

# 医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2019

Vol. 39

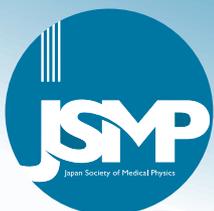
2

<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 2号



日本医学物理学会機関誌

# 目 次

## 巻 頭 言

破壊的イノベーションへつながる医学物理研究

小澤修一 ..... 41

---

〈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

(2) CT画像3D-PSF応用とPSF測定精度検証

和田真一, 大久保真樹, 成田啓廣, 村尾晃平, 松本 徹 ..... 42

---

## 大会開催報告

第117回日本医学物理学会学術大会報告

蓑原伸一 ..... 50

---

## 施設紹介

北海道大学病院医学物理部の紹介

鈴木隆介, 宮本直樹, 高尾聖心, 清水伸一 ..... 54

---

## 書 評

診療放射線基礎テキストシリーズ【1】巻『医用工学』

稲岡秀検 ..... 57

---

記事訂正 ..... 58

編集後記 ..... 59

### 【複写される方へ】

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

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

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

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

# CONTENTS

## PREFATORY NOTE

Medical Physics Research Leading to Disruptive Innovation Shuichi OZAWA .....	41
--	----

---

## 〈Special Issue Series: Educational Committee〉

### REVIEW

Applications of 3D-PSF of CT Image to QA for Thoracic CT-CAD: Part 2. Application of 3D-PSF and Verification of Measurement Accuracy of PSF Shinichi WADA, Masaki OHKUBO, Akihiro NARITA, Kohei MURAO, Toru MATSUMOTO .....	42
--	----

---

### REPORT OF JSMP MEETING

Report of the 117th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Shinichi MINOHARA .....	50
---	----

---

### INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Department of Medical Physics, Hokkaido University Hospital Ryusuke SUZUKI, Naoki MIYAMOTO, Seishin TAKAO, Shinichi SHIMIZU .....	54
--	----

---

### BOOK REVIEW

Hidenori INAOKA .....	57
-----------------------	----

---

ERRATA .....	58
--------------	----

EDITOR'S NOTE .....	59
---------------------	----

## 巻頭言

## 破壊的イノベーションへつながる医学物理研究

日本医学物理学会 教育委員会委員長

小澤修一

広島がん高精度放射線治療センター

皆さんは「破壊的イノベーション (disruptive innovation)」という言葉をご存知でしょうか。これはハーバード・ビジネススクールの Joseph Bower と Clayton Christensen が提唱した概念<sup>1)</sup>で、既存技術を駆逐し、新しい産業を生み出すような破壊的技術から生まれるイノベーションを指します。近年の破壊的イノベーションといえば、スマートフォンが挙げられますが、スマートフォンの普及でパソコンの販売台数が減少し、パソコンのプロセッサで長年世界トップに君臨していたインテル社はスマートフォンのプロセッサに対応できず、世界トップの座を譲ることになりました。一方で、現存する技術や従来の価値観のもとで性能を向上させた新技術によるイノベーションは「持続的イノベーション」と呼ばれます。ある製品（例えばパソコンのディスク・ドライブなど）の開発が進む際には、この持続的イノベーションによる性能向上が頭打ちになったときに、破壊的イノベーションが起きて一気に性能が向上し、この破壊的イノベーションが既存技術となり、持続的イノベーションが頭打ちになると、さらに斬新な技術が生まれ、を繰り返す。そして、研究者の多くは、戦略的マネジメントの本質は、成長のカーブの変曲点を見極め、現在の技術にかわる後継技術を開発することにあると主張しており、大企業や優良企業が衰退する一つの理由は、持続的イノベーションに対しては積極的で、顧客の意見に敏感であったが、破壊的イノベーションへの対応が遅れることであると指摘されています<sup>2)</sup>。

放射線治療における医学物理分野では、IMRT や on-board CBCT による IGRT によってもたらされた変化が破壊的イノベーションと言えるかもしれません。これら新たな技術を臨床導入するにあたり、放射線治療の物理・技術的 QA の価値観や実施内容が大きく変化し、新たな臨床試験が生まれ、これら新規技術が予後や局所制御率、有害事象の発生率にどのような影響を及ぼすか臨床研究が行われ、エビデンスが確立されることで、広く一般に浸透しました。医療における破壊的イノベーションを実現するには、アイデアを商品化することが求められます。このような商品化の取り組みは、(a) 利益相反 (b) 資金 (c) 施設内規定 (d) 法令への対応、などの問題があり、アカデミックな環境や病院では実現が難しく、既存企業では顧客や株主に縛られるため、起業家主導が理想的な環境であると考えられる人もいますが、むしろアカデミックな環境の方が適していると主張する人もいます<sup>3)</sup>。また、大企業が新しい技術を

速く、より安価で獲得して競合他社よりも優位に立つために、自身で開発するよりむしろ新しい技術や企業を買収することもあります。しかし、いずれの環境に身を置いたとしても、医学における物理学の専門家である我々が考えるべきは、新規技術の開発はもちろんですが、その技術が医療にどのように役に立つか、どのような臨床試験を実施してエビデンスを確立すれば、国内だけでなく全世界で破壊的イノベーションを起こせるのか知恵を絞ることではないかと思います。今号に掲載されている第117回日本医学物理学会学術大会報告（蓑原大会長）によると、117回大会は、これまでで最も英語発表の割合が高く44%であったそうです。日本医学物理学会が今後も国際化を推進し、海外からの参加を促す方向性が継続されることを願っています。そして将来的には日本発の新規技術により、医学物理士主導の臨床試験が行われ、世界で破壊的イノベーションが起こることを期待しています。

前号から教育委員会の企画として、新潟大学名誉教授の和田真一先生による「CT画像3D-PSFの胸部CT-CADのQAへの応用」の全4回の連載が開始されました。連載をご快諾いただいた和田先生には心より感謝申し上げます。コンピュータ支援診断 computer aided diagnosis (CAD) は放射線診断医が自らの経験や知識を基にした読影に加えて、検査画像をコンピュータで定量的に解析した結果を参考にして最終的な診断所見を下すものであります。この研究は、肺がんCT検診を高精度な検診法として広く普及させる上でCADが重要な役割を担うことになるということをお前提としており、CADのQAの基礎技術を提案するものであります。このような内容を前号と今号を含め全4回の連載において解説していただいています。CADの研究は、現在話題となっているAIとの組み合わせにより破壊的イノベーションが起こせる可能性がある分野であると思います。皆様、和田先生渾身の連載をぜひ熟読いただければ幸いです。

## 参考文献

- 1) Bower JL, Christensen CM: Disruptive technologies: Catching the wave. Harvard Business Rev. 73: 43-53, 1995
- 2) クレイトン・クリステンセン：イノベーションのジレンマ増補改訂版 (Harvard Business School Press). 翔泳社, 2001
- 3) Yu CX, Bortfeld T, Cai J: In the future, disruptive innovation in radiation oncology technology will be initiated mostly by entrepreneurs. Med. Phys. 46: 1949-1952, 2019

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 (2) CT画像3D-PSF応用とPSF測定精度検証

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 2. Application of 3D-PSF and Verification of Measurement Accuracy of PSF

Shinichi 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

前号において、ヘリカルCTの登場により、体軸方向に連続性の優れた3D-CT画像表示が可能になり、その結果、3D-CT画像を、被写体関数と3D-PSFを用いた画像システムの線形モデルにより精度よく記述すること<sup>1)</sup>が可能となったことに触れ、Z軸方向、X-Y平面のそれぞれにおいて、ファントム実験によるこのことの検証研究<sup>2),3)</sup>を紹介した。そこで、3次元CT画像の歪みや、骨壁に隣接する粘膜肥厚により骨壁肥厚像を呈する現象が、それぞれ3D-PSFのZ軸成分、X-Y平面成分であるSSP(z), PSF(x,y)によるものであることを、画像システムの線形モデルを用いた3D-CT画像のコンピュータシミュレーションによって説明できることを示した。

一方で、これらの研究を通じて、CT画像のシミュレーション精度に3D-PSFの測定精度が直接影響を及ぼすことが明らかになり、PSFの測定精度の追求と精度検証の必要性が改めて課題になった。本稿では、これに対処するために著者らが行った研究を紹介し、さらに、精度検証により得られたPSFを用いた3D-CT画像シミュレーションの応用例について紹介したい。

#### 2. CT画像におけるPSFの測定精度検証法

従来、空間分解能に関わる性能指標として一般に用いられてきたCT画像のPSFが、ヘリカルCTの登場に伴い、生体の3次元的CT値分布関数である被写体関数と、3次元CT画像とを媒介する、画像システムの線形項としての役割を持

つことが確認<sup>2),3)</sup>された。このことより、CTの撮影・再構成パラメータに対応する3次元PSFを、高い精度で測定することが、従来にも増して重要な意味を持つと考えられた。

しかし、CT画像のPSF測定法に関する報告は数多く存在する<sup>4)~9)</sup>が、求められたPSFの測定精度検証法に関する報告は見られなかった。そこで、著者らは、以下に述べるPSFの測定精度の検証法に関する研究を行った。

#### 2.1 精度検証法<sup>10)</sup>の原理・方法

ここでは、CT 3D-PSFのうち、スキャン平面内2次元PSF (CT-PSF)の測定精度検証法について述べる。CT画

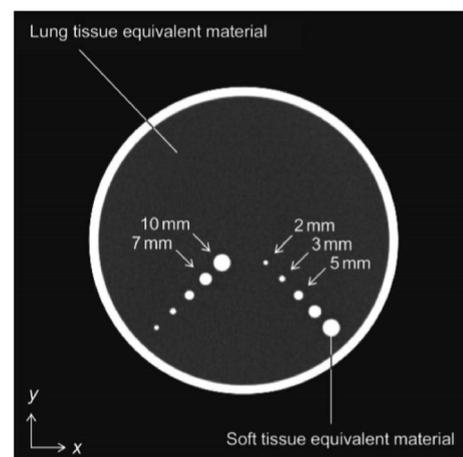


Fig. 1 PSF精度検証用ファントムのCT画像<sup>10)</sup>. 軟組織等価な直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)の円柱構造が配置されている。直径5mmの円柱は撮影FOV中心から5cmに位置する。

