療の第一人者であり、筆者の恩師でもあります。新設の国立がんセンターの目玉となるリニアック治療装置と一緒に、最新のコンピュータを利用した治療計画装置を導入されたのが稲邑先生です。筆者も見学に行ったことを覚えております。

また、稲邑先生が勤務されていたNECの府中工場にも 見学のため、お邪魔したことがあります。先生は運動が大 好きで広い工場の周囲をマラソンで走っておられることも 話してくれました.

次に、最近の稲邑先生とのお付き合いはJIRAのEMMIの委員としてご一緒したことであります。このEMMIは故牧野純夫氏(元東芝メディカルシステムズ技師長)が立ち上げたもので、日本の放射線医療機器の歴史を残そうとして、JIRAの中に設立されました。初期の頃は日本医学放射線学会から故梅垣洋一郎先生や故舘野之男先生など、放射線医学の歴史に詳しい先生方も委員として活動しておられました。今はそれらの方は帰天され、委員長は掛川誠氏(元東芝メディカル核医学部門の出身)になっております。

稲邑先生はEMMIの中で、放射線治療計画装置とPACSを担当され、様々な資料を収集され、EMMIに展示されました。このEMMIはJIRAのホームページの中に、医用電子博物館の欄がありますのでそこにアクセスしますと、貴重な情報を見ることができます。

EMMI委員会はほぼ2か月に1度, JIRAで開催されており, 稲邑先生は大阪から毎回参加され, 活発に発言されていたことを覚えております.

以上、簡単ではありますが稲邑先生の思い出を記し、心からご冥福をお祈りします.

量研機構放射線医学総合研究所名誉研究員 飯沼 武 (医学物理士)

### 編集後記

00000

本号から電子版がメインの発行となり、新たにオープンアクセス化された J-STAGE 電子版で本誌をご覧になられている読者も多いかと存じます. 編集 委員会も新メンバーで再スタートです. 試行錯誤の中でご迷惑をおかけする こともあるかと存じますが何卒ご支援のほどよろしくお願い申し上げます. さて、巻頭言には赤羽恵一先生の会長就任挨拶を掲載しておりますのでどうぞご覧ください. 核医学イメージングの貴重な解説は QST の山谷泰賀先生にご依頼して取りまとめていただきました. RPT 誌レビュー論文紹介は IF 獲得を 期するなか JSRT 誌と共同掲載での新シリーズとなります. 国際学会参加記も 新連載であり、国際交流委員会との連携による企画です. ご多用中ご執筆頂きました先生方に改めて感謝申し上げます. 最後に、本号には悲しいお知らせを掲載しました. 学会で貴重なご意見を述べられる雄姿が思い浮かびます. 心からご冥福をお祈りいたします.

(編集委員長 長谷川智之)

### 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: 03–5389–6234 FAX: 03–3368–2822

#### JSMP Editorial Office:

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

ISSN: 1345-5354

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

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

### 医 学 物 理

編集委員長

長谷川智之(北里大学)

編集委員

秋元 麻未 (倉敷中央病院)

荒木不次男 (熊本大学大学院)

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 (エレクタ (株))

杉本 聡 (順天堂大学)

高橋 豊 (大阪大学大学院)

納冨 昭弘 (九州大学)

橋本 成世(北里大学)

藤崎 達也 (茨城県立医療大学)

馬込 大貴(駒澤大学)

松藤 成弘(放射線医学総合研究所)

蓑原 伸一(神奈川県立がんセンター)

山本 徹(北海道大学)

渡部 浩司 (東北大学)

公益社団法人日本医学物理学会事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町358-5

(株) 国際文献社内

TEL: 03-5389-6234 FAX: 03-3368-2822

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局: 〒169-0075 東京都新宿区高田馬場4-4-19

(株) 国際文献社内

TEL: 03-5389-6492 FAX: 03-3368-2830

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発 行します。

本誌の研究論文,資料,特集のレポート等は MEDLINEで検索できます.

# 賛 助 会 員 名

レクタ株式会社 工 株式会社応用技研 加速器エンジニアリング株式会社 住友重機械工業株式会社 株式会社通商産業研究社

東洋メディック株式会社 長瀬ランダウア株式会社 株式会社日立製作所 ユーロメディテック株式会社 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

# **Japanese Journal of Medical Physics**

# 目 次

巻 頭	<b>言</b> 会長就任挨拶 赤羽恵一······
支術報	
	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 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
ŧ	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・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
車載	:RPT誌特集〉
<b>京文</b> 紀	<b> 介:最近のRPT誌レビュー論文から</b> 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.
	小寺吉衞: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現状」Radiol. Phys. Technol. 10: 142–147, 2017.
際学	
	ASTRO2017参加報告
	馬込大貴,水谷拓也 ······· IEEE Medical Imaging Conference (MIC)参加報告 山本誠一 ·······
	RSNA2017 参加記 小林隆幸······
	アジア・オセアニア医学物理学術大会(AOCMP)に参加して 川村慎二 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
設紀	价
	東海大学医学部付属病院放射線治療科の紹介 株木重人 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
悼	
	稲邑清也先生のご逝去を悼む 松本政雄・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
	松本以雄・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・

## 【複写される方へ】

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

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会 FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい.

定価 2,000円