

# 医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2019

Vol. 39

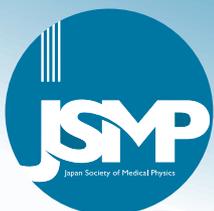
3

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

# JSMP

Japan Society of Medical Physics

教育委員会企画連載中



令和元年  
第39巻 3号



日本医学物理学会機関誌

# 目 次

## 〈連載：教育委員会企画〉

### 解 説

CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用

(3) 3D-PSFの応用1. CT画像の空間分解能特性変換と標準化

和田真一, 大久保真樹, 成田啓廣, 村尾晃平, 松本 徹…………… 61

---

## 〈連載：RPT誌特集〉

平成30年度RPT誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告

川村愼二…………… 68

### 論文紹介

RPT誌土井賞受賞論文：低コントラスト高ノイズ条件でCT画像の解像力を測定する傾斜ワイヤ法について

富永千晶, 安海弘樹, 後藤光範, 田浦将明, 本間経康, 森 一生…………… 69

RPT誌土井賞受賞論文：Radiogenomicsによるコンピュータ支援診断：遺伝子型とMR画像の形態学的変化の関心の分析

甲斐千遥, 内山良一, 白石順二, 藤田広志, 土井邦夫…………… 70

RPT誌土井賞受賞論文：放射線医学総合研究所におけるブロードビーム炭素イオン線治療の線エネルギー付与の推定

兼松伸幸, 松藤成弘, 稲庭 拓…………… 72

---

### 施設紹介

名古屋大学医学部保健学科放射線技術学専攻・大学院医学系研究科医療技術学専攻の紹介

小森雅孝, 小口 宏…………… 73

---

### 編集後記…………… 76

#### 【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

## 〈Special Issue Series: Educational Committee〉

### REVIEW

- Applications of 3D-PSF of CT Image to QA for Thoracic CT-CAD:  
Part 3. Application of 3D-PSF 1. Conversion and Normalization of the Spatial  
Resolution of CT Image  
Shinichi WADA, Masaki OHKUBO, Akihiro NARITA,  
Kohei MURAO, Toru MATSUMOTO ..... 61
- 

## 〈Special Issue Series: RPT〉

- Introduction of the Doi Award and MCA of Radiological Physics and Technology  
in 2018  
Shinji KAWAMURA ..... 68

### ARTICLE REVIEWS

- RPT Doi Awards: Tilted-wire method to measure resolution properties of CT  
images at extremely low-contrast and highnoise conditions  
Chiaki TOMINAGA, Hiroki AZUMI, Mitsunori, GOTO, Masaaki TAURA,  
Noriyasu HOMMA, Issei MORI ..... 69
- RPT Doi Awards: Computer-aided diagnosis with radiogenomics: Analysis of  
the relationship between genotype and morphological changes of the brain  
magnetic resonance images  
Chiharu KAI, Yoshikazu UCHIYAMA, Junji SHIRAIISHI, Hiroshi FUJITA, Kunio DOI ..... 70
- RPT Doi Awards: Estimation of linear energy transfer distribution for broad-  
beam carbon-ion radiotherapy at the National Institute of Radiological Sciences,  
Japan  
Nobuyuki KANEMATSU, Naruhiro MATSUFUJI, Taku INANIWA ..... 72
- 

### INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

- Department of Radiological Technology, Nagoya University School of Health  
Sciences, and Department of Radiological Sciences, Nagoya University Graduate  
School of Medicine  
Masataka KOMORI, Hiroshi OGUCHI ..... 73
- 

- EDITOR'S NOTE ..... 76

## 解説

〈連載：教育委員会企画〉

CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用  
(3) 3D-PSFの応用1. CT画像の空間分解能特性変換と標準化和田真一<sup>\*1,2</sup>, 大久保真樹<sup>2</sup>, 成田啓廣<sup>2</sup>, 村尾晃平<sup>3</sup>, 松本 徹<sup>4</sup><sup>1</sup>新潟大学 名誉教授<sup>2</sup>新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野<sup>3</sup>国立情報学研究所医療ビッグデータ研究センター (元 富士通株式会社)<sup>4</sup>千葉健生病院 (元 放射線医学総合研究所)Applications of 3D-PSF of CT Image to QA for Thoracic CT-CAD:  
Part 3. Application of 3D-PSF 1. Conversion and Normalization  
of the Spatial Resolution of CT ImageShinichi WADA<sup>\*1,2</sup>, Masaki OHKUBO<sup>2</sup>, Akihiro NARITA<sup>2</sup>, Kohei MURAO<sup>3</sup>, Toru MATSUMOTO<sup>4</sup><sup>1</sup> Professor Emeritus of Niigata University<sup>2</sup> Graduate School of Health Sciences, Niigata University<sup>3</sup> Research Center for Medical Big-data, National Institute of Informatics (Formerly Fujitsu Limited)<sup>4</sup> Chiba Kensei Hospital (Formerly National Institute of Radiological Sciences)

## 1. はじめに

本連載において、3D-CT画像で、被写体関数と3D-PSFの画像システムの線形モデルが成り立つ<sup>1)~5)</sup>こと、その際に、PSFの測定精度が重要であり、PSF精度検証法<sup>6)</sup>および、精度検証されたPSFの決定法に関する研究<sup>7)</sup>について前号までに紹介した<sup>8)</sup>。また、精度検証して決定したPSFを用いた、肺内小結節を想定した小球体のCT画像シミュレーションに関する研究<sup>9)</sup>についても紹介した。

本号では、3D-CT画像、被写体関数、3D-PSFの画像システムの線形モデルに基づく、CT画像の空間分解能特性変換法<sup>10),11)</sup>と、CT画像の空間分解能に関する画質がCADの性能に及ぼす影響に関する研究、空間分解能変換法を用いたCADのロバスト化に関する研究<sup>12)</sup>について紹介させて頂く。

CT画像は、CT撮影により得られた投影データを用いて、画像再構成処理により生成される。画像再構成処理は、X線CT装置では、再構成関数（再構成フィルター関数；reconstruction kernel）を投影データに重畳積分し、逆投影計算を行うFiltered Back Projection (FBP)が標準的画像再構成法として一般に用いられてきた。一方、低線量撮影においては、FBP再構成で画像ノイズが診断上問題になるケースがあり、そのため、低線量撮影において画像ノイズを抑えた画像再構成を行う、逐次近似応用画像再構成法<sup>13)~17)</sup>がコンピュータの計算性能の向上に伴い実用化され、利用が広がっている。しかし、現在実用化されている

逐次近似応用再構成によるCT画像においては、被写体の組成・形状と、再構成された画像CT値の間の線形性が損なわれる場合がある<sup>16),17)</sup>ことに注意が必要と考えられる。最近では、Deep Learningを用いたノイズ低減法でFBPを基礎にした再構成アルゴリズム搭載したCT装置も実用化され、低線量撮影法においてノイズ低減と、線形性の両立を目指した画像再構成法の報告<sup>18),19)</sup>も見られる。本稿は、3次元CT画像と被写体関数、3D-PSFの間の線形モデルを前提としており、断りのない限り、研究で使用する画像再構成アルゴリズムはFBP画像再構成を用いた検討である。

CT撮影において収集された投影データ (Raw Data)は、医師の診断に用いられる画像再構成後のCT画像データに比較してデータサイズが大きく、データ保管コストの観点から、一度CT画像再構成が行われた後は比較的短期間で消去され、CT画像データのみが長期間データ保管されるのが一般的である。投影データの消去後は、新たに別の再構成関数を用いた再構成を行うことはできない。画像再構成関数は、CT画像の画質を左右する重要な因子であり、retrospectiveに別の再構成関数を用いてCT画像を利用するには、投影データ消去前に多くの再構成関数により画像再構成したCT画像データを保管するか、または、投影データを消去せずに保管しておく必要がある。当然、データ保管コストの問題により、一般的臨床施設においてはこれらの選択は困難である。また、個別臨床施設におけるCT画像の画質の決定は、責任読影を行う医師の判断が最優先されることに加え、CT装置メーカー各社は、自社のCT装

\* 新潟大学

E-mail: swada\_em@emeritus.niigata-u.ac.jp

置において、診断に優れた画質のCT画像の提供を目指して独自の再構成関数を開発し、数多くの再構成関数に独自の名称を与え、その情報は一般には公開しない。そのため、特定のCT装置メーカーの再構成関数を、別のメーカーのCT装置において共有することは不可能な状況にあり、また、同一メーカーのCT装置においても、再構成関数相互の互換性に関する研究は限られている<sup>20)</sup>。これらの理由から、臨床に用いられるCT画像の空間分解能画質特性は多様<sup>7)</sup>であり、CT画像の画質特性の標準化に関する議論は進んでいない。

一方、CT画像をコンピュータにより画像解析し、診断のための情報を医師に提供する、Computer Aided Diagnosis/Detection (CAD)の研究は、胸部CT検診が提案されて間もなく研究が始まり、実際の臨床CT画像での有用性を論じた論文も数多く報告されている<sup>21)~25)</sup>。しかし、多くは、特定のCT装置メーカーのCT画像に限定した研究や、撮影・再構成条件を限定して得られたCT画像を対象とした研究である。これに対して、異なる画像再構成関数や、再構成スライス厚を用いた研究では、それらのパラメータがCADの性能に影響を及ぼすことを指摘した報告<sup>24), 25)</sup>や、画像再構成関数の違いがCT画像の定量指標に影響を及ぼすことを示す論文が報告され<sup>26), 27)</sup>、CADの信頼性に関わる課題の一つと考えられる。

