

平成 29 年度博士論文

胸部 CT 画像における空間分解能に基づいた  
realistic virtual nodule の生成に関する基礎的研究

A feasibility study for generation of realistic virtual nodules  
based on three-dimensional spatial resolution  
in lung computed tomography

新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻  
放射線技術科学分野

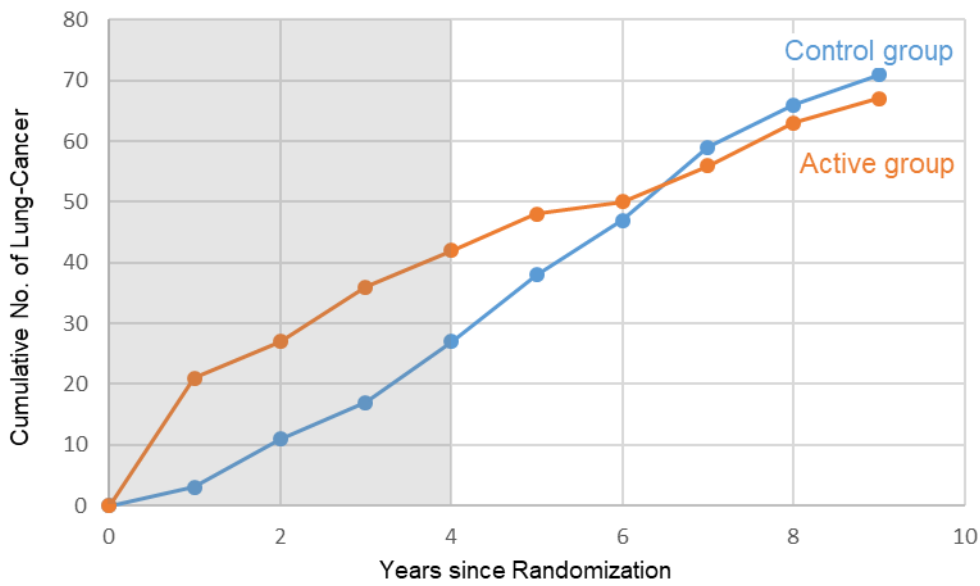
成田 啓廣

## 目次

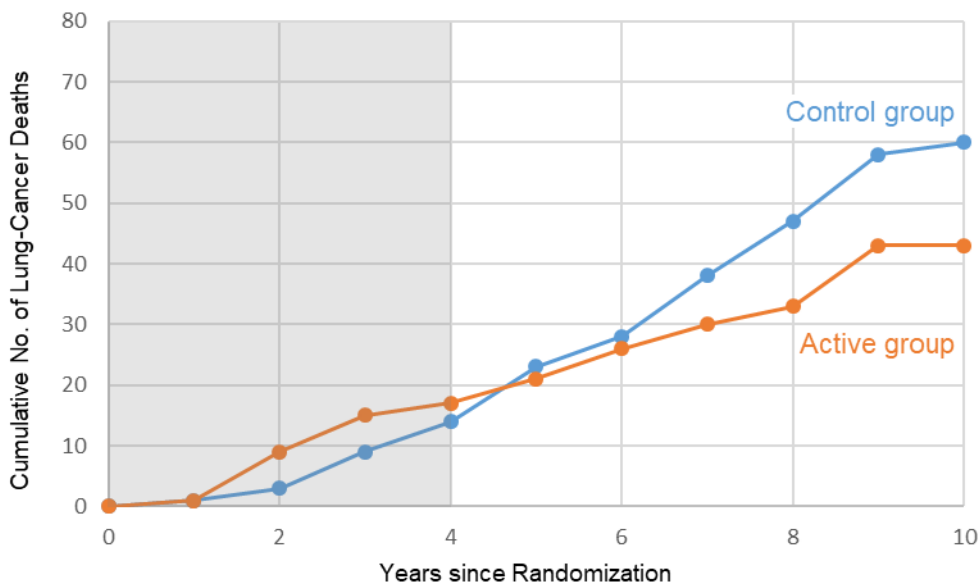
第1章 緒論	1
第2章 方法	7
2-1 使用機器および撮影・再構成条件	7
2-2 Nodule-like object function および realistic virtual nodule の算出方法	10
2-3 窓関数の最適化	14
2-4 均一球体を用いた Nodule-like object function の精度検証	26
2-5 Realistic virtual nodule の精度検証	27
2-5-1 均一球体を用いた realistic virtual nodule の精度検証	27
2-5-2 自作模擬結節を用いた realistic virtual nodule の精度検	27
第3章 結果	30
3-1 均一球体を用いた Nodule-like object function の精度検証	30
3-2 均一球体を用いた realistic virtual nodule の精度検証	34
3-3 自作模擬結節を用いた realistic virtual nodule の精度検証	41
第4章 考察	48
第5章 結語	59
参考文献	60

## 第1章 緒論

日本における悪性腫瘍による死亡の第1位は肺がんであり、2016年の肺がん年間死亡数は73,838人である<sup>1)</sup>。肺がんの死亡数を減少させるためには、肺がんの早期発見・早期治療が最も効果的であり、肺がん検診の果たす役割は大きい。日本のがん検診には対策型検診と任意型検診があり、2006年に報告された「有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン」<sup>2)</sup>に準じて肺がん検診が行われている。このガイドラインでは、肺がん検診に対しては対策型検診として40歳以上の男女に対する胸部X線撮影と高危険群（重度喫煙者）に対する胸部X線検査と喀痰細胞診併用法が推奨されている。一方、低線量胸部 Computed tomography (CT) は、「死亡率減少効果の有無を判断する証拠が不十分である」という理由から、対策型検診としては推奨されておらず、任意型検診として実施する場合には、「効果が不明であることと不利益について適切に説明する必要がある」とされている。このように低線量胸部CTが肺がん検診の検査として推奨されていないのは、ガイドライン作成時点において、有意な死亡率減少を証明する無作為化比較試験 (Randomized controlled trial: RCT) の結果が十分に得られていなかったためであると思われる。しかし、米国において行われたRCTである The National Lung Screening Trial (NLST)<sup>3)</sup>の結果が2011年に報告され注目された。その内容は、重度喫煙者群において、低線量胸部CT検診を行った群は、通常の胸部X線撮影による検診を行った群よりも、肺がんによる死亡率が有意に20%低下したというものである。この結果を受け、米国 Center of Medicare and Medicaid Services は、肺がんCT検診が肺がん死亡率低減に有効であるとして、年1回の低線量胸部CT検診を公的医療保障に含めることを決定した<sup>4)</sup>。また、2017年にイタリアの研究グループが報告したRCTである Italian Lung Cancer Screening Trial (ITALUNG) の結果 (図1) においては、統計的な有意差はみられなかった



(a)



(b)

図 1. Italian Lung Cancer Screening Trial の報告<sup>5)</sup>より抜粋引用。(a)無作為化比較試験を開始してから 2014 年までに発見された肺がんの累積数。Control group は通常診療、Active group は低線量胸部 CT 検診を行った群を表す。灰色で示した領域は検診を行った期間を示す。9 年経過した時点において、Active group と Control group で発見された肺がんの数は同程度であり、低線量胸部 CT 検診による overdiagnosis はみられない。(b)無作為化比較試験を開始してからの肺がん死亡者の累積数。10 年後において、Active group は Control group よりも死亡者の累積数が 30%少ないことが確認できる。

ものの、低線量胸部 CT 検診による肺がんと肺がん以外の死亡率の減少が示唆された。さらに、低線量胸部 CT 検診で診断された肺がんに overdiagnosis がみられなかったことが、十分な経過観察期間の後に示されたと結論された<sup>5)</sup>。オランダ、ベルギーにおいても RCT である Dutch-Belgian Randomized Lung Cancer Screening Trial (NELSON)<sup>6)</sup>が実施されており、その研究結果に注目が集まっている。また、European Union 専門家グループは、低線量胸部 CT 検診の実施計画を可能な限り早急に開始するべきであると報告した<sup>7)</sup>。このような欧米の動きから、日本においても低線量胸部 CT 検診の重要性が見直されてきており、今後、低線量胸部 CT 検診が、対策型検診として推奨される可能性は高いと考える。

低線量胸部 CT 検診では、病変部の視認性を低下させることなく、被検者の被曝線量を低減することが重要である。Karabulut ら<sup>8)</sup>は、がんを有する患者を通常の線量と低線量で CT 撮影することで、撮影線量と肺結節の検出性能の関係について調査した。しかし、このような研究は被曝を伴うため、実施することは困難である。そこで、肺結節を模擬する別の方法が用いられるようになってきている。Botelho ら<sup>9)</sup>は、胸部ファントムの内部に肺結節を模した構造物を配置した被写体を用いることで、撮影線量、管電圧や再構成アルゴリズムが肺結節の検出性能に与える影響について検討を行い、Li ら<sup>10)</sup>はコンピュータで作成した肺結節を用いることで同様の検討を行った。これらの肺結節シミュレーションは、撮影線量や撮影・再構成条件の検討だけでなく、肺結節の CT 値や体積測定に関する研究、読影医の学習用データベースの構築への利用など、被曝などの観点から人体を用いた実施が困難な検討においては、特に有用な手法である<sup>11-17)</sup>。また、Huo ら<sup>18)</sup>は、肺がん CT スクリーニングにおける Computer aided detection/diagnosis (CAD) system の QA (Quality assurance) の重要性について述べており、肺結節シミュレーションを用いた CAD の性能評価の方法が『future CAD QA procedure』

として示されている。CT 画像は装置や撮影・再構成条件によって画質が大きく異なる。画質の違いは CAD などの定量解析の結果に影響を与えることが知られており<sup>19-23)</sup>、CAD の性能評価や QA は CAD を使用する（導入する）施設ごとに固有（site-specific）な CT 画像を用いることで、CAD の site-specific な性能評価を行うことが重要である。しかし、CAD の性能を評価するためには、様々な種類の肺がんの画像が多数必要であり、施設ごとに画像（症例）を集めることは困難である。1 施設のみでの症例収集が困難な場合、別の施設で撮影された CT 画像のデータベース<sup>24)</sup>を用いて評価が行われているが、別の施設の画質の異なる CT 画像を用いるため、適切に CAD の性能が評価できていない可能性がある。このような場合にも肺結節シミュレーションの使用が有用であると考えられる。肺結節シミュレーションにより、CAD を使用する施設で用いられている CT 画像と同じ画質の症例を多く収集することができれば、site-specific な CAD の性能評価が可能となる。このように、肺結節シミュレーションの技術の開発は、重要な研究領域になっている。

これまでに、3 種類の肺結節シミュレーションの方法が使用されている。1 つ目は、胸部ファントムの内部に肺結節を模した構造物を挿入して用いる方法である<sup>11-15)</sup>。これは最も広く使用されている方法であるが、様々な種類の結節や体格の異なる患者を再現するために、多くの種類のファントムを作成しなければならない。また、肺結節のサイズや CT 値だけでなく、様々な形状を再現することは困難である。2 つ目は、ある患者の CT 画像から肺結節像を抽出し、別の患者の画像に挿入する方法である<sup>25,26)</sup>。この方法は、結節の構造を正確に再現するのに効果的であるが、抽出した肺結節が挿入する画像と異なる画質（特に空間分解能）の場合には適応できない。抽出肺結節像の画質は撮影・再構成条件によって変化するものであり、撮影・再構成条件の変更や CT 装置の入れ替えなどが行

われた場合、それまでに収集された抽出肺結節像は利用できなくなってしまう。さらに、画質は肺がん CT スクリーニングを実施する施設によっても異なるため、複数の施設から抽出肺結節像を収集し、それらをまとめて一つのデータベースとして使用することは困難である。3つ目は、コンピュータで作成した肺結節 (digital nodule) を患者の画像に挿入する方法である<sup>10,16,17)</sup>。この方法は潜在的に上記の2つの方法の問題点を解決することが可能である。しかし、これまでに報告された digital nodule の多くは、視覚的に実際の肺結節画像と類似するように任意のフィルタリング処理やモデリングを施しており<sup>10,16,17)</sup>、CT装置の空間分解能に基づかない不十分なものであった。和田らは digital nodule の異なる作成方法の開発を進めている<sup>27-29)</sup>。この方法では、それぞれのCT装置で測定された空間分解能に基づいて、被写体関数(object function)から digital nodule (virtual nodule) を作成する。これにより、それぞれの施設のCT装置で撮影される肺結節像と同等の空間分解能を有する virtual nodule を得ることが可能である。このため、この virtual nodule は従来の digital nodule よりも優れた方法であると考えられる。しかし、これまでは結節の object function として濃度が一様な球体を想定しており<sup>30-33)</sup>、不均一で不整形な実際の肺結節とは大きく異なるものであった。より臨床的な検討に向け、実際の肺結節像に近い、不均一で不整形な肺結節<sup>34)</sup>の object function の作成が必要不可欠である。

本研究では、患者の肺結節 CT 画像の object function に相当する Nodule-like object function を算出する方法を提案する。この Nodule-like object function から、それぞれの施設で使用される CT 装置で測定した空間分解能に基づき、realistic virtual nodule を作成する(図2)。これにより、site-specific な肺結節像を作成することが可能となる。まず、CTテストファントムに含まれる均一濃度の球体を用いて、Nodule-like object function と realistic virtual nodule の算出精度を検証し

た. 次に, 不均一で不整形となるように作成した肺結節を用いて, realistic virtual nodule の算出精度の検証を行い, 提案法の臨床利用への可能性を検討した.

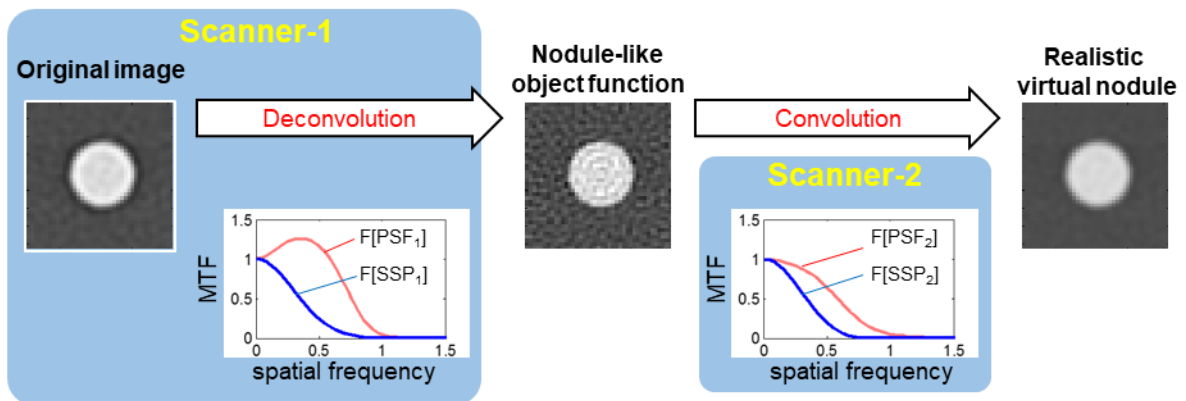


図 2. 提案法の概略図. Scanner-1 で撮影した肺結節像 (Original image) を Scanner-1 の Point spread function (PSF<sub>1</sub>) と Slice sensitivity profile (SSP<sub>1</sub>) によってデコンボリューションし, Nodule-like object function を算出する. これに Scanner-2 の PSF (PSF<sub>2</sub>) および SSP (SSP<sub>2</sub>) を重畳積分することで, Scanner-2 の空間分解能を有する realistic virtual nodule を算出する.