\* 新潟大学  
E-mail: swada\_em@emeritus.niigata-u.ac.jp

像  $I(x, y)$  に対して、ここでも画像システムの線形モデルである次式を用いる<sup>1), 11), 12)</sup>.

$$I(x, y) = O(x, y) ** PSF(x, y) \tag{1}$$

$O(x, y)$  および  $PSF(x, y)$  は、2次元(2D)被写体関数とスキャン平面の点像分布関数であり、\*\*は、2次元重畳積分(convolution)である。CT画像のノイズとアーチファクトは無視できるものとする。

著者らは、市販のMDCT性能評価ファントム(MHT-type, 京都科学社製)を用いた以下に示すPSF検証法を考案した。このファントムは、肺野等価CT値で満たされた物質中に、直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)の軟組織等価CT値の円柱構造を配置しており(Fig. 1)、以降このファントムをPSF検証用ファントムと呼ぶ。このPSF検証用ファントムをCT装置ガントリ中心に設置し、円柱構造物の長軸を体軸(Z軸)と平行に配置して固定する。このPSF検証用ファントムを、PSF測定に用いたパラメータと同一条件でCT撮影を行い、画像再構成して、円柱構造物のCT画像を得る。一方、円柱構造物の直径と、空間分解能の影響を受けない円柱構造物固有のCT値からコンピュータ上で被写体関数を生成し、測定によって求めた  $PSF(x, y)$  を用いて(1)式により円柱のCT画像を計算によって求める。円柱の計算CT画像と、撮影・再構成して求めた円柱のCT画像を比較することによって、測定して求めたPSFの精度を検証する。

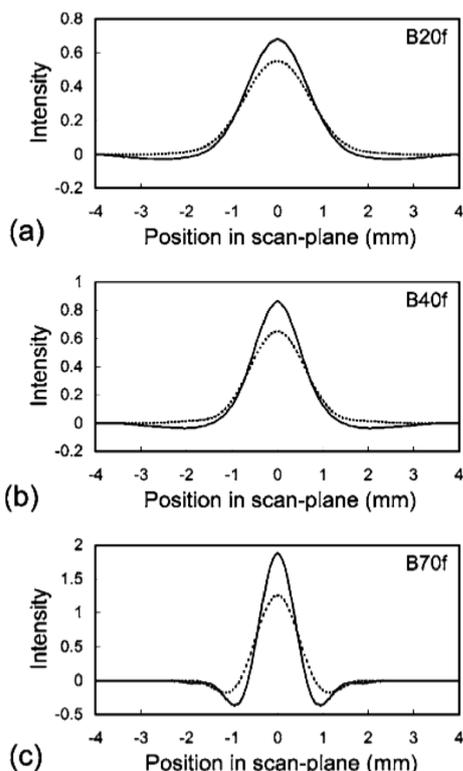


Fig. 2 Al箔(実線)とTi箔(破線)のBooneファントムにより測定されたLSF. 再構成関数はB20f(a), B40f(b), B70f(c)<sup>10)</sup>

この手順によるPSF精度検証法を、次の2つのPSF測定法に対して実施した精度検証例を以下に紹介する。

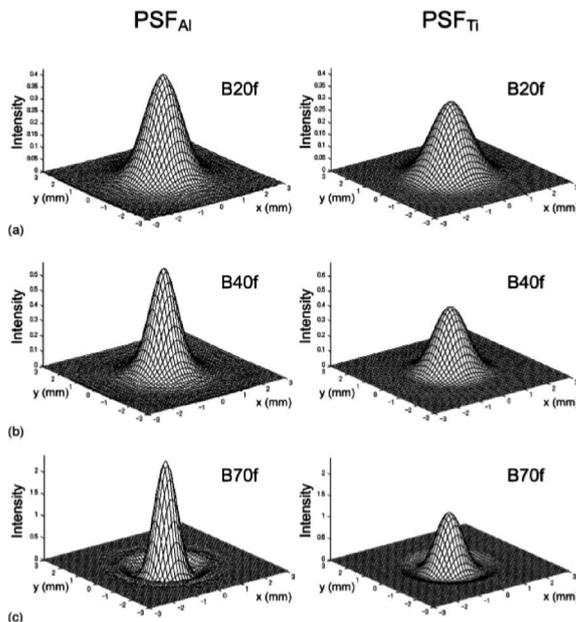


Fig. 3 LSFから決定されたPSF. 左はAl箔, 右はTi箔のBooneファントムにより測定<sup>10)</sup>

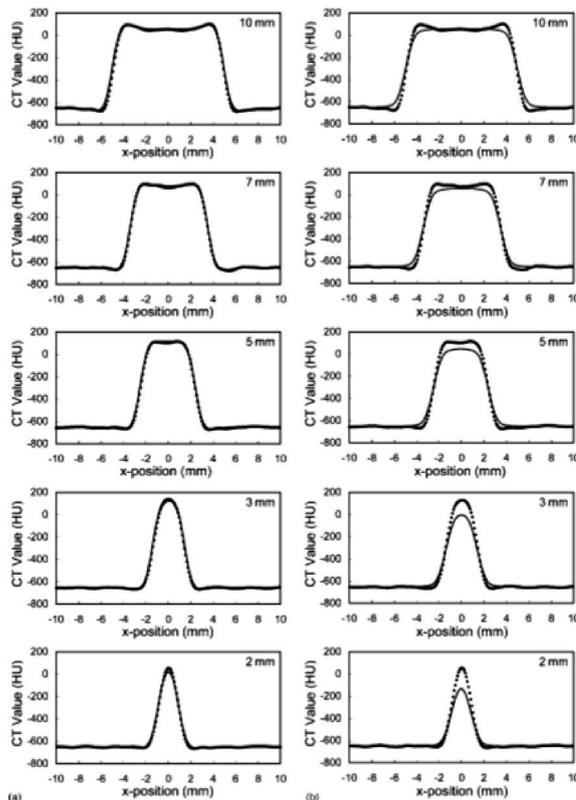


Fig. 4 Al箔(a)とTi箔(b)のBooneファントムから求めたPSFを用いた計算CT画像(実線)と撮影画像再構成により得られたCT画像(点線)の中心CT値プロファイルの比較<sup>10)</sup>. Al箔Booneファントムの結果は、両者よく一致しているが、Ti箔Booneファントムでは、不一致が確認され、測定LSFの精度低下が示されている。

2.2 Boone<sup>9)</sup> ファントム材質とPSF測定精度検証

JM Booneが提案<sup>9)</sup>したMTF測定ファントム（以下Booneファントム）は、金属箔を2枚の軟組織等価板によりサンドイッチ状に挟んだ簡単な構造のファントムである。Booneは、軟組織等価板の材質にbreast phantom slabs, Plexi-glas<sup>TM</sup>やLucite<sup>TM</sup>を、金属箔には、50 $\mu$ m厚Alを推奨し、25 $\mu$ m厚ロジウム(Z=45)箔はアーチファクトが生じ不適切としている。そこで、軟組織等価slabに脂肪等価物質(SZ-49, 京都科学)を、金属箔に50 $\mu$ m厚Al箔と20 $\mu$ m厚Ti(Z=22)箔を用いたBooneファントムを作製し、これを用いてLSFを測定し、PSFを求めた。使用したCT装置は16列MDCT装(Sensation-16, SIEMENS)であり、体幹部用softからsharpまでの3種類の画像再構成kernel: B20f, B40f, B70fを用いてFBPによる画像再構成を行った。2種類のBooneファントムによるLSFとPSFをFig. 2, Fig. 3にそれぞれ示す。

次にPSF検証用ファントムの2, 3, 5, 7, 10 (mm)の円柱構造被写体について、PSF測定と同一条件で撮影再構成して得たCT画像と、(1)式に測定によって求めたPSFを用いた計算画像の中心プロファイルと比較した。Fig. 4に結果の一部を示す。(a)の金属箔にAlを用いたBooneファントムで測定したPSFでは、撮影画像と計算画像のプロファイルがよく一致しているのに対して、(b)の金属箔にTiを用いた結果では、プロファイルの不一致は明らかであり、PSFの測定精度の低下が確認された。Booneファントムの材質の適合性の確認に、提案する検証法が有効で

あることが示された。

2.3 wire, micro-beadを用いたPSF測定法に対する精度検証<sup>13)</sup>

CTのPSFやMTF測定法としてwire<sup>5), 6), 8)</sup>やmicro-bead<sup>11), 14)</sup>がQAを目的として用いられる。これらの方法についての、PSFの測定精度検証例について以下に述べる。

WireでのMTF測定に際し、 $LSF(x) = \int PSF(x, y) dy$ によりwire像を含むCT画像に関心領域ROI(x, y)を設定し、次式によりLSF, MTFが求められる。

$$S(x) = \sum_y ROI(x, y) \tag{2}$$

$$LSF(x) = S'(x) / \sum_x S'(x) \tag{3}$$

$$MTF(\omega) = F [LSF(x)] \tag{4}$$

ここで、 $F$ はフーリエ変換を示す。また $S'(x)$ は $S(x)$ の両端の各3点の平均値を求めて減じたもので、(3)式においてこれを正規化して $LSF(x)$ とした。(2)式のROI内加算pixelを30から50 pixelsの範囲で変化させて(4)式により計算したMTFについて、Wireの結果をFig. 5(a~d)に、micro-beads (Catphan 600, The Phantom Laboratory, NY)の結果を同様にFig. 5(e~h)に示す。CT装置は4列MDCT (Asteion4, Toshiba Medical Systems, Tokyo)、画像再構成kernelは、標準用と肺野用の標準とsharpな関数: FC10, FC50, FC52の結果である。高分解能kernelで