これらの課題解決の方法として、著者らは、3D-CT画像と被写体関数と3D-PSFの間に成り立つ画像システムの線形モデルに基づくCT画像のPSFを用いた空間分解能画質特性変換法<sup>10)</sup>を提案した。以下にその概要を解説する。

## 2. 検証済みPSFを用いたCT画像の空間分解能画質特性変換法<sup>10), 11)</sup>

### 2.1 理論

本連載解説のなかで、幾度となく述べる次の関係が、この研究でも理論的基礎となっている。すなわち、CT画像  $I(x, y, z)$  は、次の式で記述することができる<sup>1)~4)</sup>。

$$I(x, y, z) = [O(x, y, z) ** PSF(x, y)] * SSP(z) \quad (1)$$

ここで、 $O(x, y, z)$  は、被写体関数であり、 $PSF(x, y)$  と  $SSP(z)$  は、それぞれ、患者体軸 ( $Z$  軸) に直交するスキャン平面内の2D PSF、および、 $Z$ -軸方向の1次元PSFである。 $**$  および  $*$  はそれぞれ、2次元と1次元重畳積分 (convolution) である。ここでは、CT画像ノイズとアーチファクトは無視する。

今、2つのCT画像データセットを  $I_a(x, y, z)$  と  $I_b(x, y, z)$  とし、それぞれ、異なる2種類の再構成関数 “kernel<sub>a</sub>” と “kernel<sub>b</sub>” により画像再構成されたCT画像であるとすると、

$$I_a(x, y, z) = [O(x, y, z) ** PSF_a(x, y)] * SSP(z) \quad (2)$$

$$I_b(x, y, z) = [O(x, y, z) ** PSF_b(x, y)] * SSP(z) \quad (3)$$

が成り立つ。ここで、 $PSF_a(x, y)$  と  $PSF_b(x, y)$  はそれぞれ、“kernel<sub>a</sub>” と “kernel<sub>b</sub>” の再構成関数におけるPSFである。ここでは、簡単のため2種類の異なる再構成関数のCT画像セットでSSPが等しい場合を扱う。これらのフーリエ変換により次式が得られる。

$$F[I_a(x, y, z)] = F[O(x, y, z)] \times F[PSF_a(x, y)] \times F[SSP(z)] \quad (4)$$

$$F[I_b(x, y, z)] = F[O(x, y, z)] \times F[PSF_b(x, y)] \times F[SSP(z)] \quad (5)$$

ここで、 $F$  はフーリエ変換を示し、これらの式から次の関係が導かれる。

$$\frac{F[I_b(x, y)]}{F[I_a(x, y)]} = \frac{F[PSF_b(x, y)]}{F[PSF_a(x, y)]} \quad (6)$$

ここで、 $Z$  軸成分は消え、 $x$ - $y$  平面のみの2次元平面における記述になる。

式(6)から、 $I_b(x, y)$  は次の式により記述することができる。

$$I_b(x, y) = F^{-1} \left\{ F[I_a(x, y)] \times \frac{F[PSF_b(x, y)]}{F[PSF_a(x, y)]} \right\} \quad (7)$$

ここで、 $F^{-1}$  は逆フーリエ変換である。我々は、ここで  $x$ - $y$  面内においてPSFは等方的と仮定できるものとし、PSFのフーリエ変換からMTFを求めて次の式を得る。

$$I_b(x, y) = F^{-1} \left\{ F[I_a(x, y)] \times \frac{MTF_b(w)}{MTF_a(w)} \right\} \quad (8)$$

$$w = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (9)$$

ここで、 $MTF_a(w)$  と  $MTF_b(w)$  は、 $PSF_a$  と  $PSF_b$  から求められたMTFであり、 $u$  と  $v$  は  $x, y$  方向の空間周波数であり、 $w$  は、radial方向の空間周波数を示す。

ここで、

$$MTF_{ratio}(w) = \frac{MTF_b(w)}{MTF_a(w)} \quad (10)$$

とおくと、式(8)より

$$I_b(x, y) = F^{-1} \{ F[I_a(x, y)] \times MTF_{ratio}(w) \} \quad (11)$$

が得られる。この式は、再構成関数 “kernel<sub>a</sub>” により生成されたCT画像セットから、“kernel<sub>b</sub>” のCT画像セットが、投影データセットの画像再構成を行うことなく、2つのkernelのCT画像のPSFから求めた  $MTF_{ratio}$  により計算して求めることができることを示している。すなわち、2種類のCT画像のPSFを測定により求めることにより、一方のCT画像の画質から、他方のCT画像の画質に変換することができる。

ここでは、式(2)(3)において、SSPの等しいCT画像データセット間の空間分解能画質特性変換法について述べたが、SSPが異なる場合についても同様に可能である。紙面の

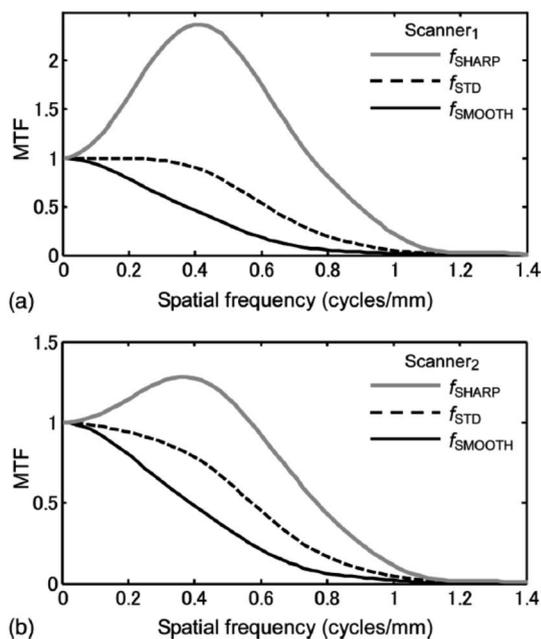


Fig. 1 2台のCT装置で測定されたPSF(x, y)から求めたMTF<sup>10)</sup>. Scanner 1は(a)とScanner 2は(b). それぞれのCT装置の3種類の再構成関数f<sub>SMOOTH</sub>, f<sub>STD</sub>とf<sub>SHARP</sub>のMTF

都合により, 詳細は本誌 Vol. 30, No. 1, 3-9, 2010を参照されたい<sup>11)</sup>.

## 2.2 CT装置とPSF測定

前節の理論を検証するために, 2台の4列MDCT装置(Asteion, 東芝社製)を用いて実験を行った. 同一メーカーのCT装置であり, 両者で等しい名称の3種類の再構成関数(FC10, FC50, FC52)を用いた. ただし, 2台のCT装置(Scanner 1とScanner 2)ではsoftware-versionは, V2.0とV3.3と異なった.

PSFは, 本連載の前号に解説した方法<sup>7), 8)</sup>を用いて測定して求めたMTFをFig. 1に示す. それぞれのScannerの再構成関数(kernel)を, f<sub>SMOOTH</sub>(FC10: 腹部標準用), f<sub>STD</sub>(FC50: 肺野標準用), f<sub>SHARP</sub>(FC52: 肺野高分解能用)と表記した.

## 2.3 理論的検討における計算実行に際して

式(10)のMTF<sub>ratio</sub>の計算において, MTF<sub>a</sub>(w)は高空間周波数領域において0に近づく可能性があり(Fig. 1), ここでは, MTF<sub>ratio</sub>は無限大に発散することになる. 実際の計算ではこれを抑える必要があり, そこで, MTF<sub>a</sub>(w)が1%以下に低下する空間周波数をρ<sub>1</sub>とし, ρ<sub>1</sub>とCT画像のNyquist周波数(f<sub>N</sub>)とを比較して, f<sub>N</sub> ≤ ρ<sub>1</sub>の場合とf<sub>N</sub> > ρ<sub>1</sub>の場合の2つのケース(ケース1: f<sub>N</sub> ≤ ρ<sub>1</sub>, ケース2: f<sub>N</sub> > ρ<sub>1</sub>)に分けてMTF<sub>ratio</sub>の計算を実行し, MTF<sub>ratio</sub>の発散を回避した.

### 2.3.1 ケース1: f<sub>N</sub> ≤ ρ<sub>1</sub>

f<sub>N</sub> ≤ ρ<sub>1</sub>のケースでは, f<sub>N</sub>までの空間周波数において,

MTF<sub>a</sub>(w)は1%以下になることはなく, MTF<sub>ratio</sub>は発散することなく計算が可能である. そのため, 2.1節における理論的記述に従って, 計算することができる. 一般に, ケース1は, 画像再構成FOV(Field of View)が成人胸部CTで使用される比較的大きな場合に相当する. Fig. 1(a)のScanner1では, ρ<sub>1</sub>は, f<sub>SMOOTH</sub>, f<sub>STD</sub>, f<sub>SHARP</sub>に対して, それぞれ, 1.07, 1.19, 1.39 cycle/mmであった. 通常の成人の胸部CTにおけるFOV: 320 mmや, FOV: 360 mmでは, f<sub>N</sub> = 1/2 × (320/512) = 0.80 cycle/mm, または1/2 × (360/512) = 0.71 cycle/mmであり, f<sub>N</sub> ≤ ρ<sub>1</sub>が確認できる.