## 第2章 方法

### 2-1 使用機器および撮影・再構成条件

CT 装置には、4 列 CT 装置 (Asteion; 東芝メディカルシステムズ, 大田原, 日本) (以降, Scanner A とする), 320 列 CT 装置 (Aquilion One; 東芝メディカルシステムズ) (以降, Scanner B とする), 384 (192×2) 列 CT 装置 (SOMATOM Force; Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) (以降, Scanner C とする) の 3 機種を用いた。撮影・再構成条件を表 1 に示す。これらの条件は第 2 章の 2-3, 2-4 および 2-5 の全ての検討において統一して使用されている。

スキャン平面 ( $x, y$ ) における 2 次元 Point spread function (PSF) およびスキャン平面に垂直な体軸方向 ( $z$ ) における Slice sensitivity profile (SSP) をそれぞれの CT 装置で測定した。再構成関数 FC52 (Scanner A), FC14 (Scanner B), Bf44d (Scanner C) における PSF の測定には、精度検証を伴う PSF 測定方法<sup>35,36)</sup>を用いた。いずれの CT 装置もスライス厚 1 mm を用いており、SSP の測定にはマイクロインファントム (京都科学, 京都, 日本) を用いた。3 機種の CT 装置における PSF および SSP の Modulation transfer function (MTF) を図 3 に示す。

表 1. 装置および条件

	Equipment		
	Scanner A	Scanner B	Scanner C
<i>Model name</i>	Asteion (Toshiba)	Aquilion One (Toshiba)	SOMATOM Force (Siemens)
<i>Acquisition</i>			
Detector rows	4	80	96
Tube voltage (kV)	120	120	120
Tube current (mA)	200	300	198
Rotation time (s/rotation)	0.75	0.5	0.5
Pitch	1.375	0.8125	0.9
<i>Image reconstruction</i>			
Field of view (mm)	200	200	200
Slice thickness (mm)	1	1	1
Slice interval (mm)	1	1	1
Reconstruction kernel	High-resolution (FC52)	Standard (FC14)	Standard (Bf44d)

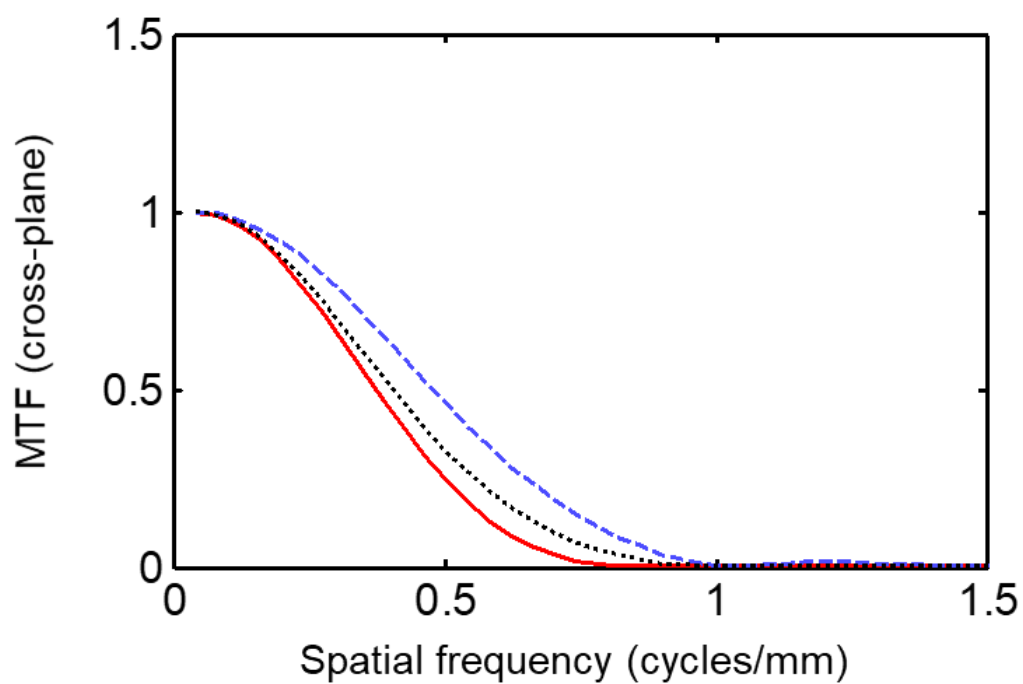
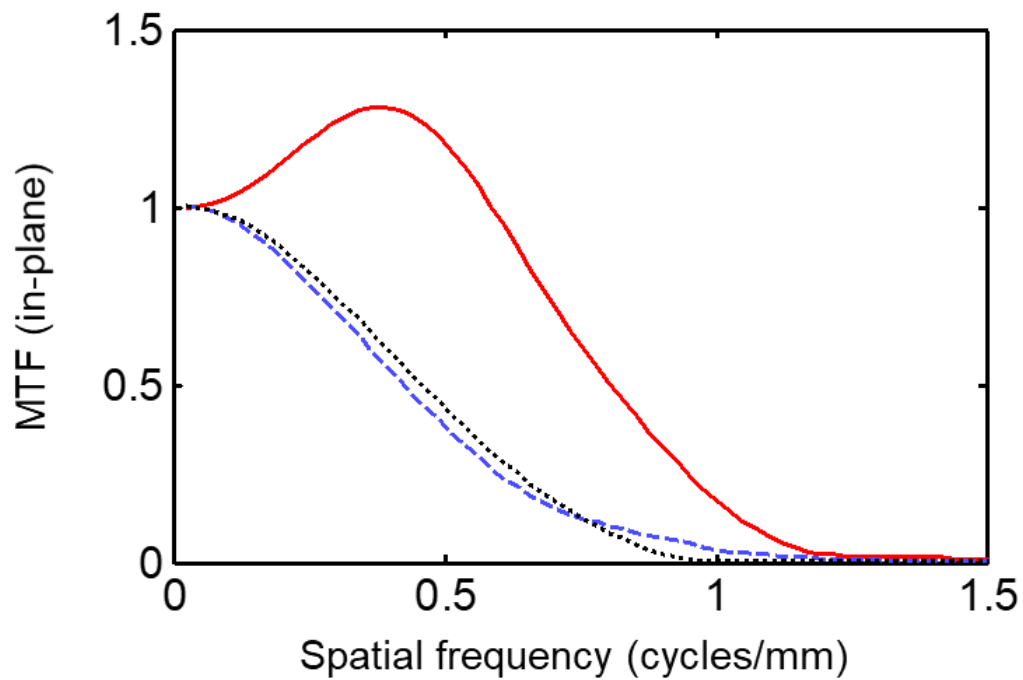
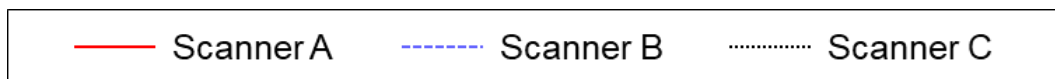


図3. スキャン平面における PSF の MTF (上) と体軸方向における SSP の MTF (下).

## 2-2 Nodule-like object function および realistic virtual nodule の算出方法

CT 画像は装置固有の空間分解能を有している. ある CT 装置 (Scanner<sub>1</sub>) で得られた肺結節の CT 画像  $I_1(x,y,z)$  は式(1)で表すことができると仮定する<sup>27-40</sup>.

$$I_1(x, y, z) = [O(x, y, z) ** PSF_1(x, y)] * SSP_1(z) \quad (1)$$

ここで,  $O(x,y,z)$  は object function であり, 患者の肺結節の濃度・形状を表している. また,  $PSF_1(x,y)$  と  $SSP_1(z)$  はそれぞれ Scanner<sub>1</sub> の 2 次元 PSF と SSP であり, \*\* と \* はそれぞれ 2 次元と 1 次元の重畳積分を表す. 式(1)より以下の式を導くことができる.

$$O(x, y, z) = F^{-1} \left\{ \frac{F[I_1(x,y,z)]}{F[PSF_1(x,y)] \cdot F[SSP_1(z)]} \right\} \quad (2)$$

ここで,  $F$  と  $F^{-1}$  はそれぞれフーリエ変換と逆フーリエ変換であり, 式(2)による計算はデコンボリューションと同等である. このように PSF と SSP を用いることで, 肺結節の画像から object function を算出することが可能である.

本研究では, Scanner<sub>1</sub> として Scanner A および Scanner B を用いた. 一例として, Scanner A の  $F[PSF_1(x,y)]$  と  $F[SSP_1(z)]$  および, それらの逆数を図 4 に示す. 図 4(c) の実線に示すように, 式(2)における  $F[PSF_1(x,y)]$  の割り算は不安定な数値計算となる. これは,  $F[PSF_1(x,y)]$  が周波数の高い領域において 0 に近い値となるためである (図 4(a)). 図 5 に式(2)による object function 算出の一例を示す. 直径 5, 7, 10 mm の球体の CT 画像  $I_1(x,y,z)$  (図 5(a)) から,  $PSF_1(x,y)$  と  $SSP_1(z)$  を用いて式(2)によって算出した object function が図 5(b) の画像である.  $I_1(x,y,z)$  に含まれる周波数の高い信号が過度に増強され, 過剰なノイズを含んだ画像となる

ことが確認できる．このような問題を避けるため， $F[\text{PSF}_1(x,y)]^{-1}$  (図 4(c)) の周波数の高い領域を窓関数によって次第に減少させた．窓関数 $W_{Hann}(w)$ には次式に示す Hann window を用いた．

$$W_{Hann}(w) = \begin{cases} 1.0 & (w < w_1) \\ 0.5 + 0.5 \cos \frac{w-w_1}{\Delta w} \pi & (w_1 \leq w \leq w_1 + \Delta w) \\ 0.0 & (w_1 + \Delta w < w) \end{cases} \quad (3)$$

$$w = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (4)$$

ここで  $u$  と  $v$  はそれぞれ  $x$  と  $y$  の方向に対応する空間周波数方向であり， $u$  と  $v$  方向を等方的に扱ったラジアル方向における空間周波数を  $w$  とする． $w_1$  と  $\Delta w$  は窓関数の調整パラメータであり，その最適化の方法については第 2 章 2-3 において言及する．また，図 4(b)および(d)に示されるように，本研究で用いた CT 画像の体軸方向のナイキスト周波数は低いため， $F[\text{SSP}_1(z)]^{-1}$  への窓関数の適用は必要ないと考えた．スライス間隔が 1 mm 以上の画像を用いる場合には，ナイキスト周波数は 0.5 cycles/mm 以下であり， $F[\text{SSP}_1(z)]^{-1}$  による不安定な数値計算となる可能性はほとんどないと考えられる．式(2)に Hann window  $W_{Hann}(w)$ を用いることで次式を得た．

$$O'(x, y, z) = F^{-1} \left\{ \frac{F[I_1(x,y,z)]}{F[\text{PSF}_1(x,y)] \cdot F[\text{SSP}_1(z)]} W_{Hann}(w) \right\} \quad (5)$$

この  $O'(x,y,z)$ を Nodule-like object function とする．

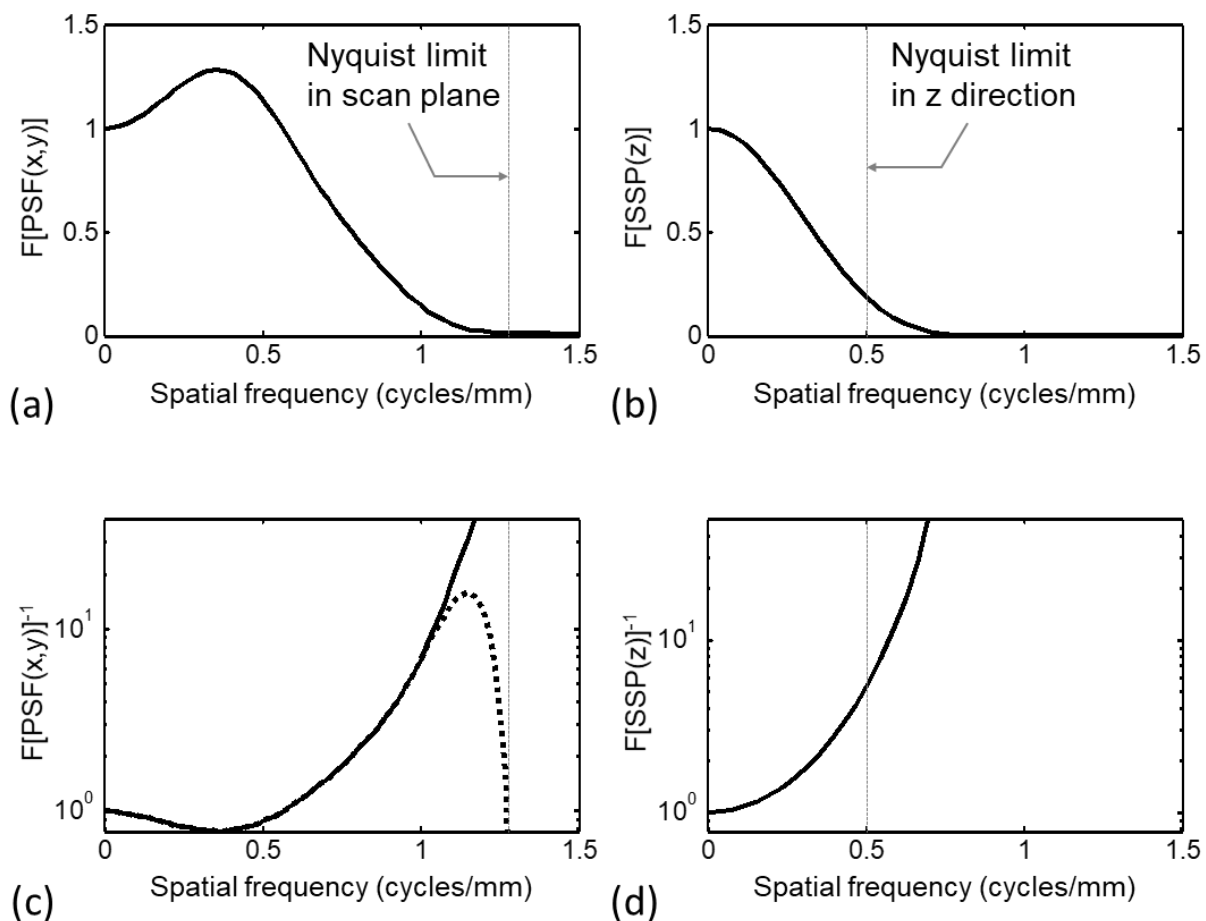


図 4. 空間周波数領域における Scanner A の PSF と SSP. (a) 再構成関数 FC52 の PSF. (b) スライス厚 1 mm の SSP. (c) PSF(a)の逆数を実線で示す. また, PSF(a)の逆数と窓関数  $W_{\text{Ham}}(w)$ との積を破線で示す. (d) SSP(b)の逆数. 表 1 に示す条件で撮影された画像のナイキスト周波数は,  $x$ - $y$  方向では 1.28 cycles/mm,  $z$  方向では 0.5 cycles/mm である.

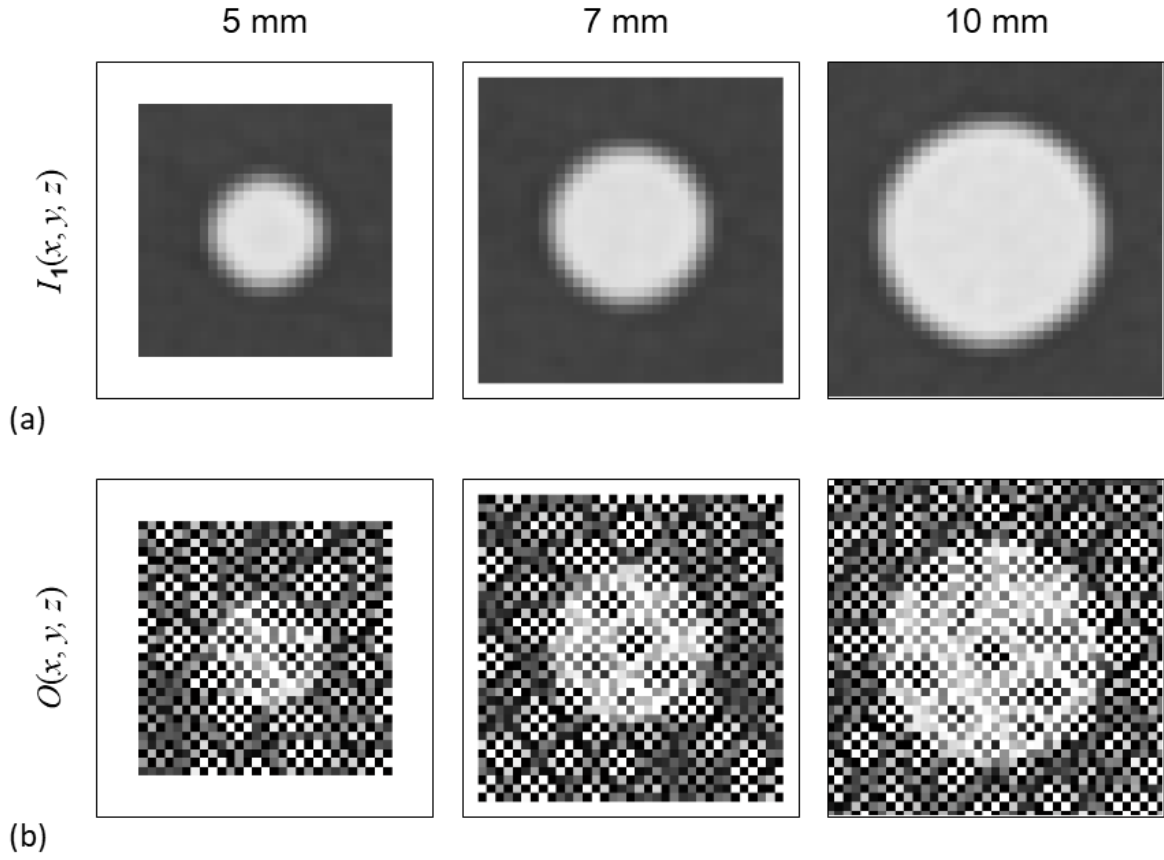


図 5. 式(2)を CT 画像に適用した一例. (a) 直径 5 mm, 7 mm, 10 mm の球体を撮影した CT 画像  $I_1(x, y, z)$ . (b) 式(2)により  $I_1(x, y, z)$  から算出した  $O(x, y, z)$ .