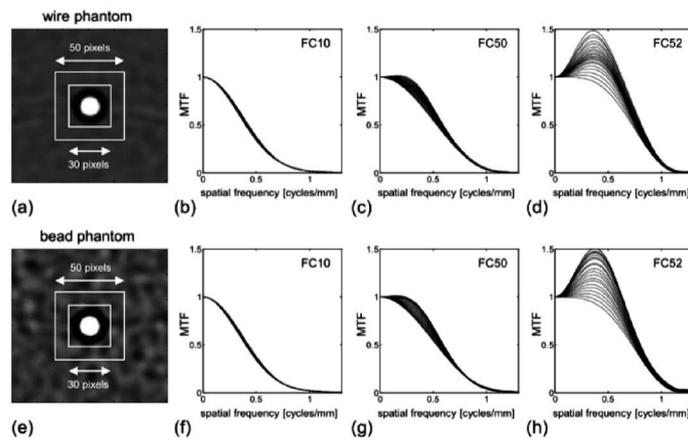


Fig. 5 wire (a, b, c, d)とmicro-beads (e, f, g, h)によるCT画像(a, e)とMTF<sup>13)</sup>。ROI内30-50 pixels加算数の変化に対応するMTFの算出結果を示す。再構成関数FC10, FC50, FC52の結果。FC52において著しい変動が見られる。

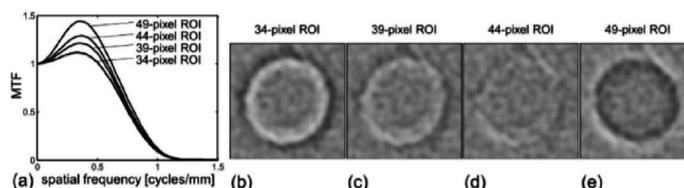


Fig. 6 FC52における、計算画像と撮影画像の直径10mm円柱画像のサブトラクション像<sup>13)</sup>。ROI内加算画素数34 (b), 39 (c), 44 (d), 49 (e)によるWire法MTFに対応するPSFからの計算画像の結果。

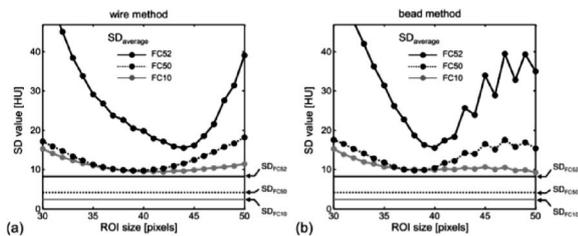


Fig. 7 加算ROIサイズに対する、サブトラクション像の平均SD値。(a)はwire法、(b)はbead法の結果であり、SD値が極小となる加算サイズを再構成関数毎に決定<sup>13)</sup>。

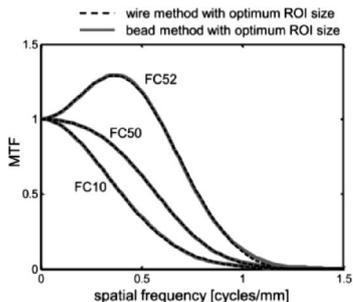


Fig. 8 wire法(破線)とmicro-beads法(実線)において最適化されたMTFは、それぞれの再構成関数で一致していることが確認できる<sup>13)</sup>。

あるFC52において、加算範囲の変化に対するMTFの顕著な変化が示されている。

そこで、PSF検証用ファントムの直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)の円柱構造被写体について、wireまたはmicro-beadsによるPSF測定と同一撮影・再構成条件により得たCT画像と、MTFに対応するPSFにより(1)式により得た円柱構造の計算画像の差分画像を生成した。ROI内加算pixelサイズに対応するFC52のMTFと10mmφ円柱構造物の差分画像をFig. 6に示し、また、ROI内加算pixelサイズをx軸に、円柱構造物差分画像の画素CT値の標準偏差(SD)の平均値をy軸にプロットしてFig. 7に示す。差分画像の画素値のSDを極小とするROI sizeをもって適切なPSFとして検証することができた。

以上の方法により精度検証して得た、それぞれの再構成kernelのMTFをFig. 8に示す。

### 3. 精度検証を伴うCT PSF測定法<sup>15)</sup>

前章において、PSF検証用ファントムを用いてPSF(またはLSF)の精度検証が可能であることを示すことができた。そこで、PSF検証用ファントムのCT画像を用いて、以下の理論的考察により、精度検証されたPSFを算出するための一連のコンピュータプログラムを構築した。

(1)式の両辺をフーリエ変換した(5)式を、さらに式変形(6)と逆フーリエ変換により(7)式を得る。

$$F[I(x, y)] = F[O(x, y)] \times F[PSF(x, y)] \tag{5}$$

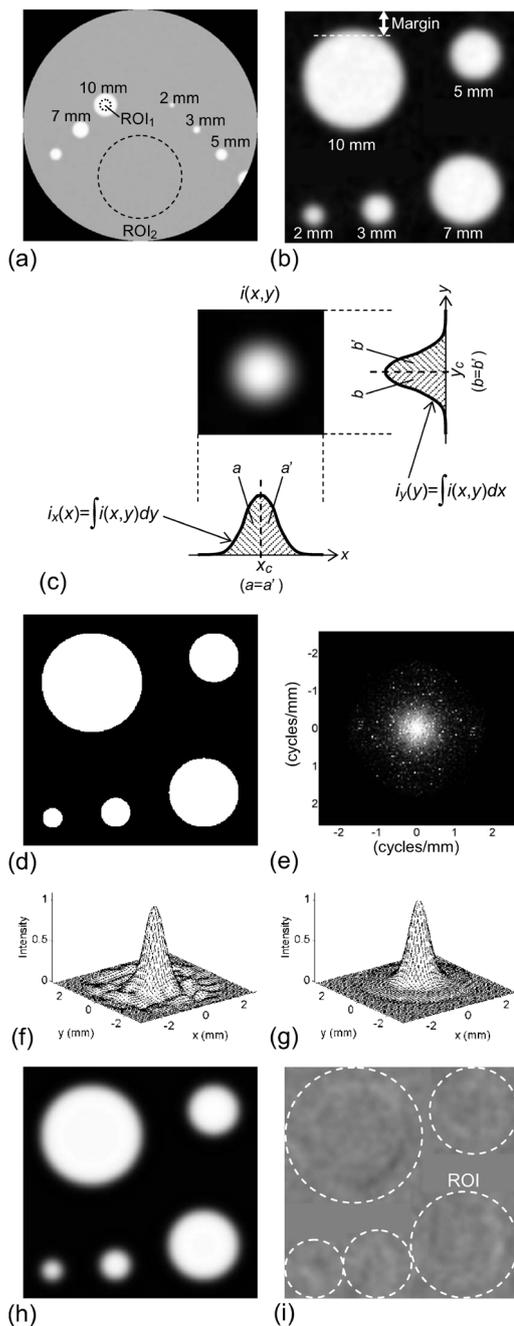


Fig. 9 精度検証を伴うPSF決定法の処理過程<sup>15)</sup>。(a): PSF検証用ファントムのCT画像、(b): 円柱構造の再配置CT画像、(c): 円柱画像の中心座標決定法、(d): (b)の被写体関数、(e): 空間周波数領域フィルタ閾値処理後の(6)式右辺、(f): (7)式に対応して算出されたPSF、(g): 等方性処理によるPSF、(h): PSF(g)と被写体関数(d)からによる計算画像、(i): (b)と(h)の差分画像

$$F[PSF(x, y)] = \frac{F[I(x, y)]}{F[O(x, y)]} \tag{6}$$

$$PSF(x, y) = F^{-1} \left\{ \frac{F[I(x, y)]}{F[O(x, y)]} \right\} \tag{7}$$

これにより、PSF検証用ファントムをCT撮影し、画像再構成して得た2, 3, 5, 7, 10 (mm)の円柱構造のCT画像を

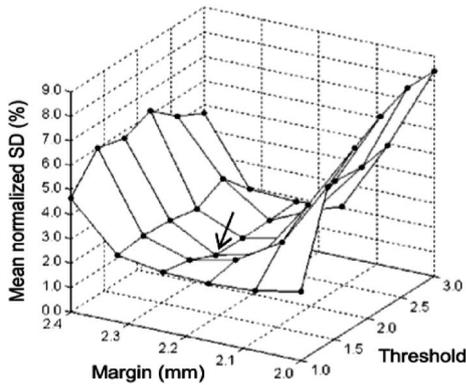


Fig. 10 設定閾値とマージンごとの差分画像平均SD値の2次元分布。最小値を得る閾値とマージンによりPSFが最適化される。GE社CT装置再構成関数boneの一例<sup>15)</sup>

$I(x, y)$ とし、この円柱構造の直径と、空間分解能の影響を受けない円柱構造物固有のCT値から、コンピュータ上で被写体関数  $O(x, y)$  を生成し、(7)式により  $PSF(x, y)$  を求めることが可能になる。

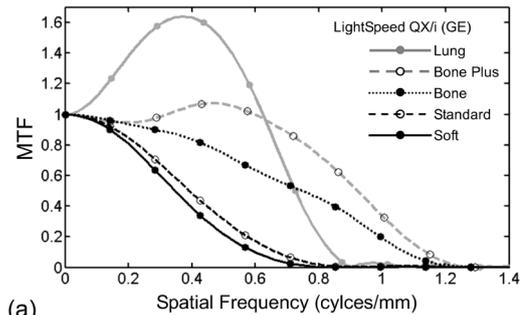
ここで、(7)式は、 $F[O(x, y)] \approx 0$ による発散の問題を含む。そのため空間周波数領域フィルタに閾値 (1.0~3.0:0.4間隔) を使用し、また、被写体関数を構成する5つの円柱構造画像を正方形領域に再配置して、その際のマージン (2.00~2.40 [mm]:0.08mm間隔) を設定して、PSFの最適化計算における変数として用いた。  $PSF(x, y)$  の最適化には、計算されたPSFに対して(1)式により計算画像  $I(x, y)$  を算出し、撮影CT画像との差分画像の標準偏差を定量指標として、これを最小化する閾値とマージンを決定して、精度検証されたPSFとして出力した。 Fig. 9に一連の処理過程を示す。

最適化における閾値とマージンの決定例を Fig. 10に示す。以上の方法によりCT装置メーカー4社(GE Healthcare, Toshiba Medical Systems, Siemens Medical Solutions, Philips Medical Systems)の複数の再構成kernelで精度検証により決定したPSFから求められたMTFを Fig. 11に示す。