### 2.3.2 ケース2: f<sub>N</sub> > ρ<sub>1</sub>

f<sub>N</sub> > ρ<sub>1</sub>のケースでは, MTF<sub>a</sub>(w)は, 1%以下になる場合があり, MTF<sub>ratio</sub>は発散する可能性がある. そのため, MTF<sub>a</sub>(w)のρ<sub>1</sub>近傍においてHann window関数を用いて発散を抑制した. Hann windowは次式で定義した.

$$H(w) = \begin{cases} 1.0 & w < w_1 \\ 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{w - w_1}{\Delta w}\right) & w_1 \leq w \leq w_1 + \Delta w \\ 0.0 & w_1 + \Delta w < w \end{cases} \quad (12)$$

ここで, w<sub>1</sub>とΔwは空間周波数であり, 決定方法の詳細は, 紙面の制限により原著論文<sup>10)</sup>を参照されたい.

Hann window関数を式(11)に用いると次式が得られる.

$$I_b(x, y) = F^{-1}\{F[I_a(x, y)] \times MTF_{ratio}(w) \times H(w)\} \quad (13)$$

ケース2は, 画像再構成FOVが比較的小さい, FOV = 180 mm (f<sub>N</sub> = 1/2 × (180/512) = 1.42 cycle/mm > ρ<sub>1</sub>)などの場合に考慮することが必要になる.

## 2.4 CT検診臨床画像を用いた検証

低線量肺がんCT検診画像を用いて提案法の検証を行った. 2.3.1項のケース1が該当する. Fig. 2(a)はCT装置による再構成関数f<sub>STD</sub>を用いてFBP再構成により生成されたCT画像であり, Fig. 2(c)も同様に再構成関数f<sub>SHARP</sub>を用いて, FBP再構成により得られたCT画像である. これに対して, Fig. 2(b)は, 著者らが提案するMTF<sub>ratio</sub>を用いて, f<sub>STD</sub>によりFBP再構成されたCT画像に対して式(11)を用いて計算しf<sub>STD</sub>画像からf<sub>SHARP</sub>画像へと空間分解能変換して求めたCT画像である. (b)と(c)の差を明らかにするためにsubtraction画像を求めて, Fig. 2(d)に示した. (b)と(c)がよく一致していることが示され, 提案するCT画像の空間分解能変換法がよい精度で実行されていることが明らかになった. Fig. 2(e)は, 同様に, 再構成関数f<sub>STD</sub>による再構成画像である. f<sub>STD</sub>をf<sub>SMOOTH</sub>に変換して得た計算画像(f)と, CT装置内でf<sub>SMOOTH</sub>によりFBP再構成して得た画像(g)の比較のためのsubtraction画像が(h)である. この例でも, (f)と(g)のよい一致が示されている. Fig. 3では, f<sub>SMOOTH</sub> CT画像(a)に対して, MTF<sub>ratio</sub>を用いてf<sub>SHARP</sub>

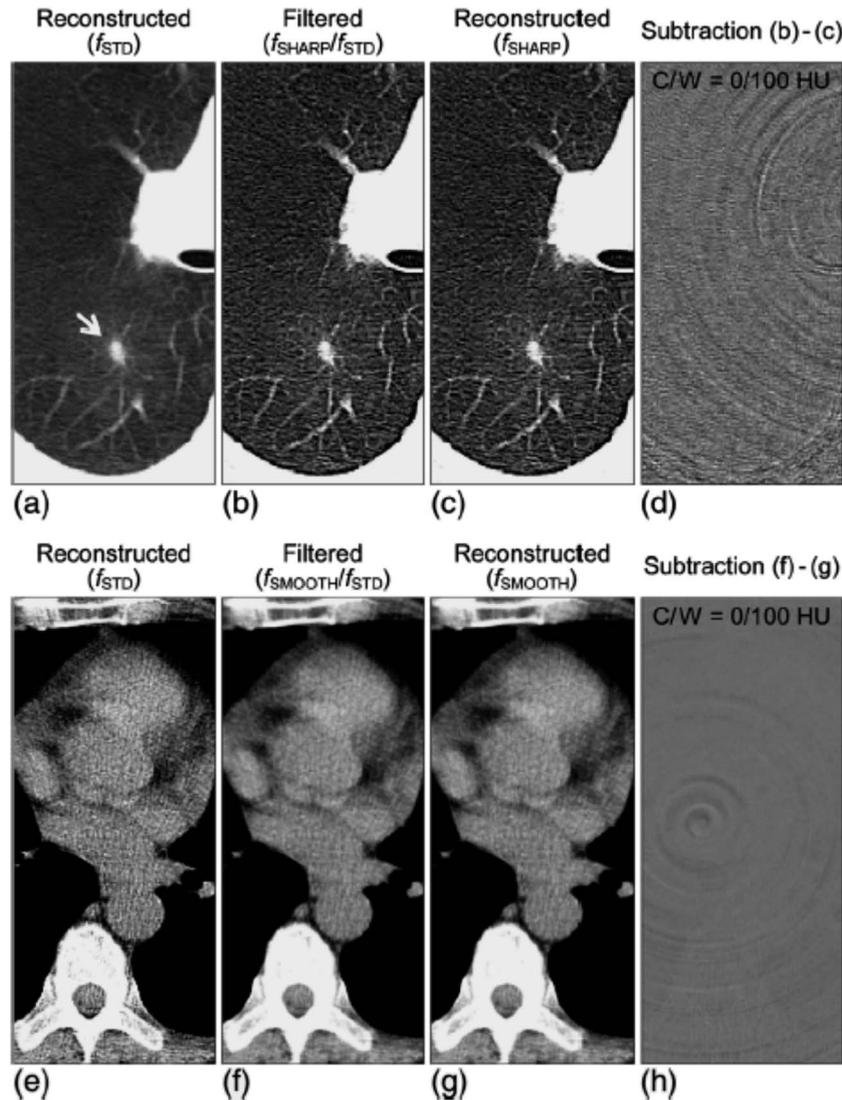


Fig. 2 (a) 再構成関数 $f_{STD}$ により画像再構成して得られた肺がんCT検診画像. 矢印は、肺がん疑い肺内結節. (b)  $f_{STD}$  画像から $MTF_{ratio}(f_{SHARP}/f_{STD})$ により求めた $f_{SHARP}$  計算画像. (c)  $f_{SHARP}$ による再構成画像. (d) (b)と(c)のSubtraction画像. (e)  $f_{STD}$ による再構成画像. (f)  $f_{STD}$  画像から $MTF_{ratio}(f_{SMOOTH}/f_{STD})$ により求めた $f_{SMOOTH}$  計算画像. (g)  $f_{SMOOTH}$ による再構成画像. (h) (f)と(g)のSubtraction画像. Window設定は(a)–(c)で $c/w=-700/800$  HU, (e)–(g)で $c/w=20/300$  HU. 文献10) Fig. 6より許諾転載

CT画像に変換した結果画像が(b)であり、CT装置により再構成関数 $f_{SHARP}$ より画像再構成されたCT画像(c)と比較したsubtraction画像(d)、肺内結節部のプロファイルの比較(e)でも提案法による十分な変換精度が確認された。

### 3. CADの性能のCT画像画質特性依存性と画質特性変換法によるロバスト化<sup>12)</sup>

前章で述べた提案法のCADの性能特性ロバスト化への応用可能性を検討するために、低線量肺がん検診画像データセットと研究用CADが用いられた。

#### 3.1 肺がんCT検診画像データベース

低線量肺がんCT検診には、4列MDCT装置(Asteion; Toshiba Medical Systems, Tokyo)が使用された。画像再構成関数には、 $f_{STD}$  (FC50; 肺野標準用) と $f_{SHARP}$  (FC52;

肺野高分解能用) の2種類が用いられ、FOVは、320 mmまたは360 mm, Matrix sizeは512, スライス厚は8.0 mmであった。使用された画像データベースは、30年以上の経験を有する胸部放射線医により計測された長径5 mm以上早期肺がん疑い結節を含め67例の画像データセットであり、各々の画像データセットの再構成画像枚数は36~49 (平均41.5) 枚であった。

#### 3.2 CADの検出能の再構成関数依存性

本研究に用いたのは、開発中のプロトタイプCADである。CADの肺内結節自動検出アルゴリズムは次のとおりである。・肺組織のセグメンテーション、・肺内組織構造物のセグメンテーション、・特徴量による初期候補陰影抽出 (特徴量: 体積, 円形度, 平均径, 最大径, 最大径に直交する最大径, 胸壁と肺内結節の距離など), であり、さらに、ス