次に、異なる CT 装置 (Scanner<sub>2</sub>) の使用を想定する. Nodule-like object function から次式によって画像  $I_2(x, y, z)$  を算出する.

$$I_2(x, y, z) = [O'(x, y, z) ** \text{PSF}_2(x, y)] * \text{SSP}_2(z) \quad (6)$$

ここで、 $\text{PSF}_2(x, y)$  と  $\text{SSP}_2(z)$  はそれぞれ Scanner<sub>2</sub> の 2 次元 PSF と SSP である.  $I_2(x, y, z)$  は、Scanner<sub>2</sub> を用いて撮影した肺結節の画像と同等の空間分解能を有する. このようにして得られた  $I_2(x, y, z)$  を realistic virtual nodule とする. 本手法を用い

て、ある CT 装置によって得られた肺結節画像から Nodule-like object function を算出しデータベースを構築することにより、この Nodule-like object function のデータベースから、異なる CT 装置によって撮影される肺結節画像に相当する realistic virtual nodule を作成することが可能である。

### 2-3 窓関数の最適化

式(3)における Hann window  $W_{Hann}(w)$  の調整パラメータ  $w_1, \Delta w$  を最適化するために、高コントラスト CT テストファントム (MHT-Type; 京都科学) を使用した。このファントムは、一様な軟部組織等価物質で作成された直径 2, 3, 5, 7, 10 mm の円柱が肺野等価物質の中に埋め込まれている。ファントムを撮影した CT 画像を図 6 に示す。円柱が  $z$  軸方向と平行となるように配置し、Scanner A と Scanner B で撮影した。CT 画像は円柱と垂直であるため、円柱の画像の空間分解能は SSP には依存せず、2 次元 PSF のみに依存するため、式(1)は次式で表すことができる。

$$I_1(x, y) = O(x, y) ** PSF_1(x, y) \quad (7)$$

ここで、 $I_1(x, y)$  は円柱の CT 画像であり、 $O(x, y)$  は円柱の object function である。このとき、式(5)は次式のように表される。

$$O'(x, y) = F^{-1} \left\{ \frac{F[I_1(x, y)]}{F[PSF_1(x, y)]} W_{Hann}(w) \right\} \quad (8)$$

Scanner A における Hann window の調整パラメータ  $w_1, \Delta w$  の最適化の一例を図 7 に示す。直径 2, 3, 5, 7, 10 mm の円柱の CT 画像  $I_1(x, y)$  を図 7(a) に示す。これらの



画像から，式(8)によって Nodule-like object function を算出し (図 7(b))，球体の既知の直径および CT 値に基づいて作成した理想的な object function (図 7(c)) と比較した．Nodule-like object function から object function を減算した画像を図 7(d) に示す．円柱の輪郭部分の差異を評価するために，それぞれの直径ごとに図 7(d) に示すリング状の Regions of interest (ROIs) を設定し，Root mean square error (RMSE) を算出した．5 つの RMSE の平均値を平均 RMSE として，Nodule-like object function と object function の差異を評価する指標とした． $w_1$  は 0.1 から 1.5 cycles/mm まで 0.05 cycles/mm 間隔で， $\Delta w$  は 0.0 から 1.5 cycles/mm まで 0.05 cycles/mm 間隔で変化させ，全ての  $w_1$  と  $\Delta w$  の組み合わせにおいて object function を算出し，平均 RMSE が最小となったときの  $w_1$ ,  $\Delta w$  を最適値とする (図 7(e))．Scanner A と Scanner B について，Hann window の調整パラメータ  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化を行った．Scanner B における最適化の結果を図 8 に示す．

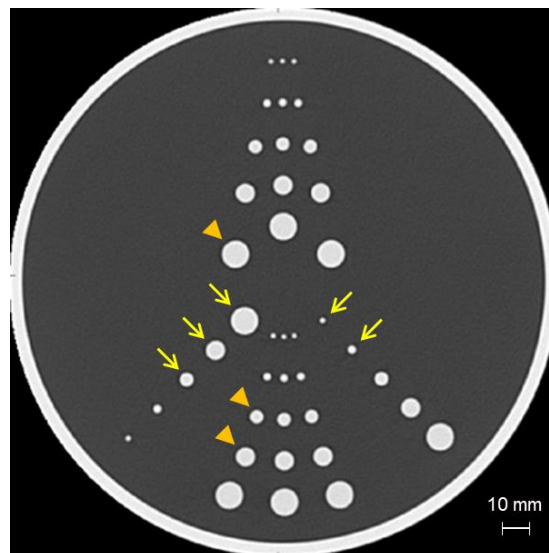


図 6. MHT ファントムの CT 画像．直径 200 mm のファントムをガントリ中心に配置し撮影した．直径 2, 3, 5, 7, 10 mm の 5 種類の円柱 (矢印) は窓関数の調整パラメータの最適化に使用した．直径 5, 7, 10 mm の 3 種類の球体 (三角) は第 2 章 2-5 で使用する．

Scanner A では,  $w_1 = 1.0$  cycles/mm,  $\Delta w = 0.3$  cycles/mm の際に最小の平均 RMSE が 166.9 Hounsfield units (HU) であった. Scanner B では,  $w_1 = 0.85$  cycles/mm,  $\Delta w = 0.6$  cycles/mm の際に最小の平均 RMSE が 177.1 HU であった. Scanner A の最適化された Hann window (図 9(a)) と周波数領域における PSF の逆数との積 (図 9(b)) は, 周波数の高い領域において次第に減少することが確認できる. Scanner B の同様の結果を図 9(c), (d)に示す.

提案法では式(3)に示すように Hann window を採用したが, その他の窓関数として Hamming window  $W_{Hamming}(w)$ , Blackman window  $W_{Blackmann}(w)$ の適用の可能性についても検討を行った. それぞれの窓関数を以下の式で示す.

$$W_{Hamming}(w) = \begin{cases} 1.0 & (w < w_1) \\ 0.54 + 0.46 \cos \frac{w-w_1}{\Delta w} \pi & (w_1 \leq w \leq w_1 + \Delta w) \\ 0.08 & (w_1 + \Delta w < w) \end{cases} \quad (9)$$

$$W_{Blackmann}(w) = \begin{cases} 1.0 & (w < w_1) \\ 0.42 + 0.5 \cos \frac{w-w_1}{\Delta w} \pi + 0.08 \cos 2 \frac{w-w_1}{\Delta w} & (w_1 \leq w \leq w_1 + \Delta w) \\ 0.0 & (w_1 + \Delta w < w) \end{cases} \quad (10)$$

それぞれの窓関数には Hann window と同様の調整パラメータ  $w_1, \Delta w$  を設けた. 式(8)の Hann window  $W_{Hann}(w)$ に代わり, Hamming window  $W_{Hamming}(w)$ を用いて, 円柱画像の  $O'(x,y)$ を算出し, Hann window と同様の手順で調整パラメータ

$w_1, \Delta w$  の最適化を行った (図 10, 11). 同様に Blackman window  $W_{Blackmann}(w)$  についても最適化を行った (図 12, 13). 最適化した窓関数と周波数領域における PSF の逆数と窓関数の積を図 14 (Hamming window), 図 15 (Blackman window) に示す. 調整パラメータを最適化した際の平均 RMSE の値を表 2 にまとめる. いずれの窓関数も, 平均 RMSE は同程度の値となった. Hamming window と Blackman window は, どちらも提案法への適用が可能であると考えられるが, 本研究では, 一般的な窓関数である Hann window を用いることとした.

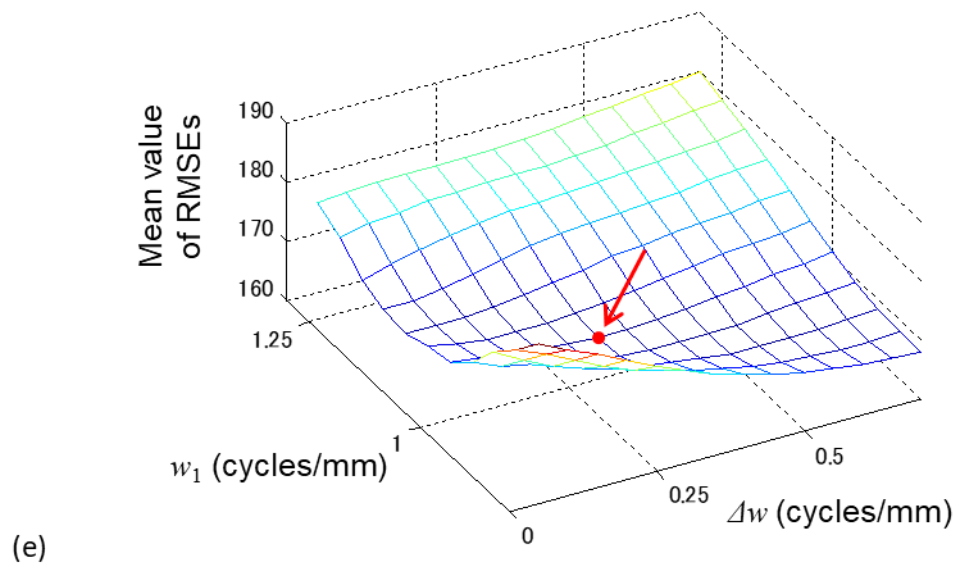
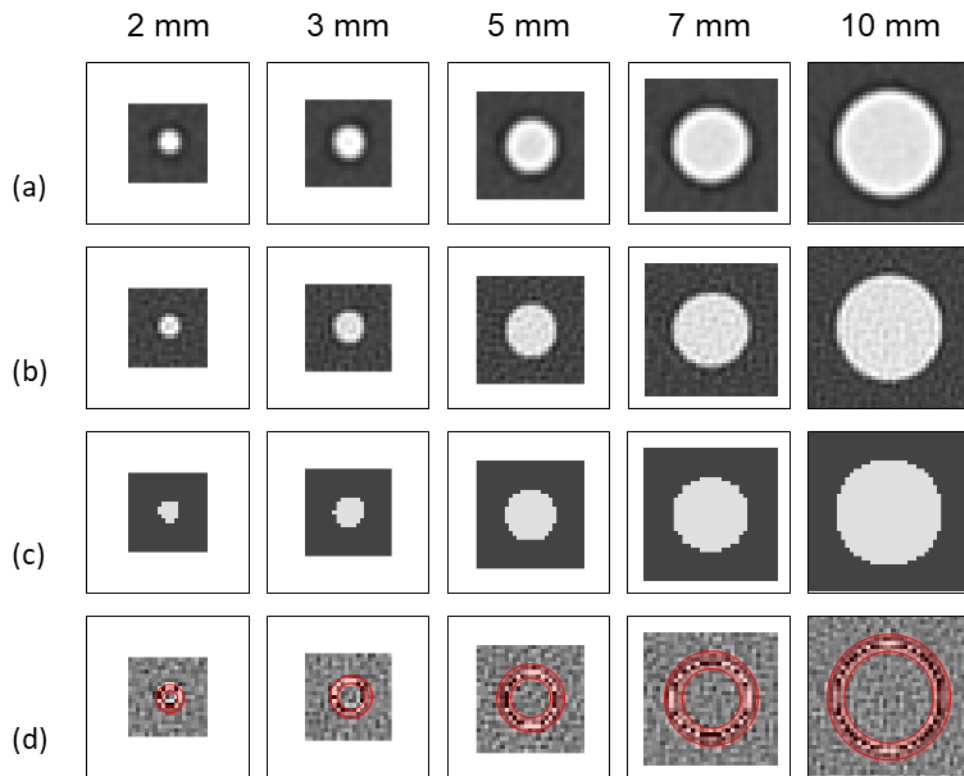


図 7. Scanner A における Hann window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化. **(a)** ファントムに含まれる 5 種類の円柱を撮影して得られた CT 画像. **(b)** 画像(a)から算出した Nodule-like object function. **(c)** 数値的に作成した理想的な object function. **(d)** Nodule-like object function (b)から理想的な object function (c)を引いた画像. **(e)**調整パラメータ  $w_1$ ,  $\Delta w$  に依存する平均 RMSEs の最小値を矢印で示す.

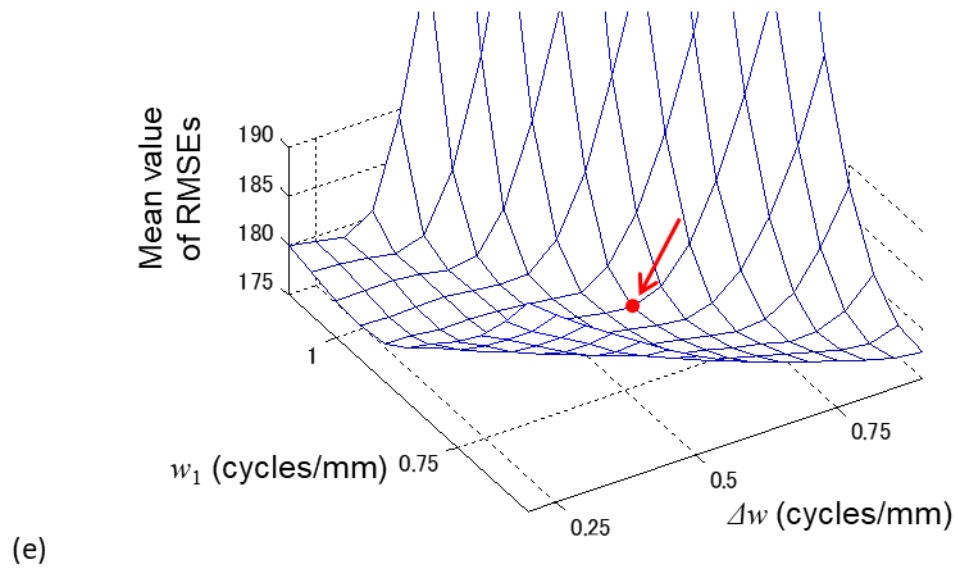
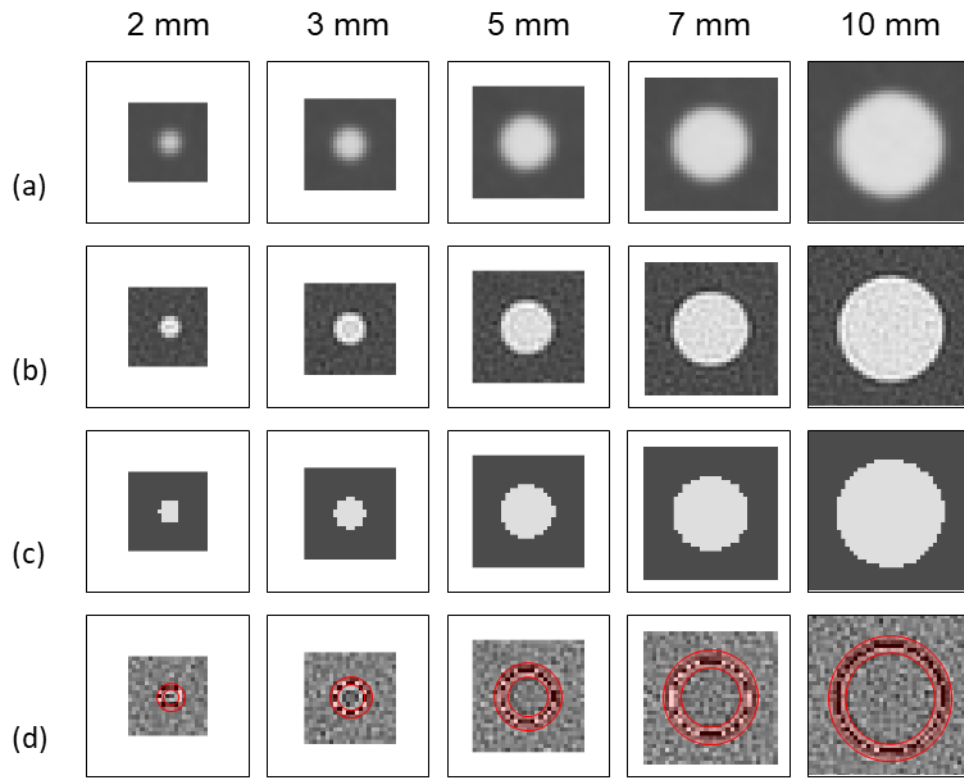


図 8. Scanner B における Hann window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化. (a-e) は図 7 と同様である.

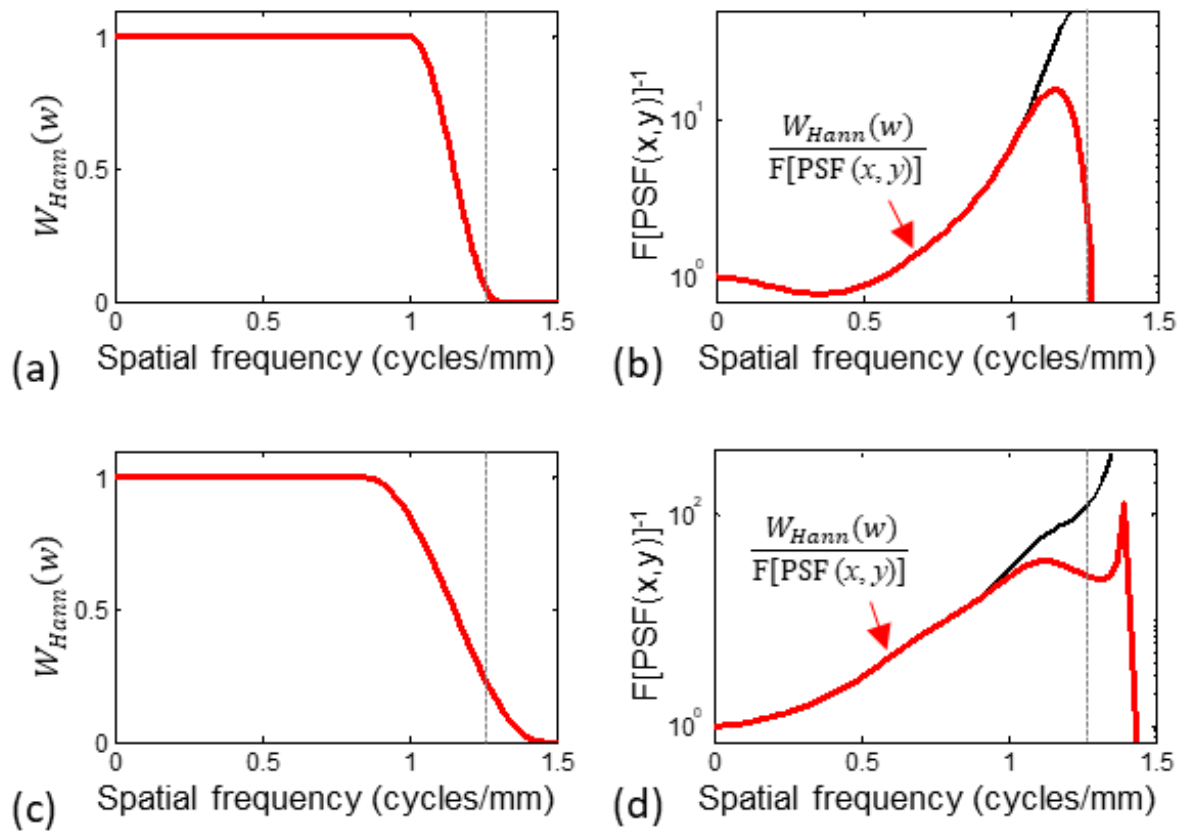


図 9. **(a)** Scanner A において最適化された Hann window. **(b)** Hann window(a)と周波数領域における PSF (FC52) の逆数との積. **(c)** Scanner B において最適化された Hann window. **(d)** Hann window(c)と周波数領域における PSF (FC14) の逆数との積.