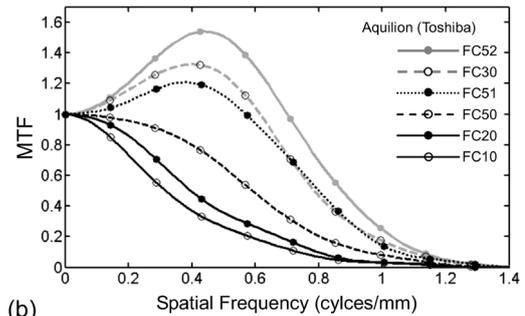
#### 4. 検証PSFを用いたCT画像シミュレーション1： 小球体CT画像表示における3D-PSFの影響<sup>16)</sup>

低線量CT検診が早期肺癌に対して優れた検出能を示すことが報告<sup>17)~19)</sup>され、続いて低線量CT検診の臨床研究<sup>18), 20), 21)</sup>から、CT検診による、肺癌死亡率低下を示す研究結果が報告<sup>22)~25)</sup>されている。ここで、CT検診によって発見された肺内小結節が早期肺癌であるか否かのCT画像所見による鑑別が重要な課題となり、発見された肺内小結節のCT画像サイズと濃度 (CT値) を高精度に測定する手法の確立が必要である。

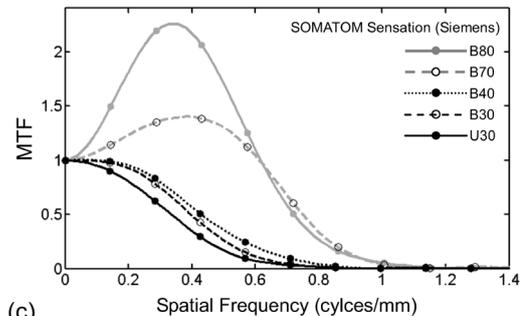
この課題を扱う上で、著者らはCT画像の3D-PSFが肺内小結節のサイズおよび濃度にどう影響するかについて明



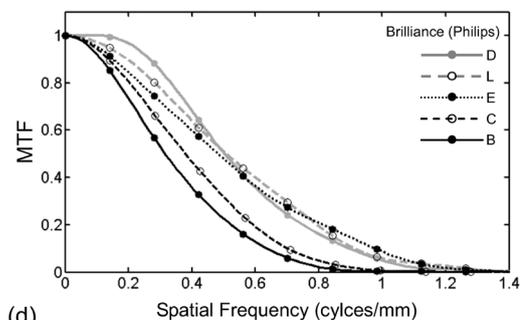
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 11 提案手法により決定した各社CT装置再構成関数のMTF<sup>15)</sup>

らかにすることが必要と考えた。

そこで、低線量CT検診により発見され早期肺癌との鑑別において重要と考えられる肺内結節を想定して、3D-PSFが小球体のCT画像にどう影響を与えるかについてコンピュータシミュレーションによる検討を行った。方法は、本連載において一貫して用いる次のモデル<sup>1), 11), 12)</sup>による。

$$I(x, y, z) = [O(x, y, z) ** PSF(x, y)] * SSP(z) \quad (8)$$

$I(x, y, z)$ は3次元CT画像、 $O(x, y, z)$ は3次元被写体関数、 $PSF(x, y)$ はスキャン(x-y)平面の2D PSF、 $SSP(z)$ は、z軸

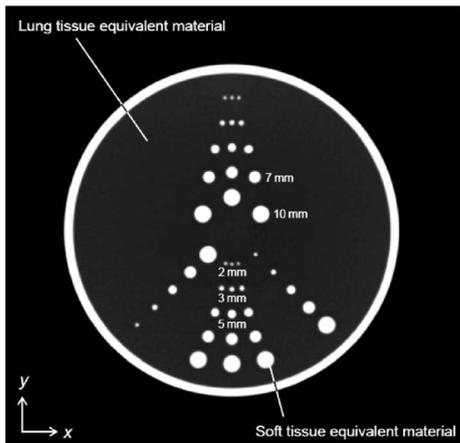


Fig. 12 シミュレーションCT画像の検証に用いたファントムのCT画像<sup>16)</sup>. Fig. 1の円柱構造に、直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)の球体構造が配置されている。

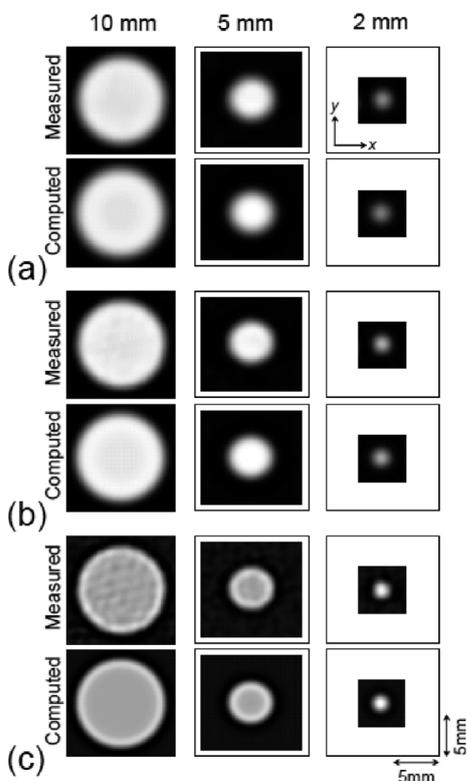


Fig. 13 直径10, 5, 2 (mm)の球体の撮影再構成CT画像と、PSF・SSPによる計算CT像の比較<sup>16)</sup>. 球体中心のx-y平面. スライス厚は0.75mm. 再構成関数は、B20f (a), B40f (b), B70f (c)

方向のSSPであり、\*\*、\*はそれぞれ、2次元重畳積分、1次元重畳積分である。

(8)式による小球体の計算精度検証のために、2.1で用いたMDCT性能評価ファントムの小球体を使用した。このファントムには、Fig. 1と別の断面にFig. 12に示す、直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)の軟組織等価CT値の小球体が配置されており、この球体CT画像と、コンピュータシミュレーションにより計算した球体の計算画像を対比し、計算

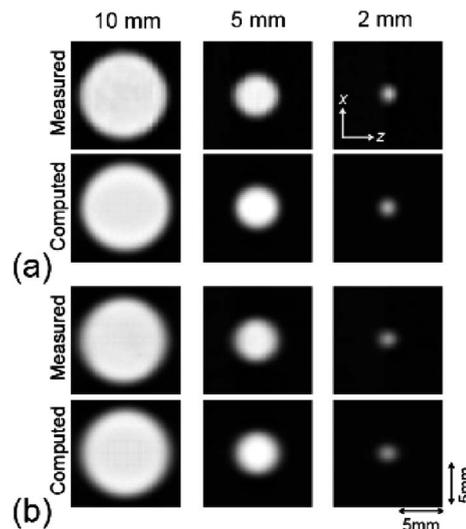


Fig. 14 直径10, 5, 2(mm)の球体の撮影再構成CT画像と計算画像の比較<sup>16)</sup>. 球体中心z-x平面画像. (a): B40f, 0.75 mm スライス厚, (b): B40f, 1.5 mm スライス厚

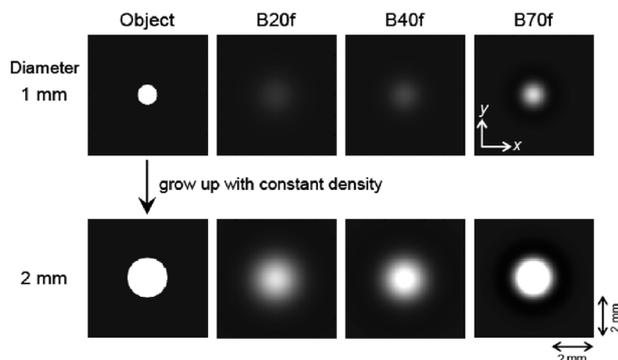


Fig. 15 直径1 mmと2 mmの球体計算CT画像. 被写体関数、B20f, B40f, B70fの順に表示、表示Windowは同一<sup>16)</sup>

精度検証に用いた。

Fig. 13に直径10, 5, 2 mmの球体のCT画像と計算画像のx-y断面画像を示す。再構成関数は2.2にて検証済みのB20f, B40f, B70f, スライス厚は0.75 mmの結果である。Fig. 14は、B40f, スライス厚0.75および1.5 mmのx-z断面画像の対比である。いずれも、ファントムCT画像と計算画像はよく一致した。また、球体画像の中心を通るx軸、z軸プロファイルによるファントムと計算画像の比較でも、直径2, 3, 5, 7, 10 (mm)のすべての球体に対して両者はよく一致し<sup>16)</sup>、(8)式による良好な精度によるシミュレーションが可能であることが確認された。

この結果により、精度検証して得られたPSFを用いて、球体CT画像の計算が良い精度で可能であることが示された。

よって、測定し精度検証して得られたPSF, SSPを用いて、任意のサイズと濃度の小球体の被写体関数から、3次元CT画像が精度よく計算し、求めることが可能と確認された。

以上の検討に基づいて、CT検診によって発見される肺

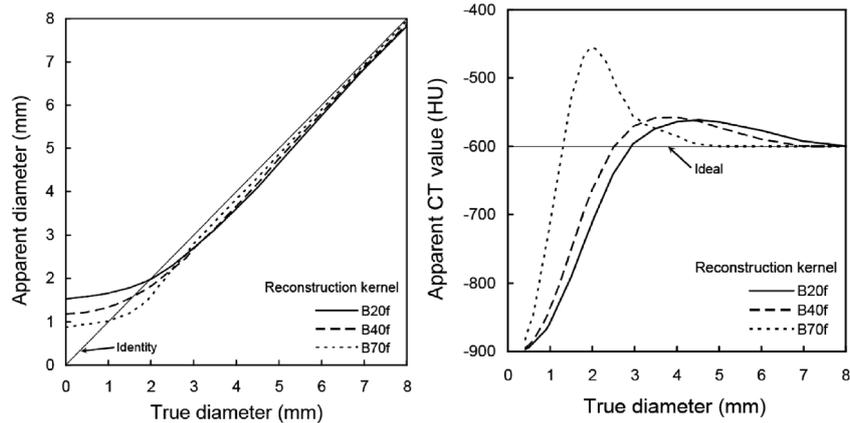


Fig. 16 画像のFWHMを計測直径とし、中心のCT値を計測濃度とした時の球体直径による値の変動. スライス厚0.75 mm, 再構成関数B20f, B40f, B70fにおけるシミュレーション結果<sup>16)</sup>