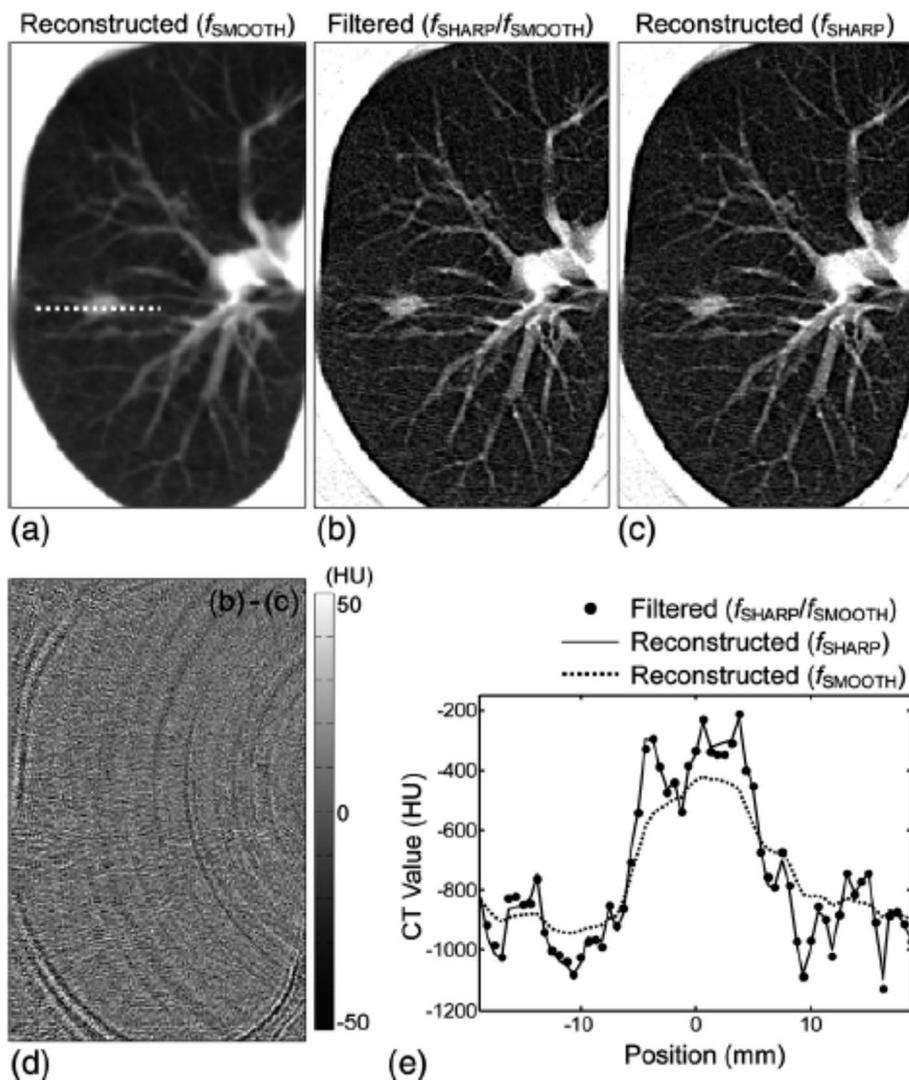


Fig. 3 (a)再構成関数 $f_{SMOOTH}$ による画像再構成した肺がんCT検診のCT画像. (b) $f_{SHARP}/f_{SMOOTH}$ によるMTF<sub>ratio</sub>を用いて求めた計算画像. (c)再構成関数 $f_{SHARP}$ による再構成画像. (d) (b)と(c)のsubtraction画像. (e)肺結節を含む(a)の(-)部分のプロファイルで、点(●)は計算画像の、実線(—)は $f_{SHARP}$ による再構成画像の、点線(- -)は $f_{SMOOTH}$ による再構成画像のプロファイル. Window設定は(a)-(c)で $c/w=-600/1000$  HU. 文献10) Fig. 7より許諾転載

ライス厚8mm, 再構成関数 $f_{STD}$ の低線量CT検診の学習用画像データセット60例(研究に用いた画像データセット67例とは別症例)を用いて検出能向上を図った. このプロトタイプCADを用いて,  $f_{STD}$ および $f_{SHARP}$ により画像再構成された肺がんCT検診画像データセット67例について肺がん候補陰影の自動検出試験を行った. 検出結果のFROC曲線をFig. 4の●( $f_{STD}$ )および○( $f_{SHARP}$ )に示す. 画像再構成関数 $f_{STD}$ に対するCADの検出能は, 良好であったが,  $f_{SHARP}$ に対するCADの検出能は, 同レベルの擬陽性候補検出に対して, 陽性検出能は大きく低下した結果となり, CADの性能に再構成関数依存性の存在が明らかになった.

### 3.3 精度検証PSFを用いたMTF-ratioフィルタリング処理

前節において, CAD性能の再構成関数依存性が示されたため, 性能の顕著な低下を示した $f_{SHARP}$ による再構成画像から成る67例の肺がんCT検診画像データベースに対して,

前章に示した精度検証PSFを用いたMTF-ratioフィルタリング処理を実施した. ここで, 式(11)のMTF-ratioは,

$$MTF_{ratio}(w) = MTF_{STD}(w) / MTF_{SHARP}(w) \quad (14)$$

であり, Fig. 1(a)に示したPSFより求めた $MTF_{STD}(w)$ および $MTF_{SHARP}(w)$ を用いて式(14)の計算を2.3.1項ケース1の処理方法で実施した. Fig. 5に $f_{SHARP}$ 画像を $f_{STD}$ にMTF-ratioフィルタリング処理による画質変換を施した画像の一例を示す. subtraction画像(d)に示すとおり, 提案法による $f_{STD}$ 画像へと画質変換処理を行ったCT画像は, CT装置において,  $f_{STD}$ を用いて画像再構成された画像とよく一致していることが示された.

以上のMTF-ratioフィルタリング処理を $f_{SHARP}$ による67例の肺がんCT検診画像データベースに実施し, FROC曲線を求めた. Fig. 4の△-(MTF-ratio)に示すとおり,  $f_{SHARP}$ に対して提案法による画質変換の結果は,  $f_{STD}$ の画像デー

データベースとよく一致したFROCカーブとなった。提案法を用いることにより、CADに適した画像再構成関数の画質に変換可能であることが検証された。

#### 4. ま と め

本稿では、3D-PSFの応用法のうち、CT画像の画質変換法について解説した。CT装置で測定して求めたPSFを用いて特定の再構成関数によるCT画像の画質を、別のCT装置の別の再構成関数によるCT画像に変換することが可能であることを示した。このCT装置間の画質変換は、2台の

CT装置でそれぞれの再構成関数のPSFを測定することで可能である。また、ある施設の検診撮影・再構成条件によるCT画像で、CADが期待される性能を発揮することができない場合に、CADが十分な性能を得るCT画像へ画質変換を行いCADによる自動検出を行うことにより、施設の検診条件を変更することなく、十分な性能を発揮することが可能になることも示した。このことは、特定CT装置メーカーの特定再構成条件に限定されることなく、CADが十分な性能を示す可能性を意味し、CADのロバスト化のための技術として、CADの普及のために役立つことを期待している。また、本方法は、胸部CT画像を用いた肺気腫の定量指標のための解析ソフトに指摘されている画質依存性<sup>26)</sup>に対する標準化のための方法<sup>27)</sup>としても利用されることが期待される。

なお、前号の連載(2)において触れた肺内小結節シミュレーションにおけるoff-set≠0の考慮に関する研究については、紙面の都合により、次号にて紹介させて頂く。

#### 謝辞

本稿で紹介した研究において、CT検診画像データベースの使用に際して、信州大学名誉教授(元JA長野厚生連安曇総合病院院長)曾根脩輔先生より多大なるご協力を賜りました。ここに改めて厚く御礼申し上げます。

#### 参考文献

- 1) Polacin A, Kalender WA, Brink J, et al.: Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. Med. Phys. 21: 133-140, 1994
- 2) 和田真一, 堅田 勉, 前多一雄: ヘリカルスキャンによる3次元表示画像ゆがみの評価. 日医放会誌56(8): 588-594, 1996
- 3) 和田真一: CT装置の空間分解能が上顎洞骨壁肥厚所見に与える影響. 新大医保紀要7: 347-355, 2001

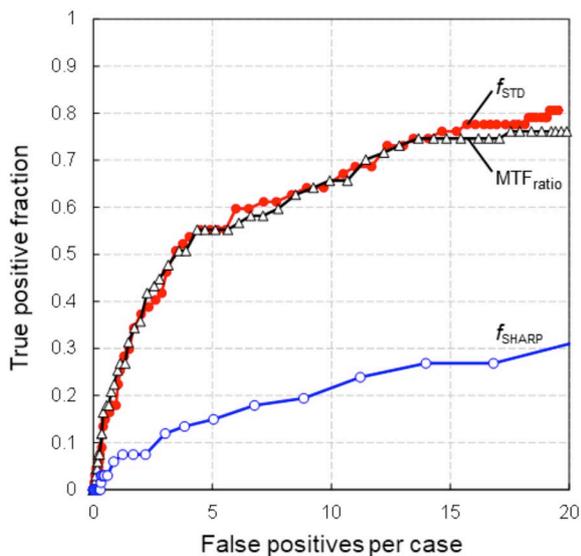


Fig. 4  $f_{STD}$  (●) と  $f_{SHARP}$  は、それぞれの関数による再構成画像のFROC曲線。-△-は、 $MTF_{ratio}(f_{STD}/f_{SHARP})$ によるフィルター画像のCADによる検出結果のFROC曲線。MTF<sub>ratio</sub>で画質変換したCT検診画像データベースのFROCは、 $f_{STD}$ の画像データベースのFROC線とよく一致する結果を得た。文献12) Fig. 7より改変許諾転載