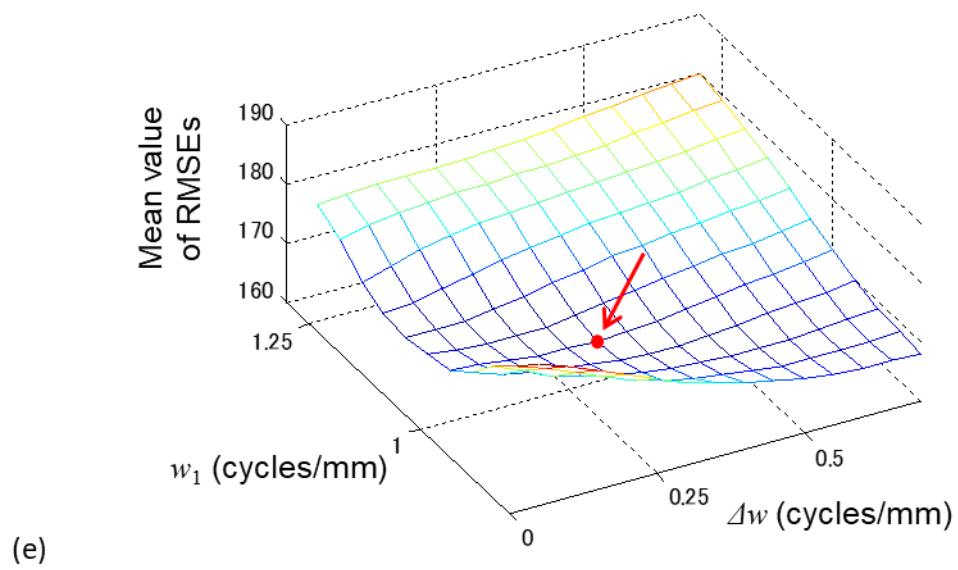
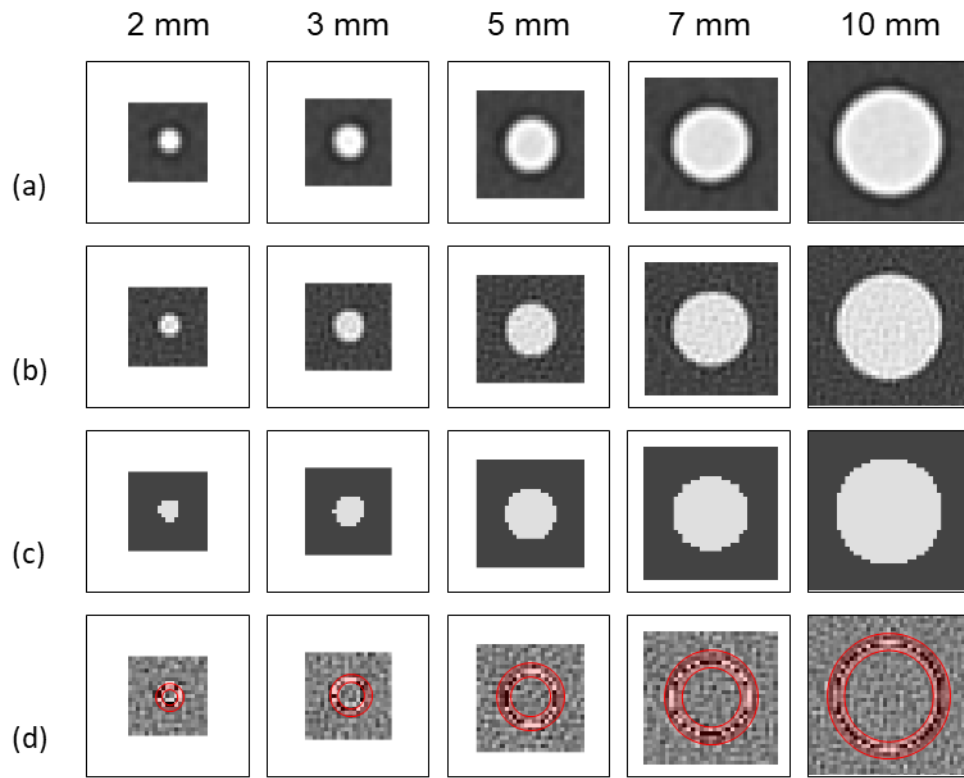


図 10. Scanner A における Hamming window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化. (a-e)は図 7 と同様である.

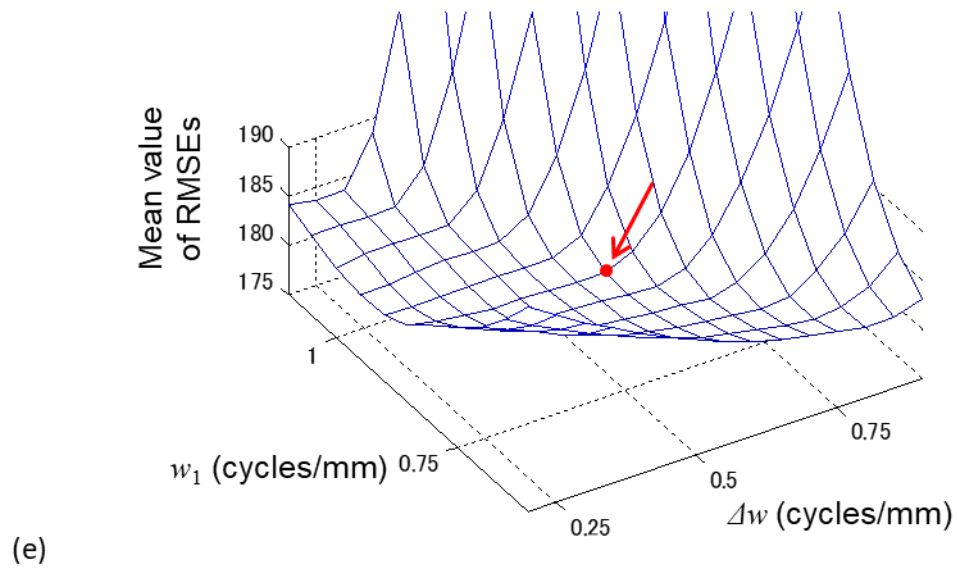
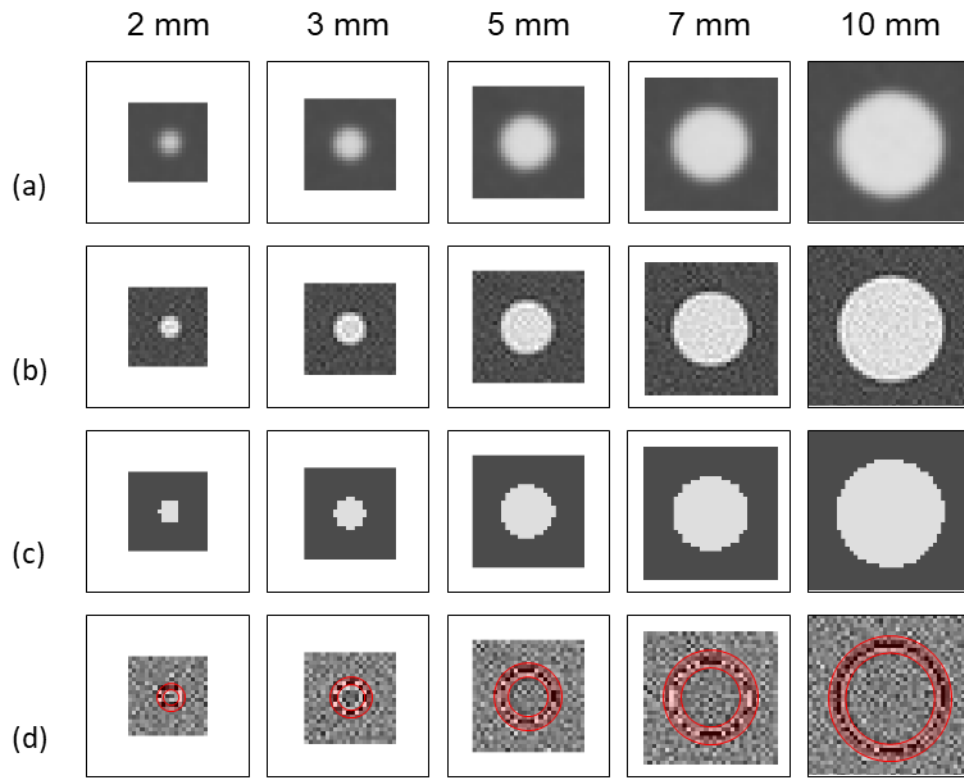


図 11. Scanner B における Hamming window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化。  
(a-e)は図 7 と同様である。



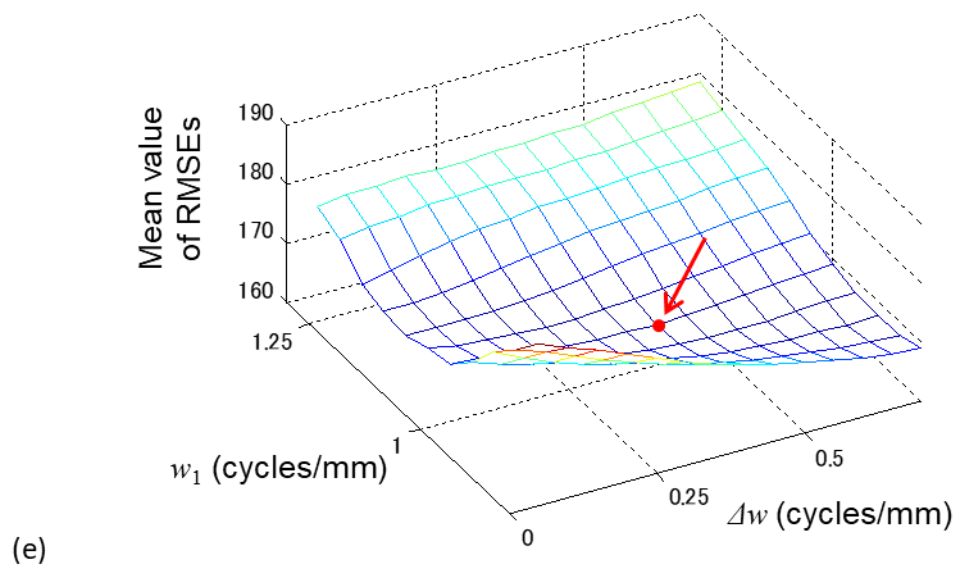
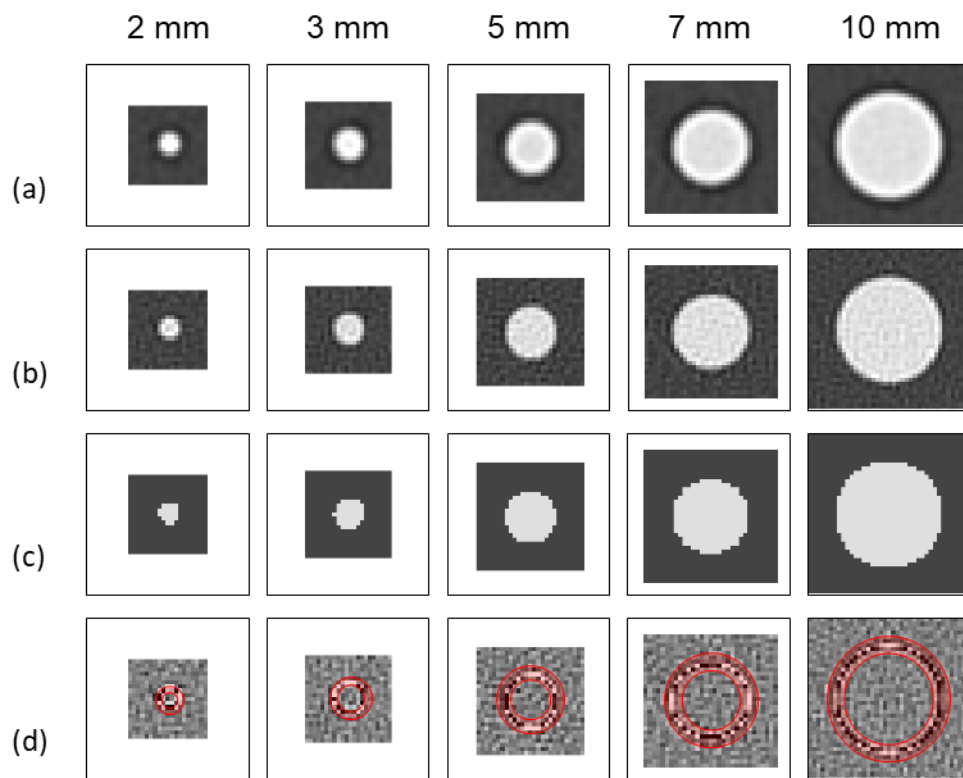


図 12. Scamer A における Blackman window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化. (a-e)は図 7 と同様である.

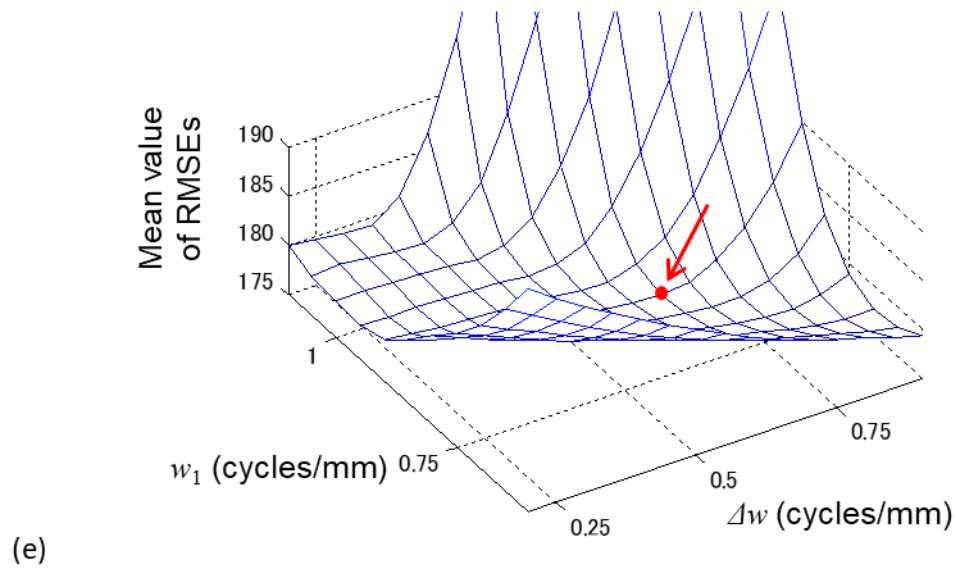
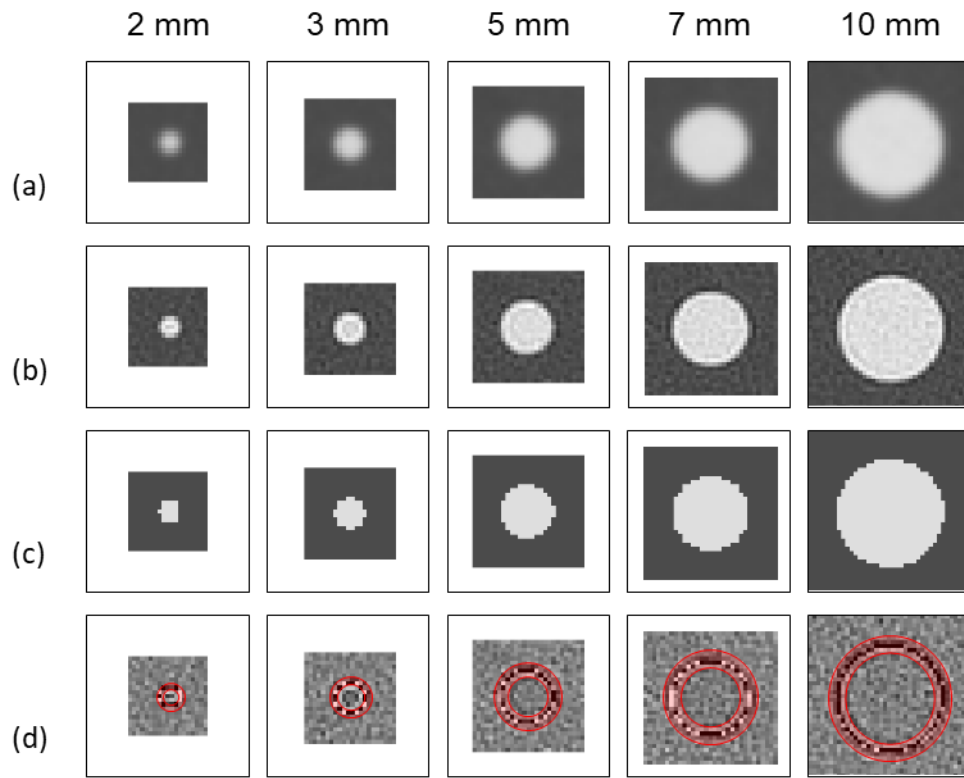


図 13. Scanner B における Blackman window の調整パラメータである  $w_1$  と  $\Delta w$  の最適化. (a-e)は図 7 と同様である.