内結節を想定して、小球体の3次元表示に及ぼす3D-PSFの影響について、(8)式を用いたコンピュータシミュレーションによる検討を行った。

Fig. 15は、このようにして計算した、直径1mm, 2mmで均一密度の球体を被写体としたスライス厚0.75mmのCT画像である。本来の結節のサイズは被写体関数(object)に表示されるが、画像再構成されたCT画像は再構成関数に応じて、そのサイズと濃度は大きく変化することが明瞭に示される。本シミュレーションのスライス厚は、精密検査条件を想定したものだが、画像診断に際して十分に認識すべき情報と言える。

結節のサイズ測定にFWHMを使用し、濃度測定に、結節中心のCT値を結節濃度CTとした場合の、CT画像シミュレーションから得られたサイズと濃度測定値のシミュレーション結果をFig. 16に示す。撮影・再構成条件に伴う3D-PSFの影響を示すデータであり、CT画像から定量データを求める際に、注意すべき点と思われる。

また、PSFとSSPの測定データから、種々の条件で同様のシミュレーションが可能であり、実際の臨床条件において、本法の利用は有益と考えられる。

なお、ここでのシミュレーションは、voxel中心に対して、結節中心のoff-setが0の場合であり、off-set≠0の場合<sup>26)</sup>についての検討は紙面の都合により、次号に紹介する。

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: 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
- 4) Judy PF: The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. Med. Phys. 3: 233-236, 1976
- 5) Bischof CJ, Ehrhardt JC: Modulation transfer function of

- EMI CT head scanner. Med. Phys. 4: 163-167, 1977
- 6) 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一: ワイヤによるCT像の分解能の測定. 日医放会誌 40: 43-51, 1980
- 7) Droege RT, Morin RL: A practical method to measure the MTF of CT scanners. Med. Phys. 9: 758-760, 1982
- 8) Nickoloff EL, Riley R: A simplified approach for modulation transfer function determinations in computed tomography. Med. Phys. 12: 437-442, 1985
- 9) Boone JM: Determination of the presampled MTF in computed tomography. Med. Phys. 28: 356-360, 2001
- 10) 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
- 11) Kalender WA: Computed Tomography, 2nd revised ed. Publicis Corporate Publishing, Erlangen, 2005
- 12) Okubo M, Wada S, Saito M: Validation of the blurring of a small object on CT images calculated on the basis of the three-dimensional spatial resolution. Igaku Butsuri 25: 132-140, 2005
- 13) Kayugawa A, Ohkubo M, Wada S: Accurate determination of CT point-spread-function with high precision, J. Appl. Clin. Med. Phys. 14: 216-226, 2013
- 14) The Phantom Laboratory. Catphan Manual. Salem, NY: The Phantom Laboratory, Inc., 2005
- 15) 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
- 16) 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
- 17) Sone S, Takashima S, Li F, et al.: Mass screening for lung cancer with mobile spiral computer tomography scanner. Lancet 351: 1242-1245, 1998
- 18) Henschke CI, McCauley DI, Yankelevitz DF, et al.: Early lung cancer action project: Overall design and findings from baseline screening. Lancet 354: 99-105, 1999
- 19) Yang ZG, Sone S, Li F, et al.: Visibility of small peripheral lung cancer on chest radiographs: Influence of densitometric parameters, CT values and tumour type. Br. J. Radiol. 74: 32-41, 2001
- 20) National Lung Screening Trial Research Team: The National Lung Screening Trail: Overview and study design. Radiology 258: 243-253, 2011

- 21) Xu DM, Gietema H, Koning HD, et al.: Nodule management protocol of the NELSON randomized lung cancer screening trial. *Lung Cancer* 54: 177–184, 2006
- 22) The International Early Lung Cancer Action Program Investigators: Survival of Patient with Stage I Lung Cancer Detected on CT Screening. *N. Engl. J. Med.* 355: 1763–1771, 2006
- 23) The National Lung Screening Trial Research Team: Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N. Engl. J. Med.* 365: 395–409, 2011
- 24) Paci E, Puliti D, Pegna AL, et al.: Mortality, survival and incidence rates in the ITULUNG randomized lung cancer screening trial. *Thorax* 72: 825–831, 2017
- 25) Nawa T, Fukui K, Nakayama T, et al.: A population-based cohort study to evaluate the effectiveness of lung cancer screening using low-dose CT in Hitachi city, Japan. *Jpn. J. Clin Oncol.* 49: 130–136, 2019
- 26) Ohno K, Ohkubo M, Marasinghe JC, et al.: Accuracy of lung nodule density on HRCT: Analysis by PSF-based image simulation. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 13(6): 227–292, 2012

## 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月より新潟大学教授, 医学部保健学科放射線技術科学専攻, 同大学院保健学研究科放射線技術科学分野担当. 2018年3月31日定年退職. 2018年4月1日新潟大学名誉教授称号授与(第594号), 日本医学物理学会名誉会員(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「医療ビッグデータ利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).

## 大会開催報告

## 第117回日本医学物理学会学術大会報告

大会長

蓑原伸一\*

神奈川県立がんセンター物理工学科

## Report of the 117th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

President of the 117th Meeting of JSMP

Shinichi MINOHARA\*

Section of Medical Physics and Engineering, Kanagawa Cancer Center

## 1. はじめに

第117回日本医学物理学会学術大会が2019年4月11日～14日の4日間にわたってパシフィコ横浜で開催されました。本大会はJRC2019として、第78回日本医学放射線学会総会（JRS；山下康行総会会長）、第75日本放射線技術学会学術大会（JSRT；石田隆行大会長）、および国際医用画像総合展（ITEM）との合同で開催されたものです（図1）。

JRC2019全体のメインテーマは「革新的な放射線医学を一患者に寄り添って」（Innovative Radiology close to the Patients）で、学術大会や論文等で報告される放射線医学の新たな知見・最新の技術が、臨床として患者の診療に反映できているかを見つめ直し、さらに放射線医学を進めていくにはどうしたらよいかを考えてみよう、ということでした。JRC全体の参加登録者数は約13,000人で、このうちJSMPの参加登録者数は、正会員844名、学生181名、合計1,025名と、盛況に終えることができました。

## 2. 英語発表の新たな試み

大会は、長谷川智之実行委員長のもと実行委員10名、黒岡将彦プログラム委員長のもとプログラム委員30名の方々と準備を進めてきました。

今大会からの新たな試みとして、英語と日本語の発表をセッション単位で分けました。これまで国際化に向けて英語での発表を推奨しつつも、各セッションは英語と日本語の発表が混在していました。そこで今回からは演題申し込み時点で、英語発表にするかどうかを選択してもらい、英語発表の方は報文集から発表・質疑まですべて英語で行ってもらい、またそのために英語だけのセッションに分け、座長にも英語での進行をお願いしました。一方で大会長賞は英語発表者のみから選ぶことを募集時点で明記しインセンティブを与えました。その結果、発表演題数168件（日本人146名、外国人22名）のうち英語発表が74件となり、

17セッションを英語のみで構成しました。さらに従来は事前登録のCyPosの評価のみで賞を決定していましたが、今回はCyPosで事前に受賞候補者をノミネートした後、今日の英語発表（質疑応答を含む）を採点・評価し、大会長賞（金、銀、銅）を最終決定しました（表2）。この方式は、採点を行っていただいた実行委員等の先生方には当日まで大変であったと思いますが、英語発表の質を上げていくことに今後とも寄与できると思います。

## 3. 企画セッション

3学会合同の企画としてAI関連に重点を置き、特別講演「人工知能の進展と医療・ヘルスケアにおける可能性（東京大学松尾豊先生）」、合同シンポジウム1「Value-based Imaging: AI時代を見据えて画像診断の価値を考える」、合同シンポジウム2「人工知能を用いた革新的な放射線医学」、および「ディープラーニング・ハンズオンセミナー」を企画しました。さらにJSMP単独の企画としてこれらを補完し技術的な知識・理解を深めるために、早朝教育講演「AIの基礎と展望」、生体医工学会との合同「AIの応用；CADにおける機械学習」を開催しました。これらAIに関



図1 各大会長とJRC代表理事

\* 神奈川県立がんセンター物理工学科 [〒241-8515 神奈川県横浜市旭区中尾2-3-2]  
Section of Medical Physics and Engineering, Kanagawa Cancer Center, 2-3-2 Nakao, Asahi-ku, Yokohama, Kanagawa 241-8515, Japan  
E-mail: minoharas@kcch.jp

した会場は、いずれも多くの参加者を得ることができました。AIの利用については会員の関心が高い一方で、講演された先生方からは、一時の過熱的なAIブームはすでに過ぎ去り、一つの技術として地に足の着いた具体的な応用開発へシフトしているという意見もうかがえました。

またJSMPが主体となって企画した合同シンポジウム3「腫瘍の顔をとらえる：生物学的不均一性に応じた放射線治療の幕開け」はメインホールで716名の参加者を得て好評でした。このシンポジウムでは5人の中堅若手の先生方に講演をお願いしましたが、企画段階で意図したように新たな視点から刺激的な講演になったと思います。なおこれについては5人の演者に解説記事をお願いしてあり、「医学物理」誌で特集記事として掲載の予定です。ご期待下さい。

昨年度からスタートした3学会合同教育セッションは今回「脳腫瘍の診断から治療まで」となりJSMPからはBNCTの医学物理についての講演を行いました。JSRT-JSMPの合同企画では、JSMPからの海外招聘特別講演にハーバード大学のHak Soo Choi先生をお招きし「Shine a Light on cancer; Bioimaging and Nanomedicine」の講演をいただきました。またRPT誌関連では「RPT誌に論文を投稿するために：著者×査読者＝良い論文」（7演者）、「RPT誌優秀論文土井賞授賞講演」をJSRTと合同で行いました。