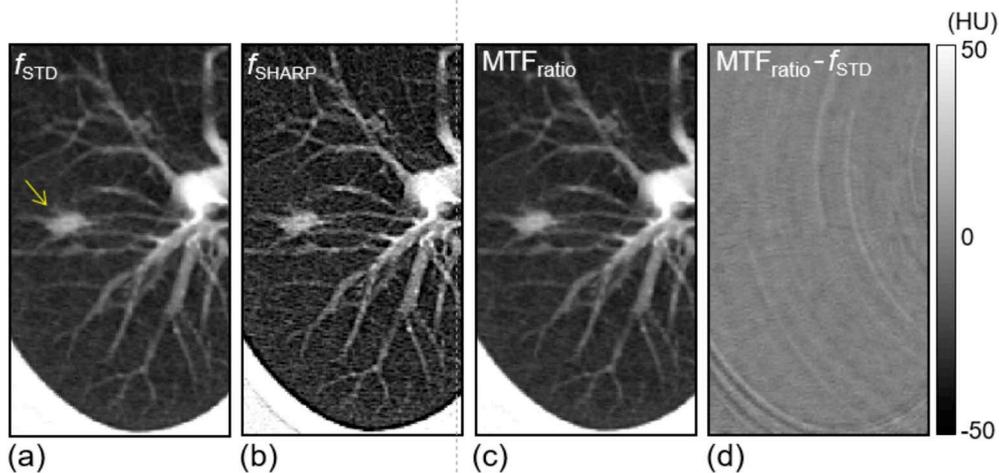


Fig. 5 (a) 再構成関数 $f_{STD}$ で画像再構成したCT画像<sup>12)</sup>。(b) 再構成関数 $f_{SHARP}$ で画像再構成したCT画像。(c) $MTF_{ratio}(f_{STD}/f_{SHARP})$ によるMTFフィルターにより画質変換して得た画像。(d) (c)と(b)のsubtraction画像。Window設定は(a)-(c)でc/w=-600/1000 HU。文献12) Fig. 5より許諾転載

- 4) Okubo M, Wada S, Saito M: Validation of the bulrring of a small object on CT images calculated on the basis of the three-dimensional spatial resolution. *Jpn. J. Med. Phys.* 25: 132–140, 2005
- 5) 和田真一: CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用(1) —ヘリカルCT画像と3D-PSFシミュレーション—. *医学物理* 39: 29–34, 2019
- 6) Ohkubo M, Wada S, Matsumoto T, et al.: An effective method to verify line and point spread function measured in computed tomography. *Med. Phys.* 33: 2757–2764, 2006
- 7) Ohkubo M, Wada S, Ida S, et al.: Determination of point spread function in computed tomography accompanied with verification. *Med. Phys.* 36: 2089–2097, 2009
- 8) 和田真一, 大久保真樹, 成田啓廣, 他: CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用(2)—CT画像3D-PSF応用とPSF測定精度検証—. *医学物理* 39: 42–49, 2019
- 9) Ohkubo M, Wada S, Kunii M, et al.: Imaging of small spherical structures in CT: Simulation study using measured point spread function. *Med. Biol. Eng. Comput.* 46: 273–282, 2008
- 10) Ohkubo M, Wada S, Kayugawa A, et al.: Image filtering as an alternative to the application of a different reconstruction kernel in CT imaging: Feasibility study in lung cancer screening. *Med. Phys.* 38: 3915–3923, 2011
- 11) 粥川啓廣, 大久保真樹, 和田真一, 他: SSPを用いたCT画像の体軸方向空間分解能変換. *医学物理* 30: 3–9, 2010
- 12) Ohkubo M, Narita A, Wada S, et al.: Image filtering to computer-aided detection robust to image reconstruction kernel choice in lung, cancer. *Med. Phys.* 43: 4098–4105, 2016
- 13) Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, et al.: Dose reduction in chest CT: Comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques. *Eur. J. Radiol.* 81: 4185–4195, 2012
- 14) Greffier J, Frandon J, Larbi A, et al.: CT iterative reconstruction algorithms: A task-based image quality assessment. *Eur. Radiol.* doi:10.1007/s00330-019-06359-6, 2019
- 15) Afadzli M, Lysvik EK, Andersen HK, et al.: Ultra-low dose chest computer tomography: Effect of iterative reconstruction levels on image quality. *Eur. J. Radiol.* 114: 62–68, 2019
- 16) Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel JW, et al.: State of the art: Iterative CT reconstruction techniques. *Radiology* 276: 339–357, 2015
- 17) Lee NK, Kim S, Hong SB, et al.: Low-dose CT with the adaptive statistical iterative reconstruction V technique in abdominal organ injury: Comparison with routine-dose CT with filtered back projection. *AJR* 213: 1–8, 2019
- 18) Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, et al.: Deep learning-based restoration algorithm for coronary CT angiography. *Eur. Radiol.* 29: 5322–5329, 2019
- 19) Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, et al.: Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT. *Eur. Radiol.* 10.1007/s00330-019-061170-3, 2019
- 20) Wildberger JE, Mahnked AH, Flohr T, et al.: Spatial domain image filtering in computed tomography: Feasibility study in pulmonary embolism. *Eur. Radiol.* 13: 717–723, 2003
- 21) Reeves AP, Kostis WJ: Computer-aided diagnosis for lung cancer. *Radiol. Clin. North Am.* 38: 497–509, 2000
- 22) Li Q, Sone S, Doi K: Selective enhancement filters for nodules vessels and airway walls in two-and three-dimensional CT scans. *Med. Phys.* 30: 2040–2051, 2003
- 23) Awai K, Murao K, Ozawa A, et al.: Pulmonary nodules at chest CT: Effect of computer-aided diagnosis's detection performance. *Radiology* 230: 347–352, 2004
- 24) Kim JS, Kim JH, Cho G, et al.: Automated detection of pulmonary nodules on CT image: Effect of section thickness and reconstruction interval-initial results. *Radiology* 236: 295–299, 2005
- 25) Hwang J, Chung MJ, Bae Y, et al.: Computer-aided detection of lung nodules: Influence of the image reconstruction kernel for computer-aided detection performance. *J. Comput. Assist Tomogr.* 34: 31–34, 2010
- 26) Ley-Zaporozhan J, Ley S, Weinheimer O, et al.: Quantitative analysis of emphysema in 3D using MDCT: Influence of different reconstruction algorithm. *Eur. J. Radiol.* 65: 228–234, 2008
- 27) Gallardo-Estrella L, Lynch DA, Prokop M, et al.: Normalizing computed tomography data reconstructed with different filter kernels: Effect on emphysema quantification. *Eur. Radiol.* 26: 478–486, 2016

## 著者紹介

和田 真一 (わだ・しんいち)

(現職名) 新潟大学非常勤講師, 新潟大学教育支援員 (専門分野) 医学物理学

東京理科大学理学部第I部物理学科卒業後, 日本歯科大学新潟歯学部歯科放射線学教室を経て2001年4月より新潟大学医学部保健学科教授, 大学院保健学研究科教授. 2018年3月定年退職. 新潟大学名誉教授. 日本医学物理学学会名誉会員 (第66号). 博士 (歯学).

大久保 真樹 (おおくぼ・まさき)

(現職名) 新潟大学医学部保健学科・大学院保健学研究科 (教授) 博士 (医学).

成田 啓廣 (なりた・あきひろ)

(現職名) 新潟大学医学部保健学科・大学院保健学研究科 (助教) 新潟大学医学部保健学科卒. 同大学院保健学研究科博士前期・後期課程修了. 2015年4月より現職に至る. 博士 (保健学).

村尾 晃平 (むらお・こうへい)

(現職名) 国立情報学研究所 医療ビッグデータ研究センター (特任准教授)

早稲田大学理工学部卒, 東北大学工学研究科応用物理学専攻にて博士前期・後期課程修了. 博士 (工学). 学位取得後, 富士通株式会社を経て2018年3月より現職に至る. 国立研究開発法人日本医療研究開発機構 (AMED) の「臨床研究等ICT基盤構築・人工知能実装研究事業」での研究「医療ビッグデータ活用を促進するクラウド基盤・AI画像解析に関する研究」に従事.

松本 徹 (まつもと・とおる)

(現職名) 千葉県勤労者医療協会放射線技術部顧問 日本医学物理学学会名誉会員 (第45号). 日本医学物理士会名誉会員 (第14号). 博士 (医学).