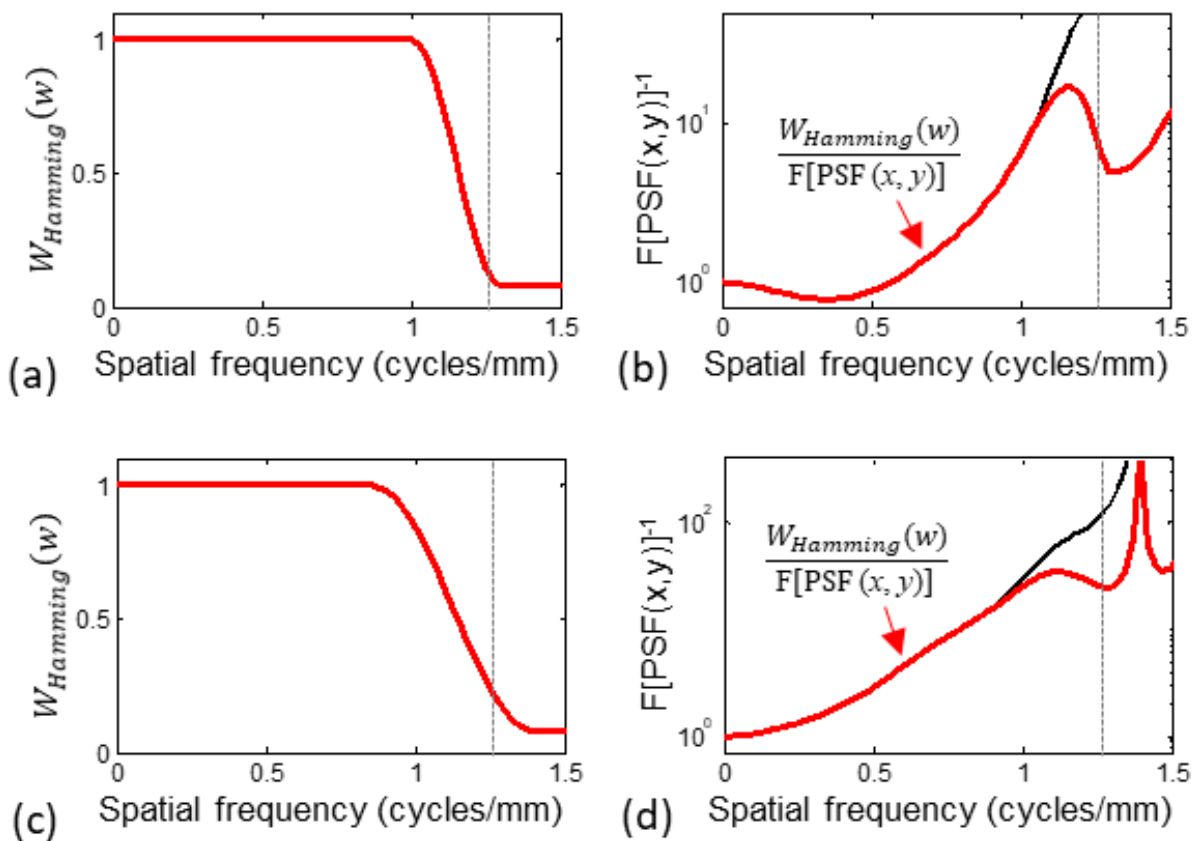


図 14. 最適化された Hamming window. (a-d)は図 9 と同様である。

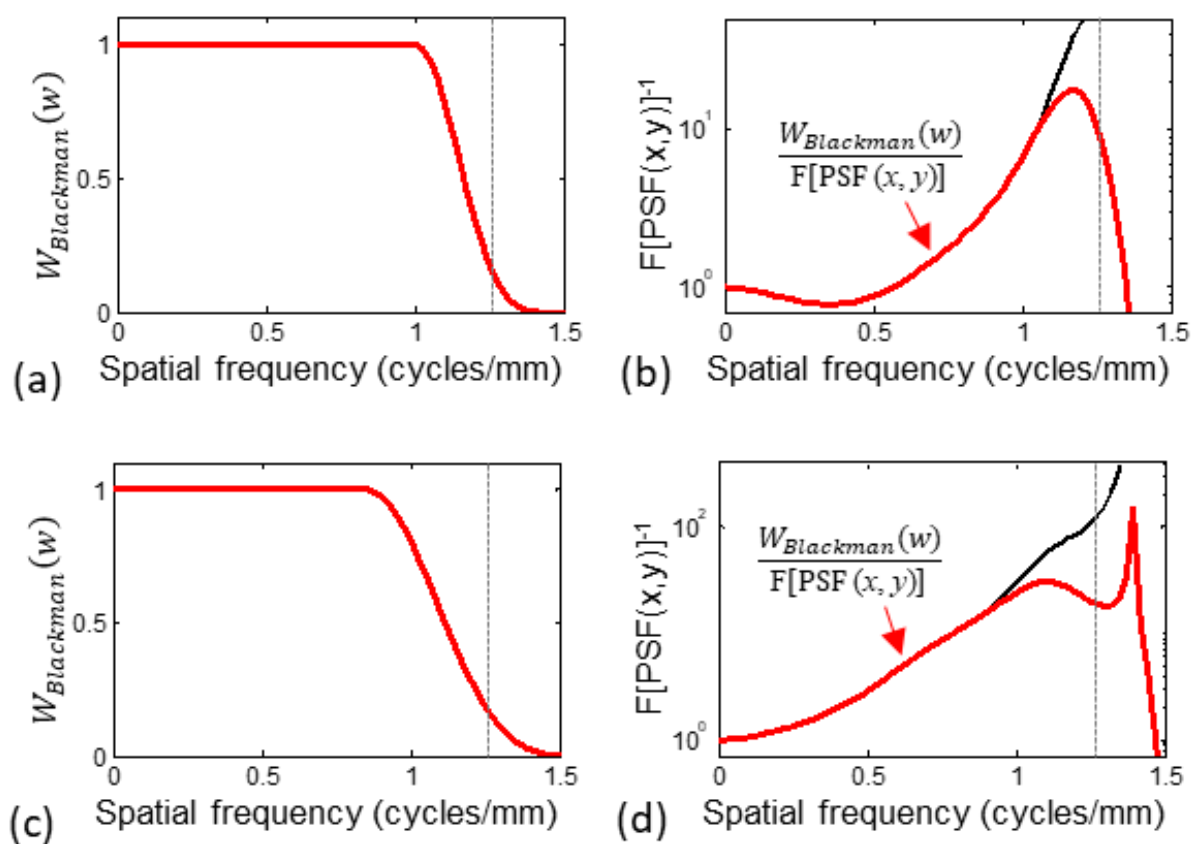


図 15. 最適化された Blackman window. (a-d)は図 9 と同様である。

表 2. 最適化した窓関数を用いて円柱画像から算出した Nodule-like object function と理想的な object function の比較.

Window function	Hann	Hamming	Blackman
Smallest mean RMSE for Scanner A	166.9	166.8	166.8
Smallest mean RMSE for Scanner B	177.1	179.8	177.2

#### 2-4 均一球体を用いた Nodule-like object function の精度検証

式(5)によって得られる Nodule-like object function の精度を検証するために、高コントラスト CT テストファントム (MHT-type) に含まれる直径 5, 7, 10 mm の一様な球体を使用した。このファントムは Hann window の調整パラメータの最適化 (第 2 章 2-3) に使用したものと同一のものである。球体の画像は Scanner A と Scanner B の 2 機種で取得した。Scanner A で測定した PSF と SSP を用い、Scanner A で得られた各直径の球体画像から、それぞれの球体の Nodule-like object function を算出した。Scanner A および Scanner B の画像から算出した Nodule-like object function を Nodule-like object function A および Nodule-like object function B とする。次に、別の CT 装置 (Scanner C) の PSF および SSP を用いて式(6)によって、Nodule-like object function A および Nodule-like object function B から、それぞれの realistic virtual nodule を算出した。各直径の球体毎に、Nodule-like object function A から算出した realistic virtual nodule と Nodule-like object function B から算出した realistic virtual nodule の比較を行い、その差を RMSE によって定

量的に評価した。Nodule-like object function A と B の差異は、それぞれの Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule の差異に反映される。Nodule-like object function A と B が精度よく算出できた場合には、2つの realistic virtual nodule は一致すると考えられるため、realistic virtual nodule の差異の評価を行うことで、Nodule-like object function の精度検証を行った。

## 2-5 Realistic virtual nodule の精度検証

### 2-5-1 均一球体を用いた realistic virtual nodule の精度検証

第 2 章 2-4 において、Scanner C の PSF と SSP を用いて、Nodule-like object function A および Nodule-like object function B から、ファントム球体の realistic virtual nodule の算出を行った。Realistic virtual nodule の精度を検証するために、Scanner C でファントム球体を撮影して得られた CT 画像（realistic virtual nodule の目標とする画像）と算出した realistic virtual nodule の比較を行い、その差を RMSE によって定量的に評価を行った。

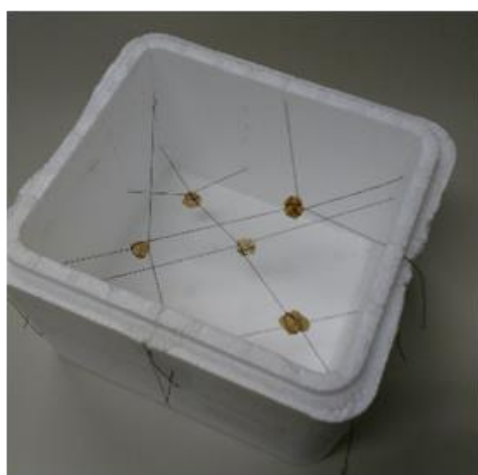
### 2-5-2 自作模擬結節を用いた realistic virtual nodule の精度検証

Realistic virtual nodule の臨床での利用の可能性を検証するために、不均一で不整形な 5 つの自作模擬結節を自作して用いた。CT 値が約-800, -600 HU の 2 種類の紙粘土を不均一に混ぜ合わせて 5 つの自作模擬結節 (Case 1-5) を作成した (図 16(a))。自作模擬結節の CT 値に影響がないように、CT 値の低い絹糸を用いて自作模擬結節を発砲スチロールのケースに固定した (図 16(b))。発砲スチロールのケースを CT 装置のガントリ中心に置いた際に、5 つの自作模擬結節がガントリ中心から 80 mm 以内の距離に位置する配置とした。自作模擬結節とバックグラウンド (空気) との CT 値コントラストは約 200 から 400 HU である。また、撮

影の際の位置合わせの基準として、発砲スチロールのケースの外側に 5 つの金属片を固定した (図 16(c)). ケースに固定した金属片を目印に、位置合わせを行い、表 1 に示す条件において Scanner A と Scanner C で撮影した. Scanner A によって撮影した自作模擬結節の CT 画像 (Case 1-5) を図 16(d)に示す. Scanner A で得られた画像から Nodule-like object function を算出した. Scanner C の PSF と SSP を用いて、Nodule-like object function から、式(6)より realistic virtual nodule を算出した. Realistic virtual nodule と Scanner C で得られた自作模擬結節の画像を比較し、RMSE により定量的に評価を行った.



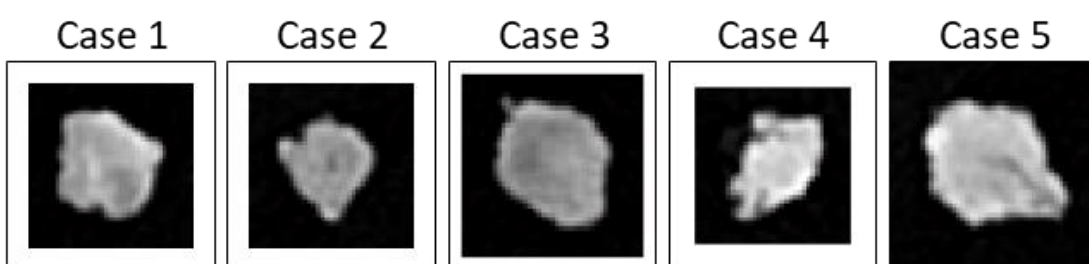
(a)



(b)



(c)



(d)

図 16. 肺結節を模した自作模擬結節. (a) 5つの自作模擬結節 (Case 1-5) の外観. (b) 発砲スチロールを用い、絹糸で自作模擬結節を固定. (c) 発砲スチロールに固定した位置合わせ用の金属片. (d) 自作模擬結節 (Case 1-5) の CT 画像 (axial 断面).

## 第3章 結果

### 3-1 均一球体を用いた Nodule-like object function の精度検証

Scanner A で撮影した直径 5 mm の球体の CT 画像 (図 17(a)) から, Nodule-like object function A の算出を行った (図 17(b)). Nodule-like object function にはノイズが含まれていたが, 輪郭部分のボケが少なく, 一様な CT 値を持つ球体 (理想的な object function) のような画像であった. Scanner C の PSF と SSP を用いて, Nodule-like object function A から realistic virtual nodule を算出した (図 17(c)). 同様の手順で, Scanner B で撮影した球体の CT 画像 (図 17(d)) から, Nodule-like object function B を算出し (図 17(e)), Scanner C の PSF と SSP を用いて, realistic virtual nodule を算出した (図 17(f)). Nodule-like object function A から算出した realistic virtual nodule (図 17(c)) と Nodule-like object function B から算出した realistic virtual nodule (図 17(f)) には, ほとんど差異はみられなかった. 2つの画像の差分画像 (図 17(g)) と CT 値プロファイル (図 17(h)) からもよく一致していることが確認できた. 直径 7, 10 mm の球体の同様の結果をそれぞれ図 18, 19 に示す. また, Nodule-like object function A, B から算出した realistic virtual nodule の差異を評価した RMSE を表 3 に示す. 球体の CT 値とバックグラウンドの CT 値のコントラスト (約 674 HU) を考慮すると, RMSE の値は小さいと考えられる. 2つの realistic virtual nodule はとてもよく一致し, 異なる CT 装置から算出した Nodule-like object function の一致を確認することができた.



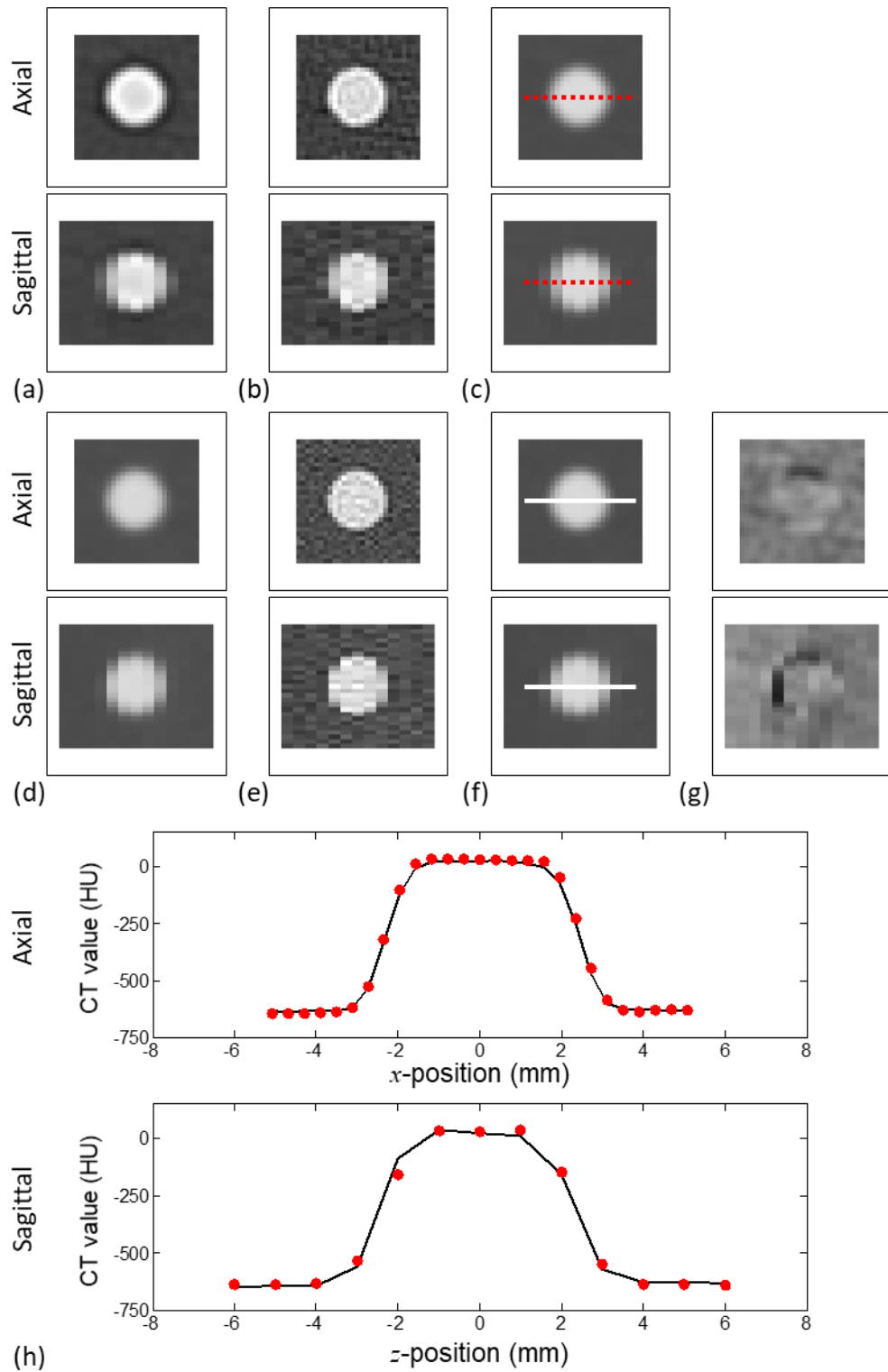


図 17. **(a)** Scanner A で撮影した 5 mm 球の CT 画像. **(b)** 画像(a)から算出した Nodule-like object function. **(c)** 画像(b)から算出した realistic virtual nodule. **(d-f)** Scanner B における(a-c)に対応する結果. **(g)** 画像(f)から画像(c)を引いた差分画像. **(h)** 画像(c)の点線における CT 値プロファイルをドット線, 画像(f)の実線における CT 値プロファイルを実線で示す. 画像(a-f)は Window level = -600 HU, Window width = 1200 HU であり, 画像(g)は Window level = 0 HU, Window width = 200 HU である.