JSMP企画シンポジウム「標的アイソトープ治療の医学物理」（6演者）では、ドイツからのPeter Thirolf先生を交え活発な議論がなされました。海外招聘特別講演ではIOMP会長Madan M. Rehani先生に「Making imaging safer; Where we are and vision for future」で講演いただきました（図2）。その他、セミナー「科学研究費に採択されるために」（6演者）、「QAQC委員会報告」、「医学物理教育コース交流会」、「早朝教育講演」（3演題）、「ランチタイムレクチャー」（3演題）などを企画しました。早朝教育講演は今回から時間を早めて8時開始（従来は8時15分）としましたが、いずれも隣接するサテライト会場とあ



図2 IOMP会長 Rehani先生の講演

わせて多くの参加者を得ました。またランチタイムレクチャーはいずれも150名を超える参加者で好評でしたが、特に土曜の「IMRT検証の現状と将来」では360名（会場定員240名）となり、立ち見であふれていたかと思います。

このように企画したセッションは、いずれも多くの参加者を得て好評でした。しかし一方で、現状の大会スケジュールだと、合同企画を含め同時刻に複数のシンポジウム等が重なってしまい、両方興味があってもどちらかを選択せざるを得ず、またその組み合わせによっては参加者が偏ってしまうことが懸念されました。限られた日程・会場数の中で、多くの会員の皆さまに満足いただけるようなセッションを配列するかは、大会を準備する立場からは難しい問題です。

#### 4. 一般演題の状況

当初の演題申し込み件数は、180件（国内150件、国外30件）ありましたが、プログラム委員会審査・倫理審査の時点で2件が非採択となり、さらにその後の演題取り下げが10件（国内3件、国外7件）あり、最終的な一般演題発表件数は168件（国内146件、国外22件）となりました。

国外のAFOMPメンバーについては、国際交流委員会と協力してトラベルアワードを設け、海外からの参加を呼び掛けています。今回12名からのトラベルアワード申請があり、発表内容のサマリー書類に基づいて評価し5名を選出しました（表2）。残念ながら国外からの演題取り下げ7件は、審査で選外となったものでした。限られた予算の中で、AFOMPメンバーの参加促進とトラベルアワードの件数をどうするかは、今後とも課題が残りますが、受賞で発表された若手の方々が、JSMPでの発表を非常に喜んでおられたのは印象的でした。

最終的な発表演題168件のうち、英語発表74件、日本後発表94件でした。春の学術大会の発表演題数について、過去5年間の推移を図3に示します。これまでと比較して、英語発表の割合が多く44%を占めました。

#### 5. 研究発表の動向と今後

最近の発表演題の傾向について、2000年、2010年、および今回2019年のデータをもとに調べてみました（表1）。この検討内容は開会式の基調講演で私から紹介しました。2000年以降の会員数は、10年ごとに約1,000名ずつ増加していますが、春の学術大会の一般演題数は2010年頃から毎回160件前後で横ばいです。現状のパシフィコ横浜の会場数では、これ以上は受け入れ難いという実情はありますが、会員数増に対して発表件数が伸びていない（≒春の学術大会では会員数に対する発表件数の割合が減少している）というのは、学会活動としては気になることです。

一方、発表された研究分野の変遷をみると、大きなくりでは、この20年で診断領域での研究発表の割合が

半減し、一方、治療分野の研究発表が3倍に増えています。しかし、その内訳をもう少し詳しく調べてみると、違う事情も見えてきます。2000年代は、IMRTに代表されるような照射技術の高精度化・複雑化で、放射線治療のための、線量分布の検証・QAの測定に関連した発表が増え（測定分野から治療分野への移行）、その結果、現在、IMRTはごく標準的な照射法として普及しています。さらに2010年代になると、高分解能のX線FPDの治療機器への搭載やコンビームCTの導入で、Image Guided Radiotherapy分野の研究発表が増え（診断分野から治療分野への移行）、これも現在は治療機器の標準的な機能として普及しています。このように医学物理は、臨床への普及・標準化に大きく寄与してきました。

では、次の5年、10年は、どのような展開となっていくでしょうか。1つは、今回の学術大会でも多くの講演が企画されたAIに代表されるデータサイエンスを背景とした分野があります。すでに診断領域では多くの実用化研究が行われていますが、いずれ治療分野でも大きな割合を占め

ることになるだろうと思います。さらにそれらを基盤に、コンセプトとしては以前から言われていたTheranostics, Biological Dose Painting, あるいはTargeted Radioisotope Therapyといった治療技術の実用化が加速されると思います。このような背景で次世代を見据えたシンポジウムとして今回「腫瘍の顔をとらえる—生物学的不均一性に応じた放射線治療の幕開け—」, 「標的アイソトープ治療の医学物理」を企画したわけですが、会場の熱気と言えるような独特の雰囲気に関心の高さを感じました。またランチタイムレクチャーに企画した「Development on-line adaptive radiotherapy」では治療機器に搭載されたリアルタイムのMRI画像に、従来のIGRTとは異次元の展開を期待できたのではないかと思います。

今後、データサイエンスは、最新の診断情報に治療のための新たな解釈を与え、これまで以上に診断と治療の結びつきを強めることになるかと思っています。それを受けて、物理側では線量や線質の制御技術、あるいはより高度な治療計画シミュレーションの研究が進むと思います。しかし臨床に普及させていくのに、これら新しい診療技術の品質を、どう検証していくかは、医学物理にとって大きなテーマです。そのためには、従来のハードウェア/計測可能な物理

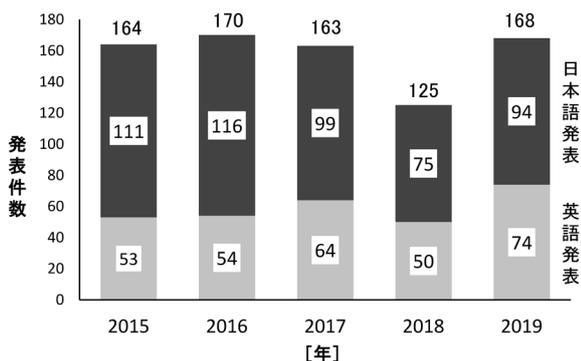


図3 過去5年間の発表演題数の推移

表1 発表分野の変化

年度	2000年	2010年	2019年
会員数	約700名	1,660名	2,584名
春の学術大会の一般演題数	62件	177件	168件
診断 (X線, PET, MRI) [%]	33.9	27.1	16.1
画像処理, 医療情報 [%]	19.4	9.6	12.5
放射線測定, 防護 [%]	22.8	11.9	8.3
治療 (光子線, 粒子線) [%]	19.4	46.9	60.7

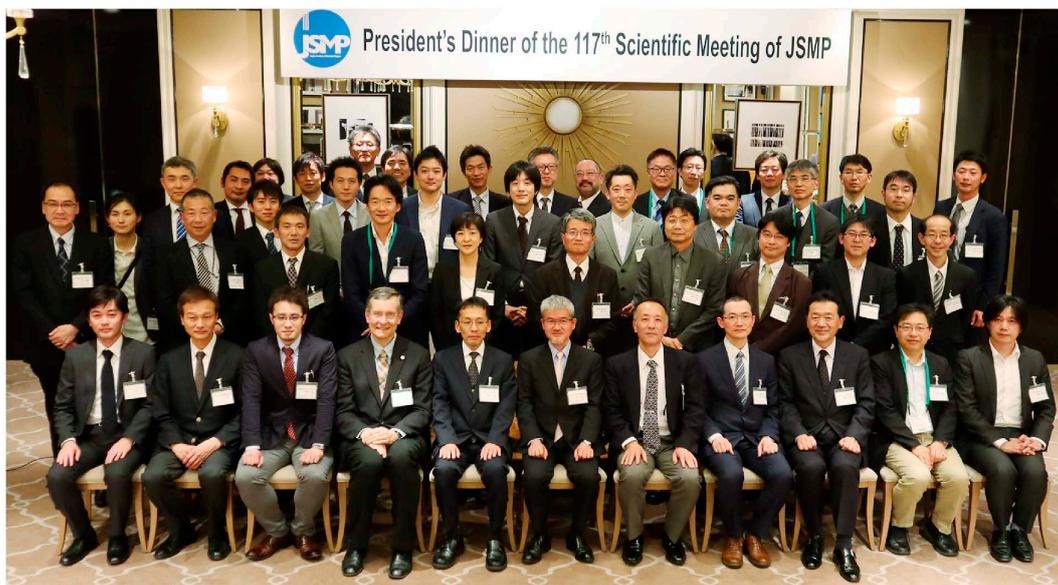


図4 大会長招宴にて (招待者, JSMP役員, 他)

表2 大会長賞およびトラベルアワードの受賞者

JSMP117 President's Award Gold, Silver and Bronze (Ceremony: Sunday, April 14, 2019 15:00–16:30 at Main Hall)