**受賞論文****2018年度RPT誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告**

英語論文誌担当理事

川村 慎二

JRC2019において土井賞（優秀論文賞）受賞講演会が開催されました。今回の土井賞は2018年に発行されたVol. 11-1号から3号と2018年9月20日までのOnline Firstの対象論文77編の中から診断物理分野，核医学・MRI分野，放射線治療・計測・防護分野の3つのカテゴリにおける最優秀論文が選考され表彰されました。また，2016年に掲載された論文のうち，最も引用された上位2編の論文にMCAが授与されました。受賞された各分野の土井賞論文とMCA論文は以下のとおりです。なお，土井賞受賞論文については論文内容の紹介記事を掲載いたします。

**1. 土井賞（優秀論文賞）****【診断物理分野】**

論文名：Tilted-wire method for measuring resolution properties of CT images under extremely low-contrast and high-noise conditions

著者：Chiaki Tominaga, Hiroki Azumi, Mitsunori Goto, Masaaki, Taura, Noriyasu Homma, Issei Mori

巻号：Vol. 11(2): 125-137

**【MRI・核医学分野】**

論文名：Computer-aided diagnosis with radiogenomics: Analysis of the relationship between genotype and morphological changes in brain magnetic resonance images

著者：Chiharu Kai, Yoshikazu Uchiyama, Junji Shiraishi, Hiroshi Fujita, Kunio Doi

巻号：Vol. 11(3): 265-273

**【放射線治療・計測・防護分野】**

論文名：Estimation of linear energy transfer distribution for broad-beam carbon-ion radiotherapy at the National Institute of Radiological Sciences

著者：Nobuyuki Kanematsu, Naruhiro Matsufuji, Taku Inaniwa

巻号：Vol. 11(2): 242-247

**2. MCA(Most Citation Award)**

論文名：Evaluation of X-ray doses and their corresponding biological effects on experimental animals in cone-beam micro-CT scans (R-mCT2)

著者：Nobuyuki Miyahara, Toshiaki Kokubo, Yukihiro Hara, Ayuta Yamada, Takafumi Koike, Yoshinori Arai

巻号：Vol. 9(1): 60-68

論文名：Dynamic chest radiography: flat-panel detector (FPD) based functional X-ray imaging

著者：Rie Tanaka

巻号：Vol. 9(2): 139-153

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Tilted-wire method to measure resolution properties of CT images at extremely low-contrast and high-noise conditions

Authors: Chiaki TOMINAGA, Hiroki AZUMI, Mitsunori GOTO, Masaaki TAURA, Noriyasu HOMMA, Issei MORI

Publish: 11(2): 125-137, 2018

タイトル：低コントラスト高ノイズ条件でCT画像の解像力を測定する傾斜ワイヤ法について

著者：富永千晶，安海弘樹，後藤光範，田浦将明，本間経康，森 一生

X線CT画像の画質評価方法は、視知覚試験と物理評価に分けられる。逐次近似再構成法(iterative reconstruction, IR)の画質評価においては、receiver operating characteristic curve (ROC)や alternative forced choice (AFC)などの視知覚試験では画質の改善は見られないという報告が多い。一方、主に用いられる評価法は物理評価であり、modulation transfer function (MTF) や noise power spectrum (NPS)などの測定に基づく detectability index<sup>1)</sup>により、IR法で検出能が向上すると結論されるのが一般である。物理評価が視知覚試験から乖離してしまうのは、MTF測定に問題があると考えられる。検出能とは検出困難な被写体について問うものであり、視知覚試験ではそうなっている。しかしIRの画像のMTFは、現況では検出容易な円柱など大構造のエッジから求めていることから、検出困難な状況でのMTF測定が必要であると考えられる。その目的で我々は傾斜ワイヤ法というMTF計測法を開発した。画像雑音に埋もれて視認困難(すなわち検出困難)なワイヤ像から正確なMTFを得る方法である。また、MTFとともに画素値の積分でワイヤ像の信号量も求めた。

傾斜ワイヤ法の概要を図1に示す。体軸方法にやや傾斜したワイヤをスキャンして得た多数のスライスについて、正確なワイヤ位置を算出し、アラインメントする。それら

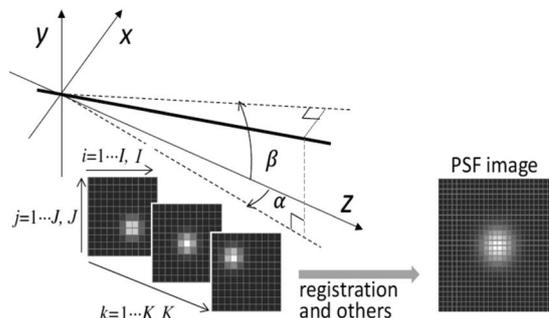


図1 傾斜ワイヤ法の概要図 (元論文の図1と同じ図になります)

を合算して一枚の超密サンプリングのワイヤ像とする。これよりMTFと信号量を得る。

この傾斜ワイヤ法の精度を多様なコントラスト・雑音条件で評価した。その結果、視認性不良のワイヤ像でも高精度のMTFが得られた。10回程度のアンサンプル平均画像を用いれば、ワイヤの存在自体が検出困難な状況でもMTF計測誤差は5%以内であった。

この方法を用い、未踏であった視認性不良条件のMTFを複数のIRについて調べた。その結果、どのIRでも視認性が不良なほどMTFは悪化したが、詳細挙動はそれぞれ異なっていた。また、IRの場合は信号量は必ずしも保存量ではなく、微弱な信号量がIRで低減してしまう現象が確認された。

以上、視認性不良条件でMTFを得る方法を確立できた。検出が容易でない被写体についての検出能指標評価が可能となった。

参考文献

- 1) Samei E, Richard S: Assessment of the dose reduction potential of a model-based iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology. Med. Phys. 42: 314-323, 2015

執筆者：富永千晶 (千葉大学医学部附属病院)

# 論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

## RPT誌土井賞受賞論文

Title: Computer-aided diagnosis with radiogenomics: Analysis of the relationship between genotype and morphological changes of the brain magnetic resonance images

Authors: Chiharu KAI, Yoshikazu UCHIYAMA, Junji SHIRAISHI, Hiroshi FUJITA, Kunio DOI

Publish: 11(3): 265–273, 2018

タイトル：Radiogenomicsによるコンピュータ支援診断：遺伝子型とMR画像の形態学的変化の関数の分析  
著者：甲斐千遥，内山良一，白石順二，藤田広志，土井邦夫

ポストゲノム時代に入り、遺伝子解析技術が飛躍的に進歩し、その解析コストが驚くべき速さで低下している<sup>1)</sup>。そのため、近い将来、遺伝子検査が臨床現場で日常的に行われている可能性が高いと予測できる。このような背景のもと、画像表現型を中心に進められてきた放射線医学の研究に遺伝子型という新しい視点を加える‘Radiogenomics’と呼ばれる研究領域が広がっている<sup>2)~7)</sup>。

遺伝子や蛋白質のデータの語尾には-omeが付き、それぞれgenome, proteomeと呼ばれ、それらの解析技術や解析された後のデータの語尾には-omicsが付き、それぞれgenomics, proteomicsと呼ばれる。よってRadiomicsとは、医用画像の解析技術およびこの解析技術によって得られたデータを指す用語である。特に、医用画像と遺伝子との関係を探索する研究分野をRadiogenomics、医用画像と蛋白質との関係を探索する研究分野をRadioproteomicsと呼ぶ。遺伝子は約2万5千個あるとされているので、医用画像と遺伝子や蛋白質などの生体情報との関係を解析するためには、病変の大きさや濃度、形状、テクスチャなどの数百の高次元画像特徴量（Radiomics特徴量）が必要となる。そして本研究では、医用画像と遺伝子との関係を探索するRadiogenomicsに焦点を当てた。医療は、存在診断、鑑別診断、治療の順に行われる。従来のコンピュータ支援診断（computer-aided diagnosis: 以下、CAD）は医用画像の情報を用いて、病変の検出や良悪性鑑別を行うシステムであり、存在診断、鑑別診断の部分を支援するシステムであった。一方、Radiogenomics研究は、画像特徴と遺伝子型との関係を分析し、病気の早期発見や、がんの遺伝的性質を推定して最適な治療法を提案するものである（図1：紹介論文Fig. 7を転載）。本研究では、中でもアルツハイマー型認知症（Alzheimer’s Disease: 以下、AD）の脳萎縮における形態学的変化とApolipoprotein E

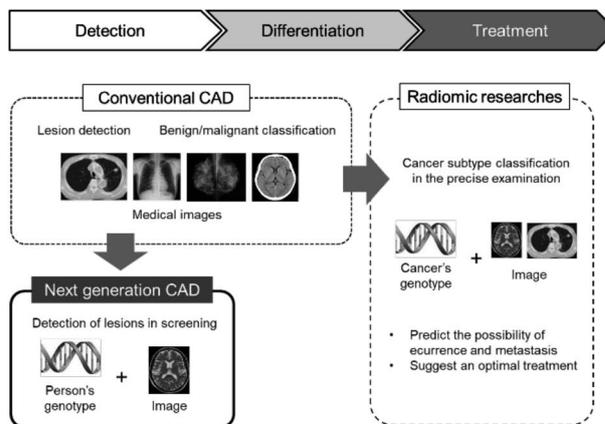


図1 画像検査と遺伝子検査を組み合わせた個別化医療

(APOE) 遺伝子型との関係を探索した。APOE 遺伝子はAD関連遺伝子であり血液検査によって決定される。もし病気の進行が個人の遺伝子型と関連があるならば、病気の形成過程と関連した画像特徴を同定することによってRadiogenomicsを用いた病気の早期発見のためのCADシステムが開発できる可能性がある。

われわれは公開データベースから、正常例、異常例のMR画像、およびそれらのAPOE 遺伝子の情報を収集した。脳形態標準化処理を行ったのち、正常標準脳からの差をZスコアによって表した。つぎに、遺伝子型に応じて、脳萎縮の程度に違いが見られる部位を視覚的評価で特定し、その脳萎縮を定量評価した。