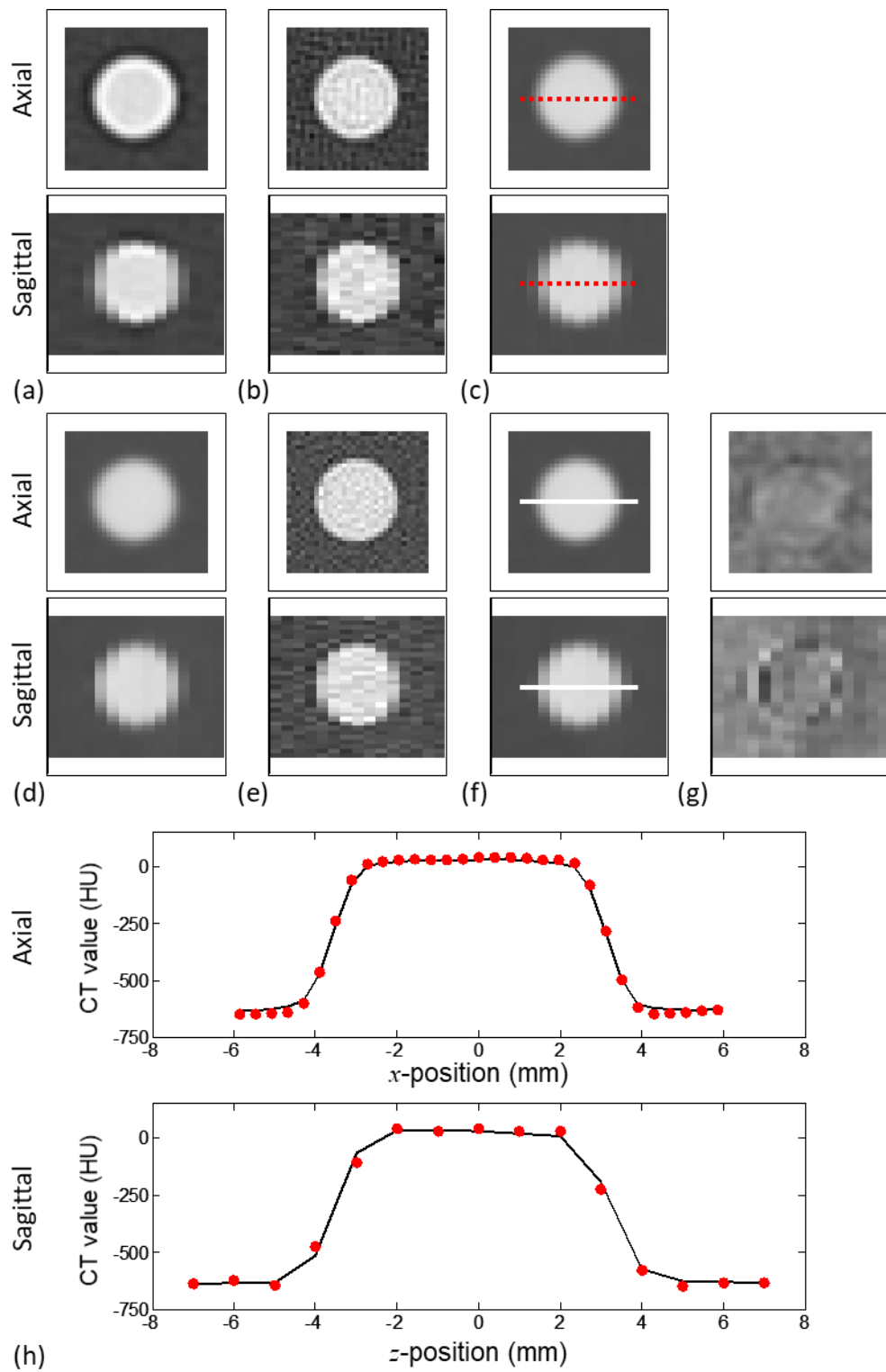


図 18. 7mm 球の結果. (a-h)は図 17 と同様である.

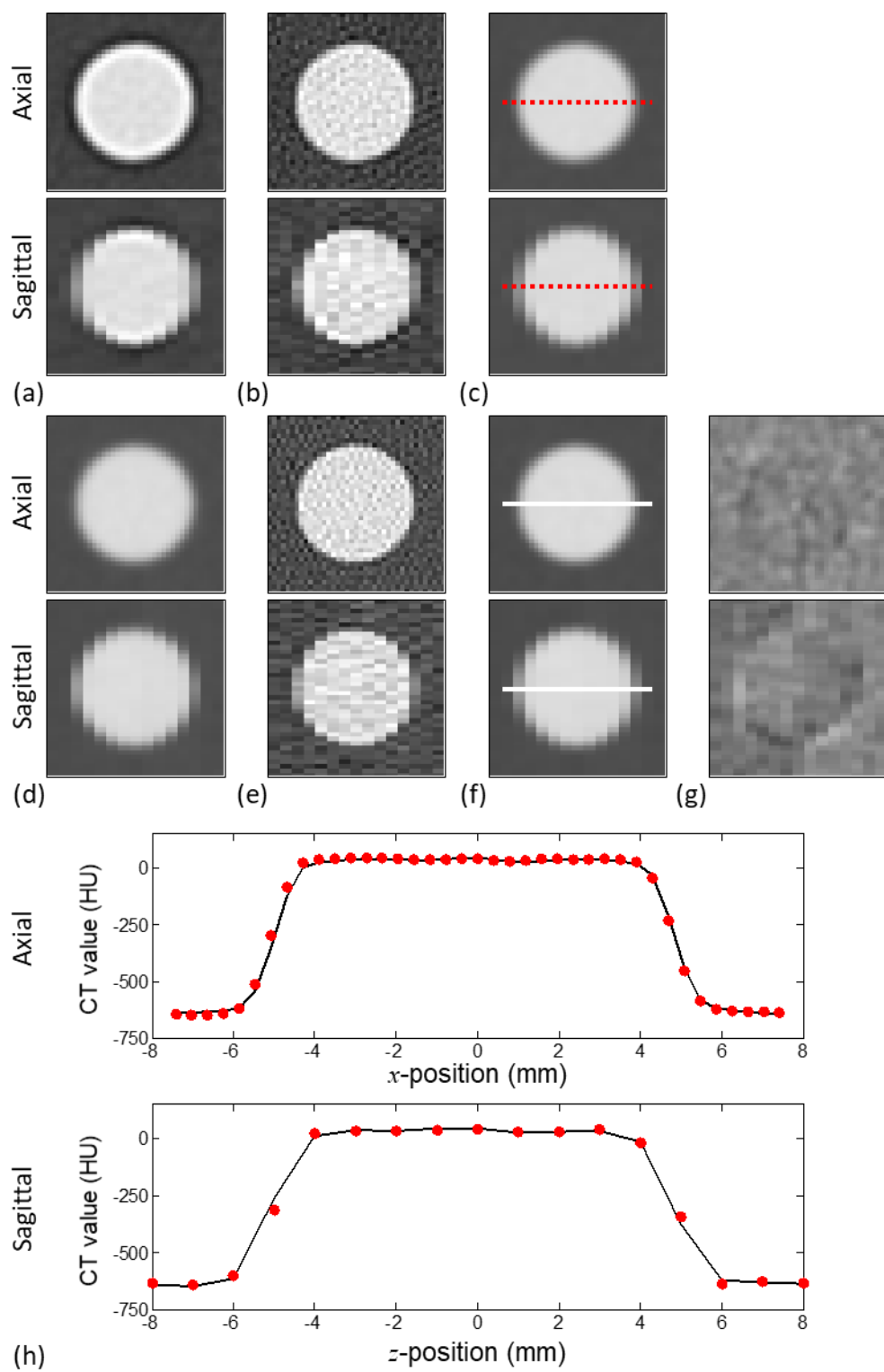


図 19. 10mm 球の結果. (a-h)は図 17 と同様である.

表 3. Nodule-like object function A, B から算出した realistic virtual nodule の RMSE.

	Diameter of phantom sphere		
	5 mm	7 mm	10 mm
RMSE	13.3	13.7	12.4

### 3-2 均一球体を用いた realistic virtual nodule の精度検証

直径 5 mm の球体の Nodule-like object function A から作成した realistic virtual nodule (図 20 (a)) と Scanner C の画像 (図 20(b)) の比較を行った. 2つの画像の差分画像 (図 20(c)) と CT 値プロファイル (図 20(d)) から, realistic virtual nodule と Scanner C の画像がよく一致していることが確認できた. 直径 7, 10 mm の球体の結果を図 21, 22 に示す. Realistic virtual nodule は, いずれの直径の球体においても, Scanner C の画像との差異はほとんどみられなかった. Nodule-like object function B における同様の結果を図 23-25 に示す. また, これらの RMSE の値を表 4 に示す.

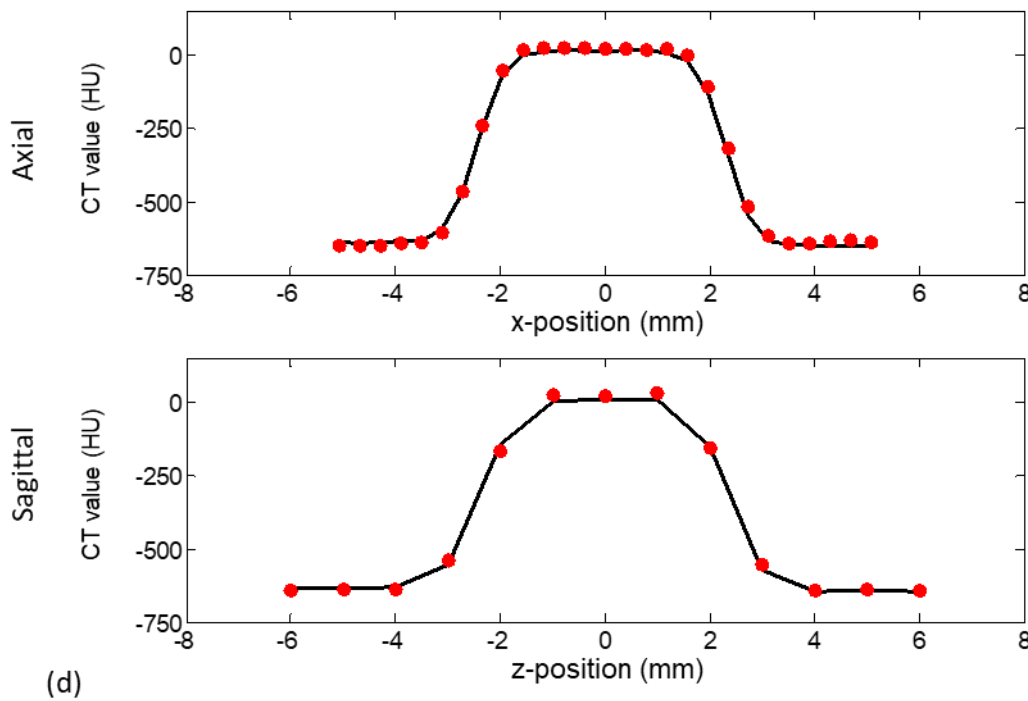
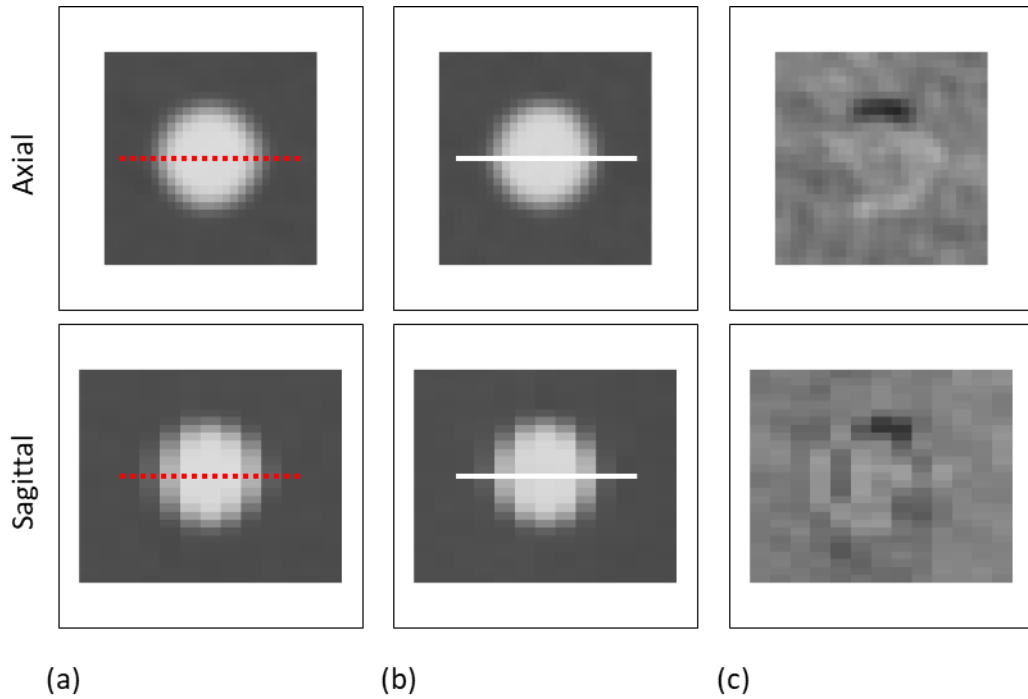


図 20. (a) 直径 5 mm の球体の Nodule-like object function A から算出した realistic virtual nodule. (b) Scanner C で撮影した直径 5 mm の球体の画像. (c) 画像(a)から画像(b)を引いた差分画像. (d) 画像(a)の点線における CT 値プロファイルをドットで, 画像(b)の点線における CT 値プロファイルを実線で示す. 画像(a, b)は Window level = -600 HU, Window width = 1200 HU であり, 画像(c)は Window level = 0 HU, Window width = 200 HU である.

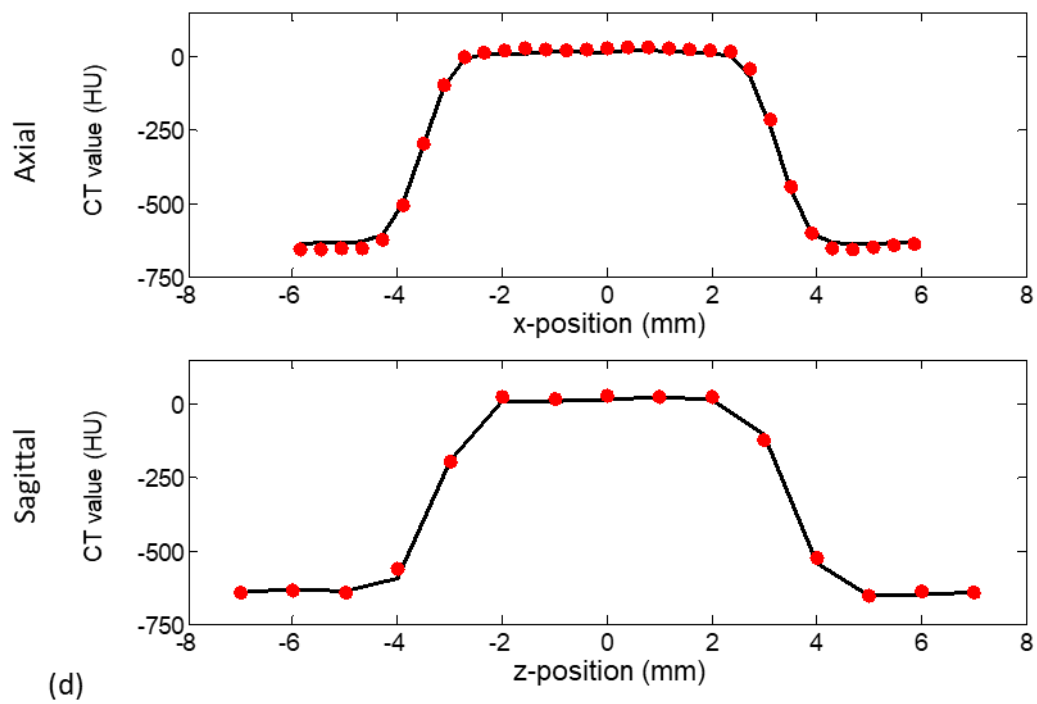
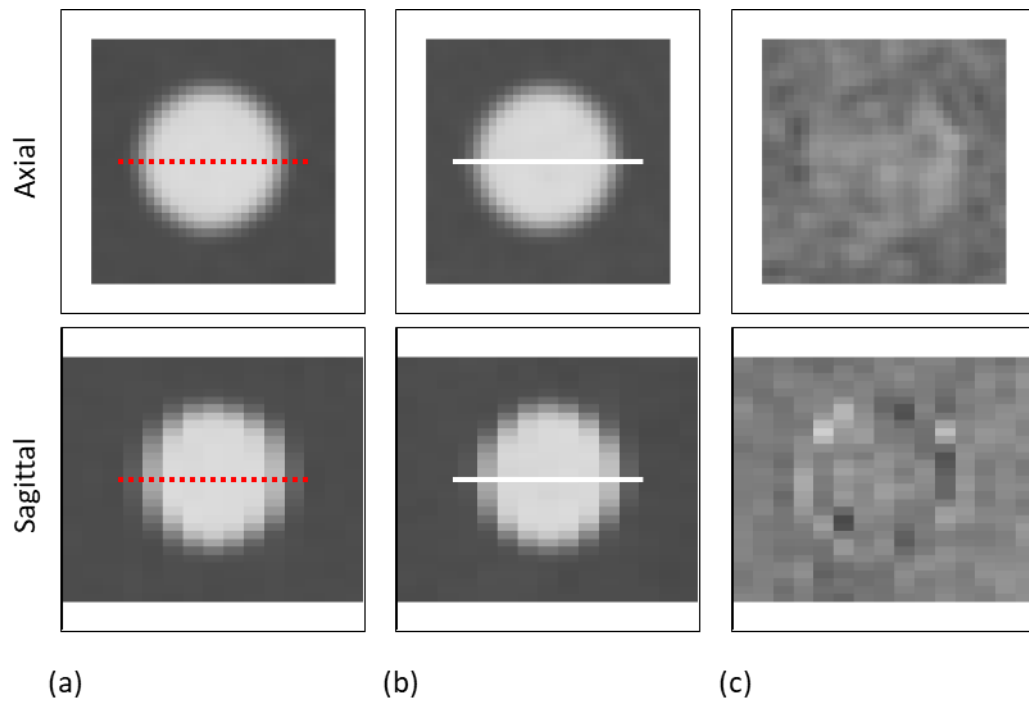


図 21. 直径 7 mm の球体の Nodule-like object function A から算出した realistic virtual nodule の結果. (a-d)は図 20 と同様である.