Award	ID	Authors	Title	Session category
President's Award Gold	O-105	Yumika Hanada, Akihiro Nohtomi, Taishi Ueki, Ryosuke Kurihara	Fundamental study of the neutron ambient dose-equivalent measurement using two CsI self-activation sensors	Radiometry/Spectrometry/ Dosimetry/Protection E1 Measurement and dosimetry
President's Award Gold	O-111	Hiroya Shiomi, Yuichi Akino, Iori Sumida, Norihisa Masai, Ryoong-jin Oh, Kazuhiko Ogawa	Development of a raster scan IMRT using robotic radiosurgery system: Part II, optimization of fluence map	Radiation Therapy (photon/electron) E4 Algorithm/Others
President's Award Gold	O-118	Hikaru Nemoto, Noriyuki Kadoya, Tomohiro Kajikawa, Yujiro Nakajima, Takayuki Kanai, Yoshiro Ieko, Ken Takeda, Keichi Jingu	4D-CBCT ventilation image-based VMAT plans are comparable to 4D- CT ventilation image-based plans: Evaluating 4D-CBCT ventilation images	Radiation Therapy (photon/electron) E5 Treatment planning 1
President's Award Silver	O-025	Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Naoki Kawachi, Kei Kamada, Katia Parodi, Taiga Yamaya	Whole gamma imaging: Demonstration of the $\beta + \gamma$ coincidence	Nuclear Medicine E1 Nuclear medicine 1
President's Award Silver	O-096	Weishan Chang, Yusuke Koba, Takuya Furuta, Shunsuke Yonai, Shintaro Hashimoto, Shinnosuke Matsumoto, Tatsuhiko Sato	Development of a CT-number parameterization method and validation for Monte Carlo simulation of carbon-ion radiotherapy: A preliminary study	Radiation Therapy (heavy particle) E1 Simulation/Others
President's Award Silver	O-122	Shohei Tanaka, Noriyuki Kadoya, Kazuaki Nakane, Tomohiro Kajikawa, Kota Abe, Suguru Dobashi, Ken Takeda, Keichi Jingu	Homology as novel radiomic features for prediction of the prognosis of lung cancer based on CT-based radiomics	Radiation Therapy (photon/electron) E6 Machine learning
President's Award Bronze	O-035	Shintaro Anbo, Mitsuhiro Nakamura, Nobutaka Mukumoto, Tomohiro Ono, Takashi Mizowaki	Three-dimensional tumor position estimation using image features on orthogonal kV X-ray projections: Comparison of two feature extraction algorithms	Radiation Therapy (photon/electron) E1 IGRT
President's Award Bronze	O-086	Ryo Kakino, Mitsuhiro Nakamura, Takamasa Mitsuyoshi, Takashi Shintani, Hideaki Hirashima, Yukinori Matsuo, Takashi Mizowaki	Prognostic prediction based on diagnostic CT image features before SBRT for lung cancer patients: A retrospective single-institutional study	Image Informatics/ Processing/Analysis E2 Radiomics
President's Award Bronze	O-097	Taisuke Takayanagi, Tomoki Uesaka, Kikuo Umegaki, Hiroki Shirato, Taeko Matsuura	Simulation studies of a proton range- verification method using ionoacoustic wave generated from spherical gold fiducials	Radiation Therapy (heavy particle) E2 Range verification

JSMP117 Travel Award

ID	Awardee	Title
O-030	Rafidah Zainon	Feasibility of 3D printed patient specific thyroid phantom for radiation dosimetry
O-043	John Paul O. Bustillo	Designing a 3D printed radiotherapy phantom using 3D Slicer software
O-085	Siti Aishah Abdul Aziz	Relationship of MoCA assessment with hypometabolic region of 18F-FDG PET/CT in Alzheimer disease patients
O-114	Le Trong Hung	Pediatric craniospinal irradiation with general anesthesia at Hue Central Hospital
O-119	Mohammad Mokhlesur Rahman	A hybrid IMRT technique for treatment of breast cancer: a dosimetric study

量に基づく QA/QC とは異なった方法論・アプローチが必要です。例えば、個別適用でのリアリティのある高度なシミュレーション、さらにシステム化・効率化・迅速化ということができて初めて普及し「革新的な放射線医学を一患者に寄り添って」につながります。ぜひ若い方々に新たなテーマとして、チャレンジしてもらいたいと思います。

6. おわりに

春の医学物理学術大会は、JRCのメンバーとして、JRS、

JSRTの実行委員の先生方と協力し、約1年がかりで準備を進めて行きます。無事に終わってしまうと、あっという間だったとの感想ですが、その間、JSMPの理事会・委員会の先生方にご議論・助言をいただき、またJRC事務局・JSMP事務局には多大な支援を頂きました。大会開催にご尽力いただいた多くの皆様に心より感謝申し上げます。さらに拙い私の大会長のもとで、実務の最前線に立って奮戦いただいた長谷川実行委員長、黒岡プログラム委員長にあらためて感謝いたします。

## 施設紹介

## 北海道大学病院医学物理部の紹介

## 1. はじめに

北海道大学病院は、札幌市中心部の札幌駅からほど近くにある北海道大学キャンパスの北部に位置しています。北海道大学のキャンパスは非常に広大（東京ドーム38個分とのことです！）で、札幌駅から地下鉄で1～2駅が北海道大学病院の最寄り駅となります。北海道大学病院から見えるイチョウ並木は、秋の紅葉が大変有名で、黄色に色づく時期には毎年観光客や市民の皆さんが訪れていますが、冬の雪景色も綺麗で、春の新緑、夏の美しい緑と、四季折々楽しませてくれます。

北海道大学は「Boys, be ambitious」で有名なクラーク博士を初代教頭に迎え、1876年に前身の札幌農学校が開校したのが始まりです。前身の医学部附属病院が1921年設置され、X線診療が開始されました。1947年の放射線医学講座誕生以降、北海道大学の放射線分野は、このクラーク博士の言葉通り？ RALSや治療計画用CT、PACS、そして近年では動体追跡放射線治療と日々輝かしい先駆的な開発を行ってきました。

北海道大学病院における医学物理部門は、2006年に設置された分子追跡放射線医療寄附研究部門がベースで、その後、医学研究院や工学研究院の特任教員が加わり、放射線治療科所属の医学物理士の誕生などを経て、様々な領域で活躍する医学物理関係の業務を統合する必要から、2019年度に「医学物理部」が新設され一つの完成形を迎えました。現場における人員として、医学物理士6名、ドジメトリスト2名および医学物理士アシスタント複数名を抱えるほか、関連する技術補佐員などを含め、現在は総勢19名の所帯で臨床業務に携わっています（図1）。

我々医学物理部は、北海道大学病院での活躍の領域を確立し、臨床に貢献していく所存です。その前哨戦として、

昨年末の放射線科・核医学・医学物理合同忘年会に初めて当番幹事として加えて頂き、臨んだ結果は、これまでの医学物理部門の経験そして、新任教員の田中先生のピアノ演奏によるサポートもあり大成功を収め、新しい部門として仲間入りができたのではと自負しております。まずは幸先のよい船出となりました。以下では、我々が北海道大学病院で担っている臨床業務と共に、次世代への教育、新しい装置などの開発についてご紹介させていただきます。

## 2. 運用状況の紹介

## 2.1 X線治療

光子線治療用のリニアックとしては、3台（Clinac iX 2台、TrueBeam 1台、いずれもVarian Medical Systems社）を保有しています。Clinac iXのうち1台とTrueBeamが動体追跡装置（SyncTraX、島津製作所）を備えており、動体追跡治療のお膝元ならではの環境となっています。SyncTraXは本学と島津製作所との共同研究のもとで開発実用化され、Clinac iXに組み合わせたSyncTraXが本邦初号機になります。開発時期には様々な苦労がありましたが、薬事取得を経て2014年度から臨床を開始して以降、現在までに200例を超える定位放射線治療に利用されています。動体追跡装置を用いた治療としては、肺や肝臓の動体追跡治療のほか、前立腺治療時のマーカ位置決めにも利用しています。また、TrueBeamとSyncTraXを組み合わせた治療システム（図2）では、従来システムと比較して線量率が高いことから治療時間を短縮できており、典型的な肺の定位照射の治療時間は20分前後です。

光子線治療における医学物理部の大きな臨床業務として、IMRT/VMATの治療計画/QAがあります。医学物理が関与して以降、IMRT/VMATの件数は年々増加しており、現在は年間計画件数として約300件となっています。割合とし



図1 医学物理部スタッフ集合写真



図2 TrueBeamとSyncTraXを組み合わせた治療システムの  
外観写真

ては頭頸部が半数以上を占めており、次いで前立腺が多く、その他としては髄膜種や食道、胃MALTリンパ腫など多くの領域をカバーしています。近年では、VMATへの移行を積極的に進めており、大半の治療計画をVMATで行っています。IMRT/VMATの治療計画装置にはPinnacle<sup>3</sup>をメインに使用しているほか、Eclipse、XiOを保有しており、3D-CRTの計画、比較検証、研究用として利用しています。また、画像レジストレーション機能などを有するソフトウェアMIM Maestro (MIM Software社)を利用し、計画変更時のROIを1stプランから作成するなどして、増え続ける治療計画の効率化を図っています。治療計画/QAのほか、装置QA、コミッションングなども実施しており、年々増加する高精度治療の品質の担保に貢献しています。

## 2.2 陽子線治療

本院の陽子線治療センターは(図3)、世界のトップを目指した先端的研究推進のための「最先端研究開発支援プログラム」(2009~2013年度)の支援による研究開発を経て、2014年3月に治療が始まりました。その最大の特徴は、本学で1999年に開発され、以来20年以上の臨床実績を有する動体追跡技術と、日立製作所が2008年に米国MDアンダーソンがんセンターにて商用の陽子線治療装置として世界で初めて実現したスポットスキャンニング技術の融合にあります。

スキャンニング照射法は、二対の走査電磁石による平面方向への陽子ビームのスキャンと、シンクロトロンからの射出エネルギーの変更による深部方向のブラッグピーク位置調整により、腫瘍の三次元形状に合致した照射野形成を可能にする技術です。ボラスおよびコリメータを必要とし



図3 陽子線治療システムの外観写真



図4 小児治療の様子

ないため、ビーム利用効率に優れる、中性子の発生が少ない、また大照射野を実現可能といった利点があります。本施設では40×30cmの照射野サイズを活かし、パッチ照射法を用いることなく全頸部や食道の治療を実施しています。更に、スキャンニング照射法により強度変調陽子線治療(IMPT)も可能となっています。IMPTはX線治療におけるIMRTと同様、複数門の同時最適化により所望の線量分布を得る治療計画法であり、陽子ビーム自体の優れた物理特性と相まって腫瘍への線量集中とリスク臓器の大幅な線量低減を実現できます。本施設では2015年8月にIMPTを開始し、以降、全体の約1/3の症例に対してIMPTを適用しています。

呼吸性移動などを伴う部位におけるスキャンニング照射では、動的なビーム送達と標的の動きの相互作用、いわゆるinterplay effectにより標的線量の均一性および集中性が低下することが知られています。本施設では、腫瘍あるいはその近傍に留置された金マーカーの三次元位置を二方向からのX線透視によりリアルタイムに認識する動体追跡技術を用いたゲーティング照射により、interplay effectを低減した高精度な治療を実施しています。現在、肺、肝臓、膵臓、および前立腺の症例に対して動体追跡技術を適用しており、約半数の患者に対して本技術が用いられています。