本研究により、遺伝子型に応じて、脳萎縮が起きる部位や病態の形成過程が異なる傾向にあることが分かった。また、定量評価の結果から画像特徴量に遺伝子型の情報を加えることで診断精度が向上することを示した。よって、遺伝子型による画像所見の違いをコンピュータで学習すれば、Radiogenomicsを用いた病気の早期発見のための次世代型のCADシステムを開発できる可能性がある。Radiogenomics研究が進み、臨床データ、画像データ、遺伝子データと病気の関係性が明らかになると、画像検査と遺伝子検査の役割を互いに尊重する新たな診断法の確立が期待される。病気の表現型のみ注目していた放射線医学に遺伝子という新しい視点が加わることで、放射線医学の発展につながる可能性があると考えられる。

### 参考文献

- 1) Hayden EC: Technology: The \$1,000 genome. Nature 507(7492): 294–295, 2014
- 2) Lambin P, Rios-Velazquez E, Leijenaar R, et al.: Radiomics: Extracting more information from medical images using advanced feature analysis. Eur. J. Cancer 48: 441–

- 446, 2012
- 3) Mazurowski MA: Radiogenomics: What it is and why it is important. *J. Am. Coll. Radiol.* 12: 862–866, 2015
  - 4) Aerts HJ, Velazquez ER, Leijenaar R, et al.: Decoding tumour phenotype by noninvasive imaging using a quantitative radiomics approach. *Nat. Commun.* 5: 4006, 2014
  - 5) Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H: Radiomics: Images are more than pictures, they are data. *Radiology* 278(2): 563–577, 2016
  - 6) Parekh V, Jacobs MA: Radiomics: A new application from established techniques. *Expert. Rev. Precis. Med. Drug. Dev.* 1: 207–226, 2016
  - 7) Lee G, Lee HY, Park H, et al.: Radiomics and its emerging role in lung cancer research, imaging biomarkers and clinical management: State of the art. *Eur. J. Cancer* 86: 297–307, 2017

執筆者：甲斐千遥（コニカミノルタ株式会社）

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Estimation of linear energy transfer distribution for broad-beam carbon-ion radiotherapy at the National Institute of Radiological Sciences, Japan

Authors: Nobuyuki KANEMATSU, Naruhiro MATSUFUJI, Taku INANIWA

Publish: 11(2): 242-247, 2018

タイトル：放射線医学総合研究所におけるブロードビーム炭素イオン線治療の線エネルギー付与の推定  
 著者：兼松伸幸, 松藤成弘, 稲庭 拓

放射線医学総合研究所では、個々の炭素イオン線治療患者に対して治療計画と治療結果とを照らし合わせることに  
 より現在の治療の限界を理解し改善を図る後ろ向き研究が  
 進められている。本論文<sup>1)</sup>は炭素イオン線の線質に着目した  
 治療計画解析のためのツール開発研究を報告したもので、  
 その要旨を以下に述べる。

一般に炭素イオン線治療では生物効果比を加味した臨床  
 線量分布で治療計画を評価するが、そこでは生物効果比を  
 左右する物理量である線エネルギー付与（の線量平均値、  
 以下同じ）が体内で大きく変化するという事実は無視して  
 いる。本研究では、患者が受けたであろう線エネルギー付  
 与分布を治療計画から導出する新たな手法を開発した。材  
 料としては治療計画装置に加速エネルギーと拡大ブラッグ  
 ピーク幅ごとに登録されたビームデータのすべてを用い、  
 加速エネルギーごとに拡大ブラッグピークの内と外に分けて  
 生物効果比と線エネルギー付与の対応関係をプロットし、  
 その相関を折れ線関係で定式化した。拡大ブラッグ  
 ピークの内外の弁別は、拡大ブラッグピーク幅ごとに閾値  
 を設定して生物効果比の値から一意的に判定することとし  
 た。結果として、生物効果比から推定された線エネルギー  
 付与はオーバーキルが生じる拡大ブラッグピークの終端付  
 近を除いて真の線エネルギー付与と凡そ数keV/μm以内の  
 誤差で一致した。これにより、放射線医学総合研究所の近  
 年の1,500症例を対象として、治療計画データ中の物理線  
 量分布と臨床線量分布から半自動的に線エネルギー付与分  
 布が取得でき、線エネルギー付与を指標とする放射線生物  
 学の豊富な知識を個々の患者に適用することが可能とな  
 る。腫瘍辺縁のオーバーキル領域への適用には限界がある  
 が、最も重要な腫瘍中心再発の解析には有効であり、炭素  
 イオン線治療のさらなる最適化につながるものと期待され

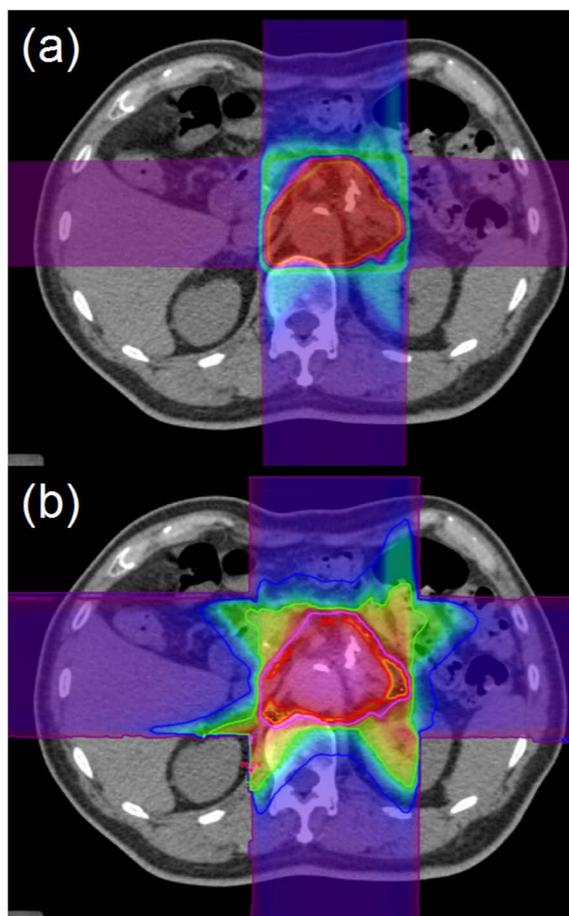


図1 腺がんの炭素イオン線治療例に対する (a) 治療計画時の臨床線量分布と (b) その計画から推定された線エネルギー付与分布の図（赤色が高、紫色が低）

る。

主に国民や患者の負担により進められる医学研究や医療  
 において、蓄積されていく貴重な臨床データを最大限有効  
 に利用することは研究所の責務であろう。この研究で開発  
 した治療計画解析ツールは、図1に示すように現在の臨床  
 では扱わない線質情報の空間分布を治療計画データから数  
 秒で取り出すものであり、これは今後の炭素イオン線治療  
 の後ろ向き解析研究に大きく役立つと期待される。

参考文献

- 1) Kanematsu N, Matsufuji N, Inaniwa T: Estimation of linear energy transfer distribution for broad-beam carbon-ion radiotherapy at the National Institute of Radiological Sciences, Japan. Radiol. Phys. Technol. 11: 242-247, 2018. <https://doi.org/10.1007/s12194-018-0444-7>

執筆：兼松伸幸（放射線医学総合研究所）

**施設紹介**

**名古屋大学医学部保健学科放射線技術学専攻・  
大学院医学系研究科医療技術学専攻の紹介**

**1. 沿革および組織**

名古屋大学には3つのキャンパスがあり、医学部保健学科は大幸地区に単独キャンパスとして存在する。近隣にはナゴヤドームや大型ショッピングセンターもあり、休日やイベント開催時は街が賑わう。今年3月にはキャンパスゲート、メインストリート、さらにはインターナショナルレジデンス（留学生用宿舎）が整備され、小規模ではあるが利便性がよく国際色豊かなキャンパスである。明治27年、愛知医科学校に看護婦養成所および産婆養成所の創設を祖とし、医療技術短期大学部を経て平成9年に名古屋大学医学部保健学科となった。したがって医療技術者教育において百年余りの歴史と伝統を有する。放射線技術科学専攻以外にも看護学、検査技術科学、理学療法学、作業療法学の各専攻があり、国内では数少ない5専攻を有する保健学科である。平成14年に大学院医学系研究科の下に看護学、医療技術学、リハビリテーション療法学の3専攻が設置され、大学院教育にも力を入れている。放射線技術科学専攻では例年30%程度の学部生が博士前期課程に進学し、2年の大学院教育を経て病院や企業に就職する。博士後期課程に在籍する学生はほぼ全員が社会人であり、病院や企業で働きながら学位の修得を目指している。放射線技術科学専攻の教員は16名（本稿執筆時）在籍しており、医師4名、放射線技師6名、理工系学部出身者6名と多様な教育歴を有する教員構成である。研究領域においても診断、核医学、治療、防護の全領域をカバーする教員がそろっている。



写真1 名古屋大学大幸キャンパス  
左が本館、正面が南館、右が体育館とインターナショナルレジデンスである。背後にはナゴヤドームが見える。

**2. 学部教育**

放射線技術科学専攻の入学定員は40名であり、内訳は一般入試（前期日程）30名、推薦入試10名となっている。1年次は専門教育科目と全学教育科目の両方を履修し、全学教育科目は東山キャンパスで授業を受ける。大幸地区とは地下鉄で5駅離れたメインキャンパスでの授業となり、賑わいが感じられる一方でキャンパス間の移動に少し時間がかかる。2年次になると専門教育科目が占める割合が増え、大幸キャンパスでの授業が大半となる。課外活動も行っていきたいとの思いもあり、2年次までの授業は比較的ゆとりがある。一方、3年次になると専門教育科目や学生実験が増え、レポートや試験勉強が大変である。3年次秋学期から各研究室に配属され、卒業研究がスタートする。ちなみに放射線技術科学専攻では大講座制を採用しており、講師以上の教員全員がそれぞれの研究室を運営してい