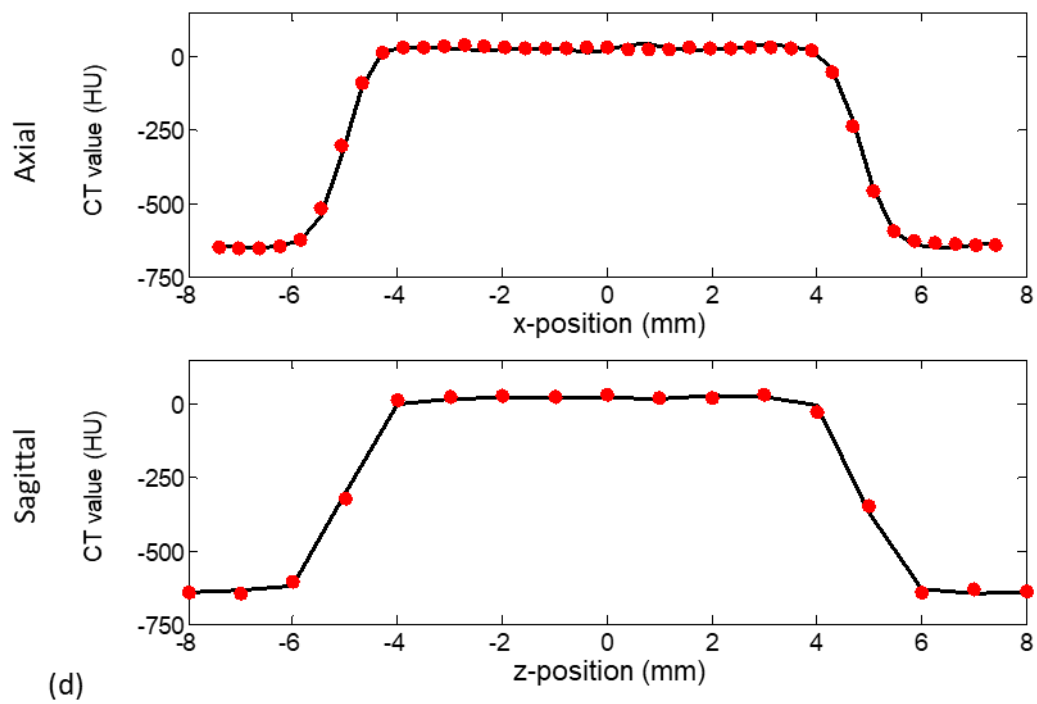
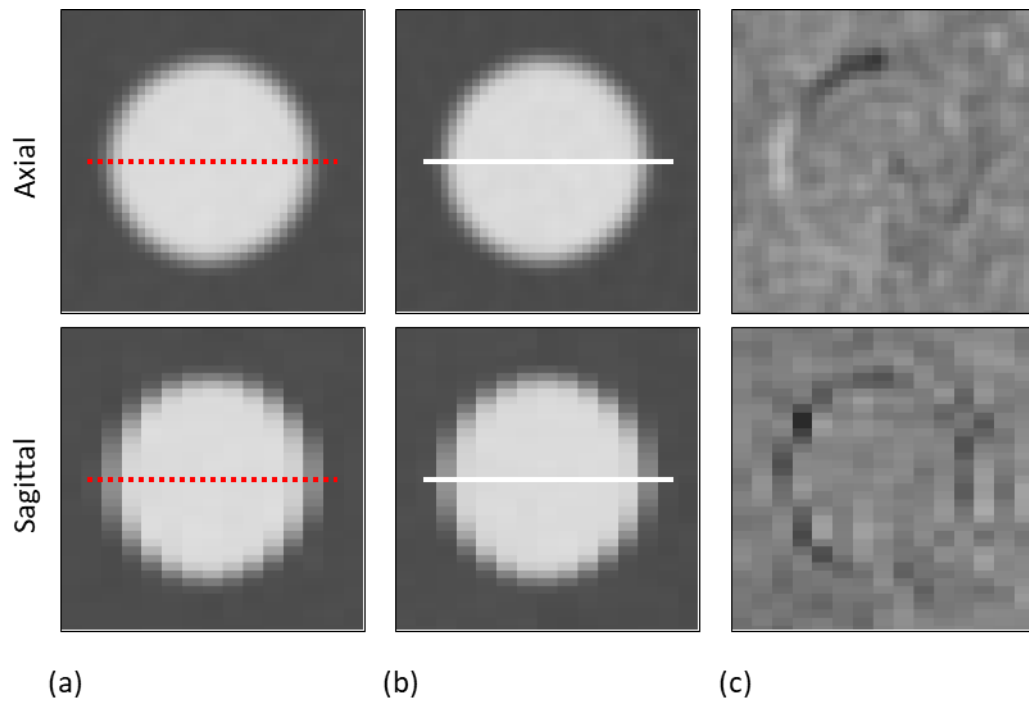


図 22. 直径 10 mm の球体の Nodule-like object function A から算出した realistic virtual nodule の結果. (a-d)は図 20 と同様である.

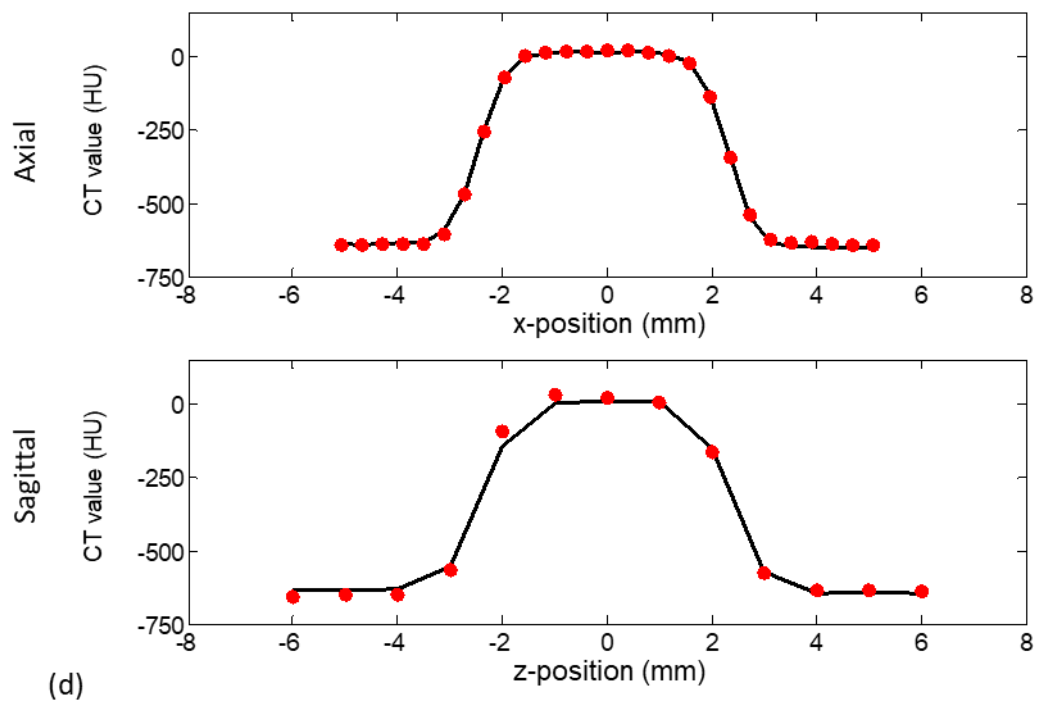
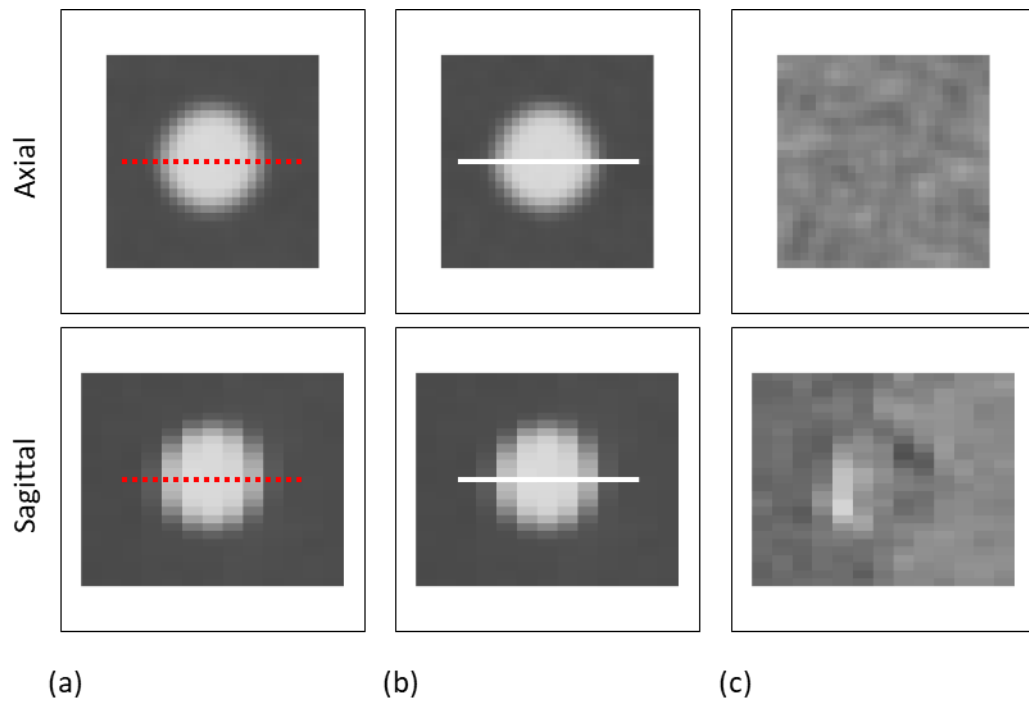


図 23. 直径 5 mm の球体の Nodule-like object function B から算出した realistic virtual nodule の結果. (a-d)は図 20 と同様である.



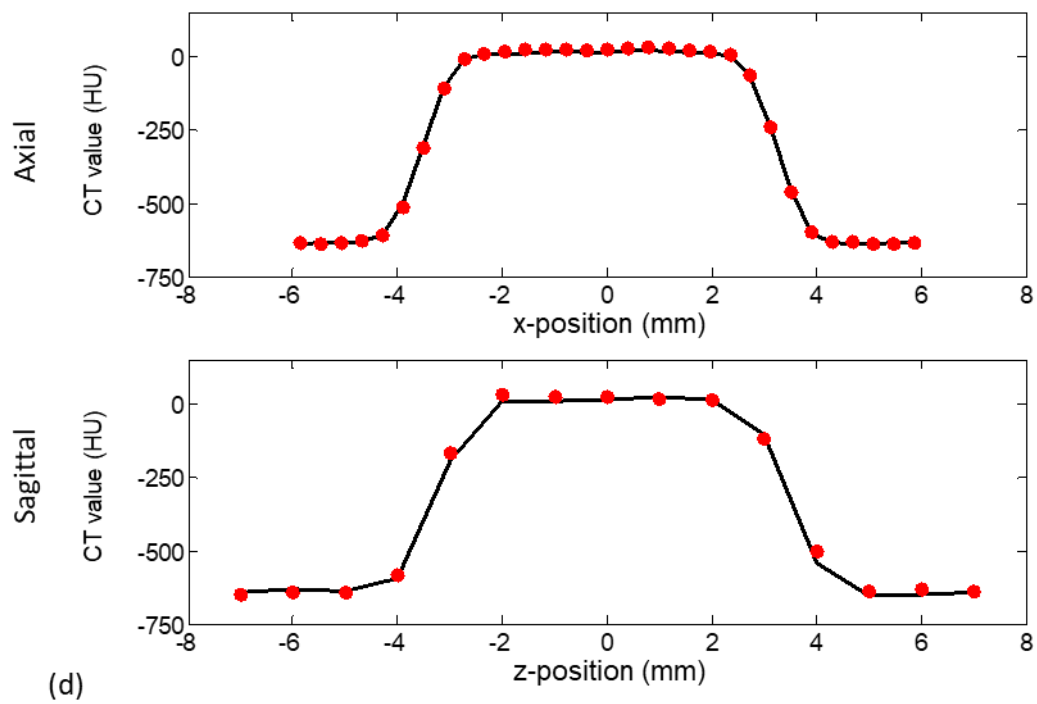
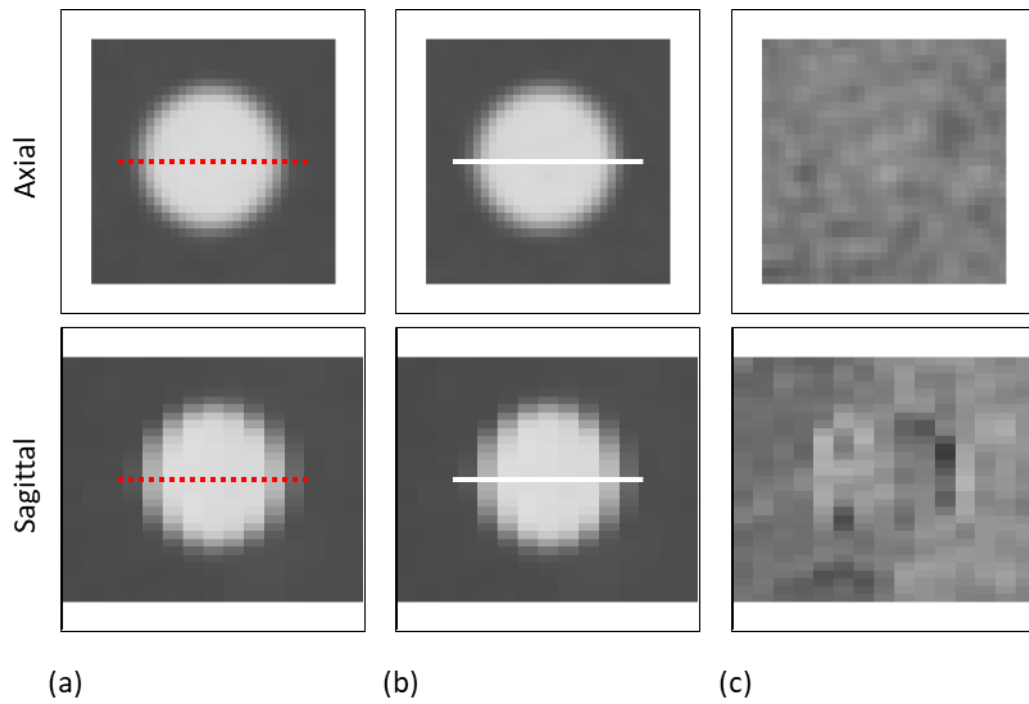


図 24. 直径 7 mm の球体の Nodule-like object function B から算出した realistic virtual nodule の結果. (a-d)は図 20 と同様である.

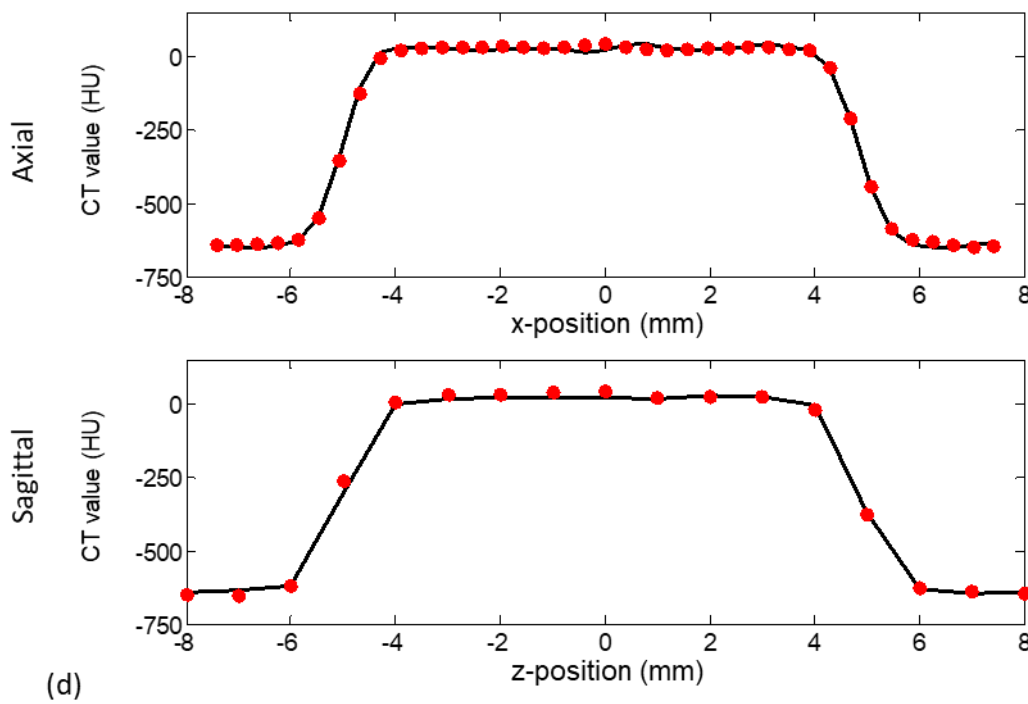
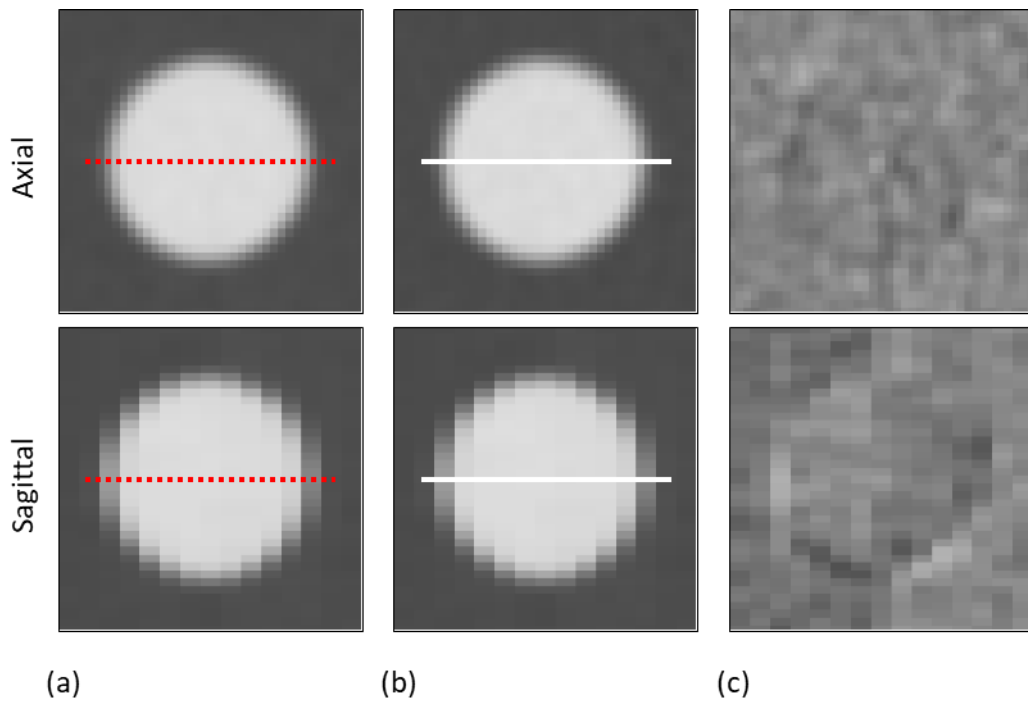


図 25. 直径 10 mm の球体の Nodule-like object function B から算出した realistic virtual nodule の結果. (a-d)は図 20 と同様である.