2016年度から小児固形がんに対する陽子線治療が保険診療となり、本施設でも全患者の約2割が小児患者となっています(図4)。小児の治療においては、治療前プレパレーションによる動機付けや治療期間中の日毎のごほうびシールの貼付、また照射中のプロジェクターを用いた動画視聴などの工夫により自発的な治療への参加を促し、多くの患児が鎮静を行うことなく治療を完遂しています。また、小児科、麻酔科などを始めとする関係各科との連携による全身麻酔下での治療も行っています。

### 3. 研究・教育ミッション

医学物理部のスタッフの多くは病院もしくは大学に所属する教職員であり、臨床業務に加えて、研究・教育も必須業務となっています。研究に関しては、北海道大学は、病院、医学部、工学部などが同一キャンパスの徒歩圏内にあることも手伝い、古くから医工連携の協力体制が整っており、医学物理部の教員も分野横断型の大型国プロジェクトに参画するなどして、動体追跡陽子線治療のような新しい治療技術の開発などの成果をあげてきました。また、教員の多くが自ら立案した研究テーマで科研費を取得し、臨床業務と並行して研究を進めています。

教育に関しては、がんプロフェッショナル養成コースや医学物理士認定教育コースを基盤として、治療の現場や他学部の協力をいただきつつ、次世代の医学物理士の教育を進めてきました。これらの活動が実り、2017年度に北海道大学に新たな大学院として「医理工学院」が新設されました。医理工学院では2つのコースを設けているほか、医学物理士の教育コースを整備しており、現場と連携した教育を受けられるよう、特別なカリキュラムを組んでいます。現時点で、修士課程学生が28名、博士課程学生が20名在籍しています。医学物理部の多くの教員は医理工学院の専任教員であり、責任を持って各分野を運営する立場として、それぞれが複数の学生の主指導教員となり教育を進めています。今春に修了した第1期生については、メーカー就職や博士課程進学など、全員が希望に沿った進路を決めており、順調な滑り出しです。多くの学生が医学物理学会などで研究発表をしており、いくつかの演題で学会賞を受賞するなど、教育と研究のよい循環ができてきていると実感しています。



図5 サマースクールの講義風景

外向きのアウトリーチ教育活動も盛んです。2014年より、毎年夏に医学物理サマースクールを開催しており、我々教員のほか、スタンフォード大学などから招いた講師らにより、光子線、陽子線の治療に関わる講義や、放射線生物の話なども交えて、多岐にわたる講義を展開しています(図5)。座学に加えて、計測やQAの実習を取り入れることもあり、参加者からはよい評判を得ています。病院として国内外の施設からの研修も受け入れており、直近ではスペインから来られた医学物理士の方が3カ月間研修の目的で滞在しており、母国での施設立ち上げのために非常に有益であったということでした。我々にとっても異文化交流のよい機会であったと感じています。

### 4. おわりに

北海道大学病院に医学物理部門が設置されてから医学物理部の設立まで、確立した部門として様々な業務を進めてこられたのも、我々医学物理スタッフの業績・実績だけではないと得ず、医師、技師、関連教員の理解と御協力が不可欠であったことを忘れずに、今後も業務に邁進していきたいと思えます。恵まれた環境を活かし、研究、臨床に携わる次世代の医学物理士や放射線治療に関わる優秀な人材を輩出できるよう、尽力していく所存です。最後に、本稿作成に御協力いただいた医学物理部の方々、量子医理工学グローバルステーションの方々に感謝いたします。

(文責：鈴木隆介，宮本直樹，高尾聖心，清水伸一)

## 書評

診療放射線基礎テキストシリーズ【1】巻  
『医用工学』

編集委員：鬼塚昌彦，他  
著者：富永孝宏，他  
出版社：共立出版  
発行日：2019年3月

私は医療系専門職の養成校にて、診療放射線技師、臨床検査技師、臨床工学技士の国家資格を受験する学生への医用工学の講義を担当している。授業評価アンケートでは、高校時代に物理を履修していない学生の多くから、講義が難しいという意見がでる。こういった学生は物理の知識だけでなく、数学についても簡単な微分・積分などの本当に基礎的な知識を持つのみで、ベクトル・行列についてはほとんど知識がないまま講義を受講している学生が多いことが実情である。特に診療放射線技師の国家試験としての医用工学の問題は他の専門職の医用工学の試験と比較しても内容が高度であることに加え、診療放射線技師の国家試験に対応した良い教科書がなかなか見つからないことも問題となっている。

医用工学とは医療技術を学ぶ上で必要となる電磁気学、半導体物性論、電気・電子回路工学、電気的安全など医療機器に利用されている技術について、幅広い範囲での学習が要求される。本書の筆者は、診療放射線技師の医用工学の講義を担当しており、従来までの医用工学の教科書と実際の国家試験の問題の間には乖離があると感じていたとしている。本書の主張にあるように、医療従事者の受ける医用工学の講義では、医療職種ごとに特化した内容が必要で、その上で専門技術に確実につなげるのできるしっかりした教科書を軸にして授業を進めるべきである。そういった背景の下、このような診療放射線技師教育用の教科書が上梓されたことは、大変喜ばしいことである。本書は2020年の国家試験から適用される診療放射線技師国家試験出題基準に準拠して編集されているため、今後の国家試験対策の資料としての価値も高い。

「第1章 電磁気の基礎」では、電界と電位、コンデンサの性質、磁界の性質、電流と磁界の相互作用、電磁誘導と電磁気の基礎部分が簡潔な内容で網羅されている。「第2章 直流回路」では、導体の抵抗、抵抗の直列・並列接続、複雑な直流回路の計算、電力について解説されており、診療放射線技師の国家試験問題を解くのに十分な量の内容が解りやすく記述されている。「第3章 交流回路」では、交流波形、LCR回路の共振現象、CR回路の過渡現象について解説されている。共振現象と過渡現象は頻出される問

題でもあり、丁寧な解説となっている。「第4章 半導体」では、まず半導体の基本的性質が詳しく解説されている。他の医療専門職の医用工学の教科書ではここまで半導体の内部について詳しく解説されている教科書はほとんどなく、診療放射線技師向けの貴重な教科書であることがこの章を特徴づけている。また整流素子である各種ダイオードやトランジスタについても多くの種類について解説されており、これも診療放射線技師向けの教科書としての特徴を示していると言える。「第5章 電子回路」では、まずフィルタ回路の周波数特性の解説があるが、これらは他の医用工学の教科書では「交流回路」で解説されることが多く、この教科書独自の構成と言える。その後は、通常の医用工学の教科書の定番である演算増幅器の諸特性について触れたあとで、AD・DA変換について詳しく解説されている。整流回路も通常の医用工学の教科書では半導体の部分で言及されることが多く、本章は独自の構成を持っていることがわかる。二極真空管については診療放射線技師独特の内容であり、ここで詳しく解説されている。「第6章 変圧器」では、変圧器の原理から、理想変圧器、実際の変圧器のヒステリシス現象、変圧器の定格、損失などが詳しく解説されている。他の医療専門職の医用工学の教科書では章を設けて変圧器について解説することはほとんどない。変圧器についての総合的な解説という面では本書で多くのことを一度に総合的に学ぶことができ、これはこの教科書の大きな特徴と言える。「第7章 生体への影響」では、電磁気現象と生体の関係と、医用機器の安全対策について簡単に紹介されている。この分野では臨床検査技師や、臨床工学技士の同系統の教科書に詳しい記述があるものが多いので、本書の内容を基礎として、類書に当たれば十分な知識を得ることができると考えられる。

診療放射線技師の国家試験対策としてだけでなく、工学の基礎を学ぶ上で、本書は解りやすい良書であると言える。ただ、紙面の都合か数式の展開に省略が見られることが多く、本書を教科書として使用する際は、式の展開を副教材などで補って講義を行うと、医用工学に関する理解がより深まるのではないと思われる。

評者：稲岡秀検（北里大学）

## 記事訂正

「医学物理」第38巻2号(2018)に掲載された「解説」に以下の訂正がございますので、お知らせいたします。

「医学物理」Vol. 38, No. 2, pp. 74-78

### 【解説】

タイトル：〈第112回医学物理学会学術大会特集〉シンポジウム②『核医学分野における医学物理—明日からの機能検査—』米国の核医学分野における医学物理士と日本の現状との比較

著者名：津田啓介，福土政広

(p. 74, 左段, 22-26行目)

(誤)

#### ii) 放射線診断物理学分野

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

(正)

#### ii) 放射線診断物理学分野

病気の診断をするための画像診断装置の開発，画質向上，被ばく線量と画質の管理などにより健康に寄与する。

## 編集後記

新しい令和の時代のはじまりと時をあわせて、教育委員会との共同企画である「解説記事」が開始されました。最初に、新潟大学の和田真一先生にお願いして、CT・CADのQAに関するご研究の内容について、4回にわたってご担当いただくことになりました。執筆をお引き受けいただきました和田先生に心から御礼を申し上げます。必ずしも流行のテーマではなくても、基礎的な内容について原理的な事項から説明いただくことは、初学者のみならず、経験を積んだ研究者にとっても有益なことだと考えます。とは言え、編集委員会の中だけで掲載内容について検討していても、アイデアの広がりには限界があることは否めないのです。今回のように他の委員会とのリエゾンを活用することにより、新たなテーマを開拓していくことは重要なことだと感じた次第です。今後も、このような試みを重ねていければと思います。本号には、これ以外にも施設紹介や大会開催報告、書評等も掲載いたしました。御協力いただきました皆様に感謝申し上げます。

(編集委員 納富昭弘)

### 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

巻 頭 言

破壊的イノベーションへつながる医学物理研究

小澤修一 ..... 41

〈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

(2) CT画像3D-PSF応用とPSF測定精度検証

和田真一, 大久保真樹, 成田啓廣, 村尾晃平, 松本 徹 ..... 42

大会開催報告

第117回日本医学物理学会学術大会報告

蓑原伸一 ..... 50

施設紹介

北海道大学病院医学物理部の紹介

鈴木隆介, 宮本直樹, 高尾聖心, 清水伸一 ..... 54

書 評

診療放射線基礎テキストシリーズ【1】巻 『医用工学』

稲岡秀検 ..... 57

記事訂正 ..... 58

編集後記 ..... 59

【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。