写真2 名古屋大学大幸キャンパス  
左から別館、東館、本館と並ぶ。



写真3 学生実験の様子

表1 主な専門教育科目

<b>専門基礎科目：1年次春学期～3年次秋学期</b>	
健康問題に対する人間の反応と理解	
人体の構造と機能及び疾病の成り立ちの理解 (人体構造機能学・保健病理学・救急医療学・公衆衛生学・保健医療概論 等)	
保健医療福祉における理工学的基础及び放射線の科学・技術の理解 (医用電気工学・医用電気電子系工学実験・医用物理学・放射線生物学・放射化学 等)	
<b>専門科目：2年次春学期～4年次秋学期</b>	
放射線の科学的理解と医学応用の体系化	
診療画像技術学 (放射線画像形成学・医用機器工学Ⅰ・超音波技術学・磁気共鳴技術学 等)	
核医学検査技術学 (核医学診断技術学・放射線医薬品学・核医学画像処理論 等)	
放射線治療技術学 (放射線治療技術学・放射線治療精度管理学・放射線治療計画システム学 等)	
医用画像情報学 (医療情報学・医用画像工学・医用情報システム工学・医用画像処理工学 等)	
放射線安全管理学 (放射線管理学・放射線計測学Ⅱ及び管理学実験・放射線衛生学 等)	
医療安全管理学	
臨床実習 (放射線画像診断技術学実習・核医学診断技術学実習・放射線治療技術学実習)	
放射線科学の発展 (放射線技術科学基礎セミナー・卒業研究)	

る。4年次になると授業は少なくなり、臨床実習が大半を占めることになる。主に医学部附属病院で実習を行うが、附属病院は鶴舞キャンパスにあるので、これもキャンパス間の移動に時間がかかる。放射線治療に関する一部の実習は愛知県がんセンター中央病院で行っており、両病院の放射線技師の方々には大変お世話になっている。この場を借りてお礼申し上げる。

専門教育科目は人体構造機能学、医用電気工学、医用物理学などの専門基礎科目と、診断画像技術学、核医学検査技術学、放射線治療技術学などの専門科目に分かれている(表1)。1,2年次は専門基礎科目を中心に学び、3,4年次には専門科目が中心となる。詳しくは名古屋大学医学部保健学科ホームページ(<http://www.met.nagoya-u.ac.jp/index.html>)を参照されたい。2015年には、名古屋大学各学部でプロフィール動画を作成し公開している。YouTubeで「名古屋大学 保健学科」と検索すれば保健学科のプロフィール動画が視聴可能なので、こちらもぜひご覧いただきたい。

名古屋大学では英語教育にとっても力を入れている。学部を問わず入学直後にTOEFL ITPテストを受験し、試験結果に応じて全学生がランク分けされる。点数が低いと通常の授業に加えて、e-learningや追加の授業を受講する必要がある。成績が悪ければ単位を落とすこともある。授業に出席してさえいれば、語学の単位は何とかなる時代に育った筆者には、今の学生は本当に大変だと思うことも多い。また希望者には、「タイ保健医療体験入門研修」という保健学科独自の短期海外留学プログラムも行っている。タイ国の大学病院、県レベル、地域レベルといった規模の異なる病院の見学や、マヒドン大学保健学科の学生との交流などを約10日間かけて行い海外経験を積んでいる。卒業後の進路は、例年30%が大学院進学、65%が医療機関へ就職、5%が企業へ就職となっている。医療機関は東海地方の病院が主である。



写真4 医学部附属病院での測定の様子

### 3. 大学院教育

名古屋大学は指定国立大学法人であり、「世界屈指の研究大学」を目指している。保健学科の教員も大学院の所属であり、研究活動に非常に力を入れている。博士前期課程の学生は1学年あたり約10名であり、ほとんどが一般学生である。研究はもちろんのこと学部授業、特に学生実験のTA(ティーチングアシスタント)として教育活動も経験することができる。当専攻では課程2年間で学会発表を1回は行うことを義務づけているが、多くの学生は複数回の発表を行い、海外での発表や英文投稿論文を書く学生もいる。また放射線医療の品質管理などに関する研究では、医学部附属病院で測定を行うこともある。放射線技師の方々と共同で測定を行うことになるので、学生にとって非常に良い研究環境だと思っている(写真4)。大学院においても短期の海外留学プログラムとして、韓国・延世大学と研究交流会を行っている。延世大学は日本でいうところの慶応義塾大学のような位置づけらしい。筆者も延世大学で開催された研究交流会に参加したことがあるが、教員、学生ともに非常にフレンドリーであり近年報じられている

ような日韓問題は全く感じられない。学生同士のコミュニケーションは英語である。名古屋大学の学生も延世大学の学生も最初は不安げであるが、一たび杯を酌み交わすと饒舌になり非常に頼もしく感じる。大学院修了後の進路は70%が医療機関への就職、30%が企業への就職となっている。学部卒業生よりも企業へ就職する割合が高く、近年はその傾向がさらに強まっているように感じられる。

2019年度より遅ればせながら名古屋大学大学院にも医学物理士コースが設立された。博士前期課程のみのコースであるが、医学物理士認定機構の認定を目指している。これまでも本校から医学物理士試験に合格した大学院生・修了生は数多くいるが、より充実した医学物理教育を行っていききたい。

博士後期課程は社会人特別選抜の学生ばかりである。東海地方の病院や企業に勤めている学生が大半を占めるが、

講義がないこともあり北海道など遠方の病院に勤めている学生も在籍している。日中は勤務をこなしながら、夕方以降や休日に研究と論文執筆を行い、学位取得を目指している。

#### 4. 終わりに

名古屋大学は東海地方の拠点大学であり、毎年優秀な学生が入学する。その能力をさらに伸ばし、医療の現場へ優秀な診療放射線技師を輩出できるよう、今後とも微力ながら貢献していきたいと考えている。最後に、名古屋大学において診療放射線技師教育ならびに医学物理教育に長年貢献され、筆者を現職に導いてくれた故・田伏勝義名誉教授のご冥福をお祈りする。

(文責：小森雅孝，小口 宏)

## 編集後記

本号には、名誉会員の和田真一先生らによる教育委員会企画連載の3回目、昨年に引き続き Radiological Physics and Technology (RPT) 誌における土井賞受賞論文紹介、そして施設紹介記事を掲載いたしました。ご多用中にもかかわらずご執筆いただきました先生方に感謝申し上げます。さて、RPT 誌に関わる記事の背景としまして IF 獲得支援という趣旨がございます。そこでは、同誌の最新記事がどれだけほかの IF 付雑誌にて引用されるかが問われます。この場をお借りしまして、会員の皆さまのご協力をお願い申し上げます。最後に、消費税が増税となりましたが、販売しております本誌冊子の定価は 2,000 円 (会員 1,800 円)、これまでどおりとなりました。最新の情報につきましては本学会ウェブサイトにてご確認お願いいたします。

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

#### JSMP Editorial Office:

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

ISSN: 1345-5354

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

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

### 医学物理

#### 編集委員長

長谷川智之 (北里大学)

#### 編集委員

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

#### 公益社団法人日本医学物理学会事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町358-5  
(株)国際文献社内  
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

#### 公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

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

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等は MEDLINE で検索できます。

## 賛助会員名

エレクトラ株式会社	東洋メディック株式会社
株式会社応用技研	長瀬ランダウア株式会社
加速器エンジニアリング株式会社	株式会社日立製作所
住友重機械工業株式会社	ユーロメディック株式会社
株式会社千代田テクノル	公益社団法人日本生体医工学会
株式会社通商産業研究社	

目 次

〈連載：教育委員会企画〉

解 説

CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用

(3) 3D-PSFの応用1. CT画像の空間分解能特性変換と標準化

和田真一, 大久保真樹, 成田啓廣, 村尾晃平, 松本 徹…………… 61

〈連載：RPT誌特集〉

平成30年度RPT誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告

川村慎二…………… 68

論文紹介

RPT誌土井賞受賞論文：低コントラスト高ノイズ条件でCT画像の解像力を測定する傾斜ワイヤ法について

富永千晶, 安海弘樹, 後藤光範, 田浦将明, 本間経康, 森 一生…………… 69

RPT誌土井賞受賞論文：Radiogenomicsによるコンピュータ支援診断：遺伝子型とMR画像の形態学的変化の関係の分析

甲斐千遥, 内山良一, 白石順二, 藤田広志, 土井邦夫…………… 70

RPT誌土井賞受賞論文：放射線医学総合研究所におけるブロードビーム炭素イオン線治療の線エネルギー付与の推定

兼松伸幸, 松藤成弘, 稲庭 拓…………… 72

施設紹介

名古屋大学医学部保健学科放射線技術学専攻・大学院医学系研究科医療技術学専攻の紹介

小森雅孝, 小口 宏…………… 73

編集後記…………… 76

【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。