表 4. Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule と Scanner C で球体を撮影した画像の RMSE.

	Diameter of phantom sphere		
	5 mm	7 mm	10 mm
RMSE for Nodule-like object function A	10.8	11.1	12.5
RMSE for Nodule-like object function B	15.9	16.8	16.5

### 3-3 自作肺結節を用いた realistic virtual nodule の精度検証

Scanner A で撮影した Case 1 の自作肺結節の画像 (図 26(a)) を使用して, Nodule-like object function を算出した (図 26(b)). Scanner C の PSF と SSP を用いて, Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule (図 26(c)) を Scanner C で撮影した自作肺結節の画像 (図 26(d)) と比較した. Realistic virtual nodule は, Scanner C の画像とよく類似し, 2 つの画像の差分画像 (図 26(e)) と CT 値プロファイル (図 26(f)) からも, その一致を確認することができる. Case 2-5 の結果を図 27-30 に示す. また, これらの RMSE を表 5 に示す.

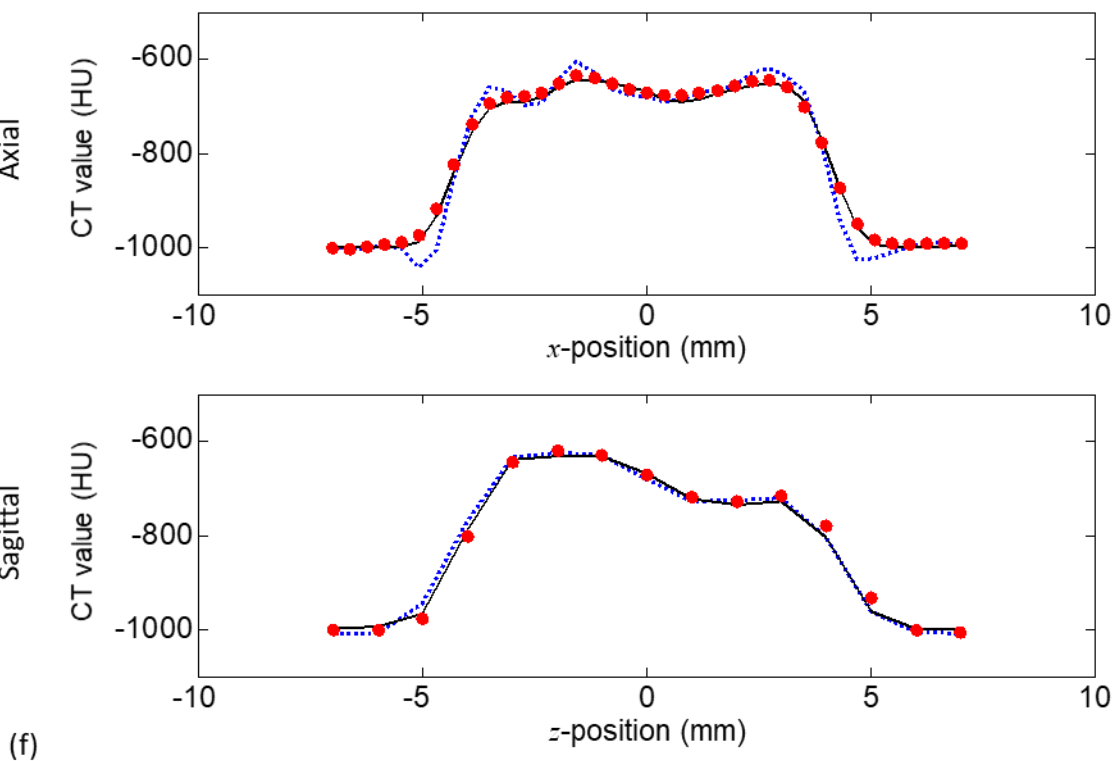
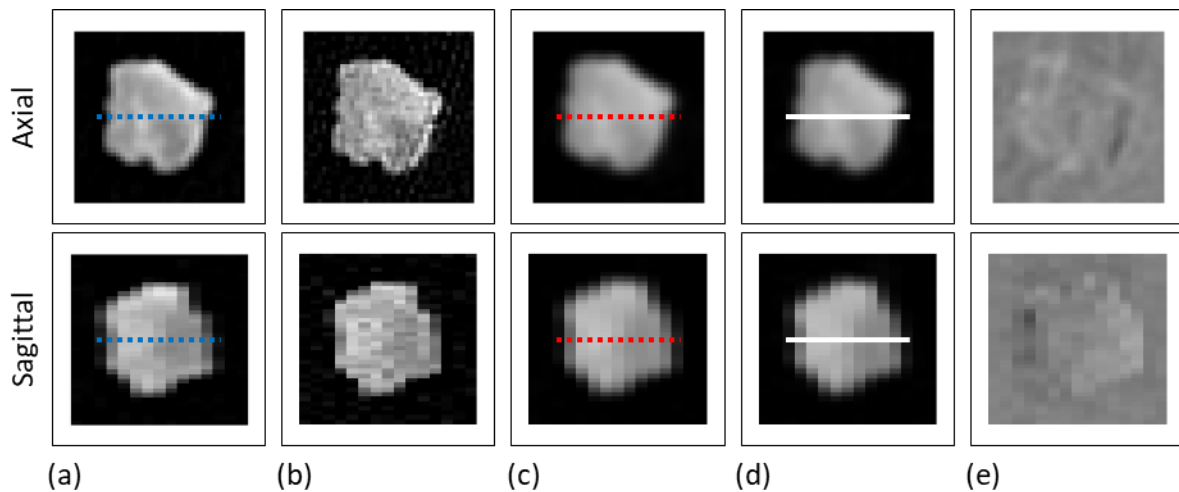


図 26. (a) Scanner A で撮影した Case 1 の自作模擬結節の CT 画像. (b) 画像(a)から算出した Nodule-like object function. (c) Scanner C の PSF と SSP を用いて Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule. (d) Scanner C で撮影した Case 1 の自作模擬結節の画像. (e) 画像(c)から画像(d)を引いた差分画像. (f) 画像(c), (d), (a)の点線における CT 値プロファイルをそれぞれドット, 実線, 点線で示す. 画像(a-d)は Window level = -750 HU, Window width = 500 HU であり, 画像(e)は Window level = 0 HU, Window width = 200 HU である. 比較のため, 全ての画像は同じ距離スケールで表示した.

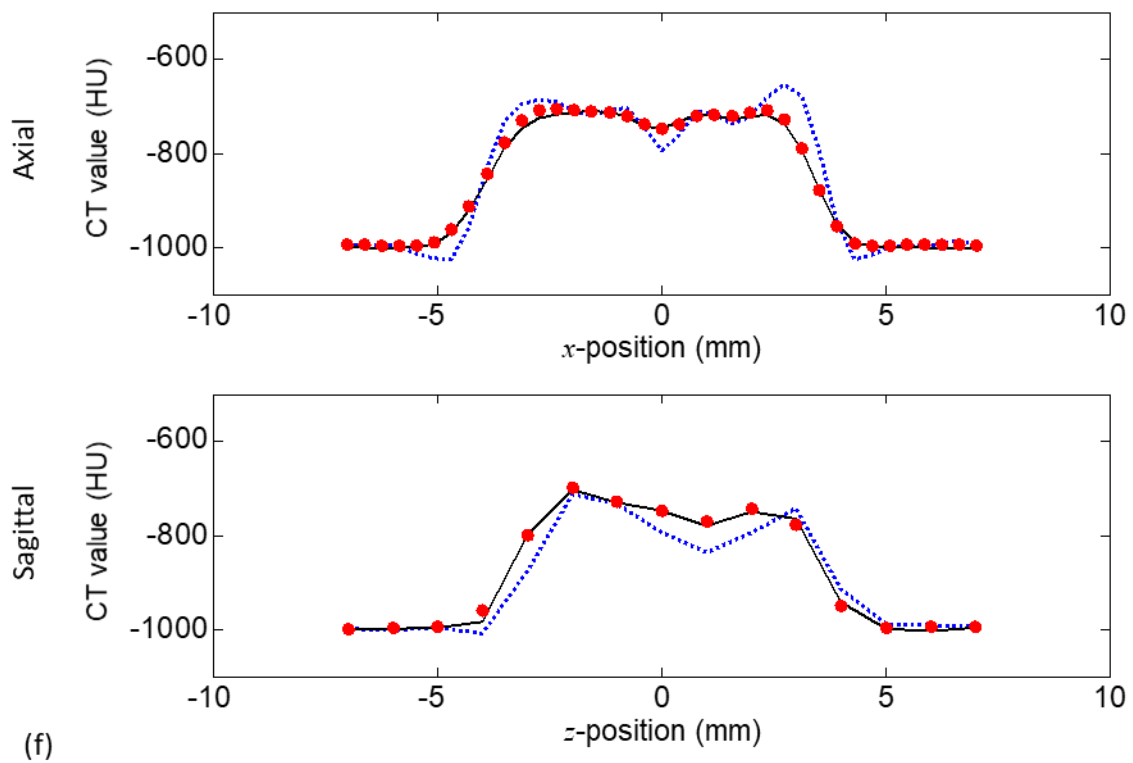
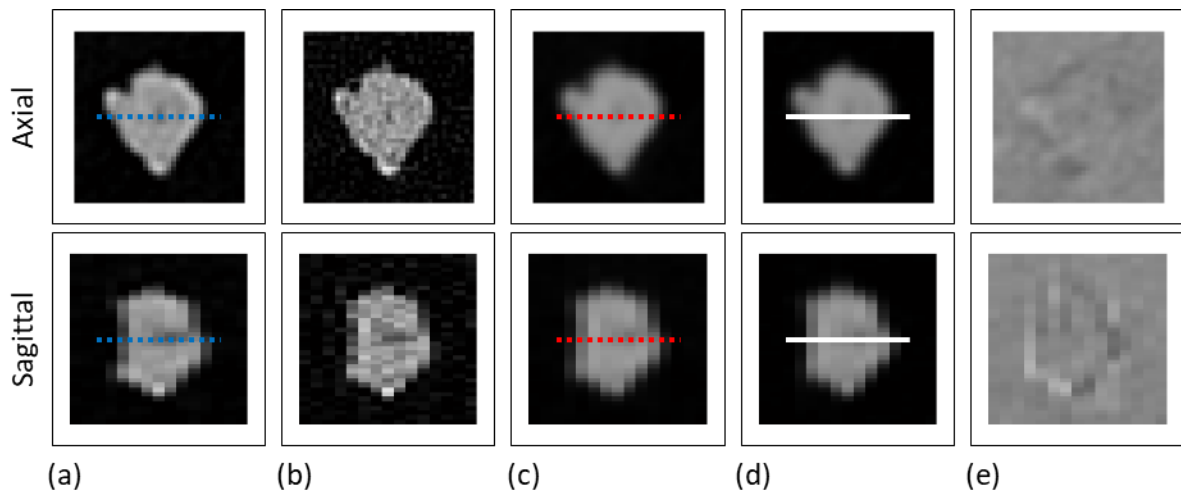


図 27. Case 2 の自作模擬結節の結果. (a-f)は図 26 と同様である.

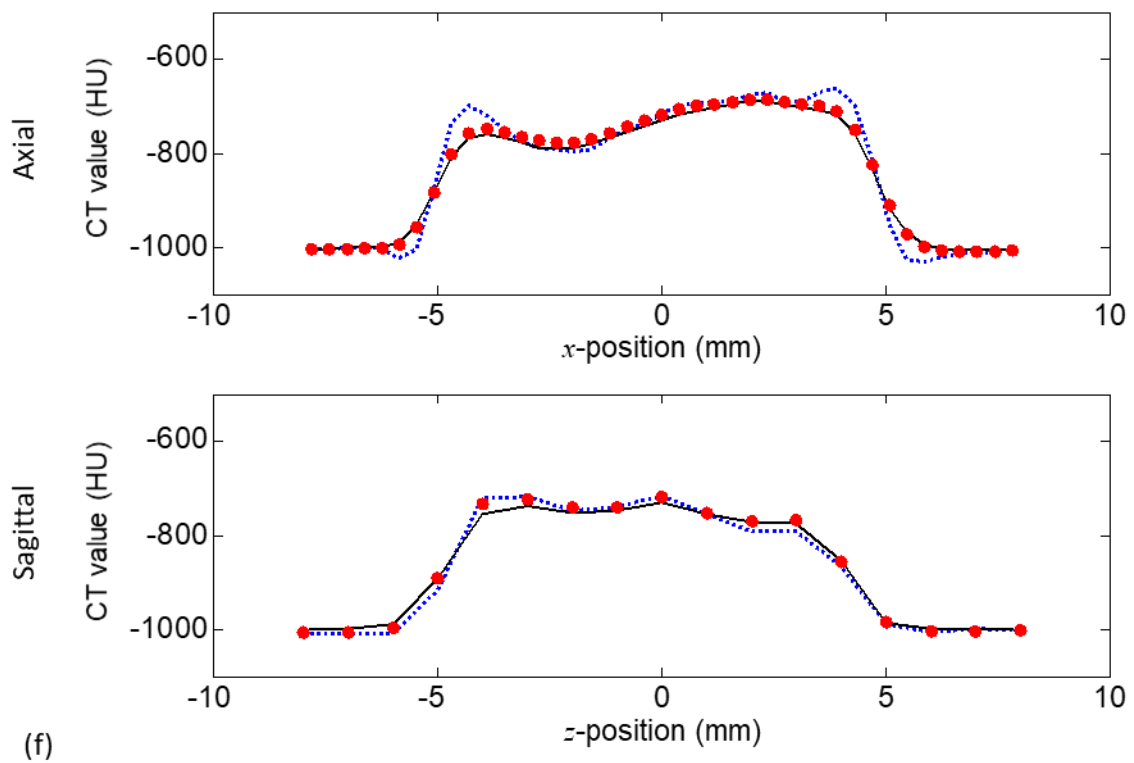
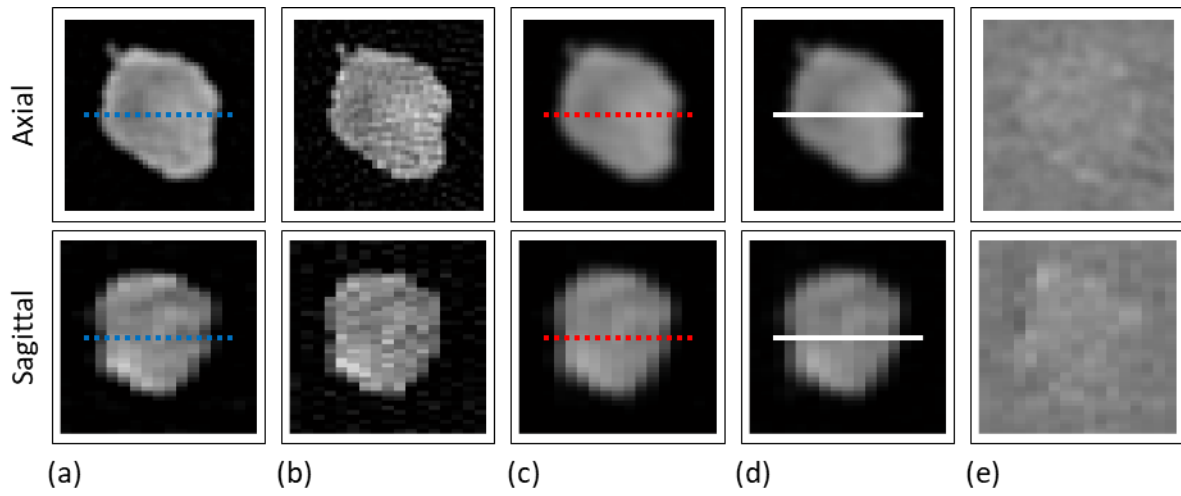


図 28. Case 3 の自作模擬結節の結果. (a-f)は図 26 と同様である.

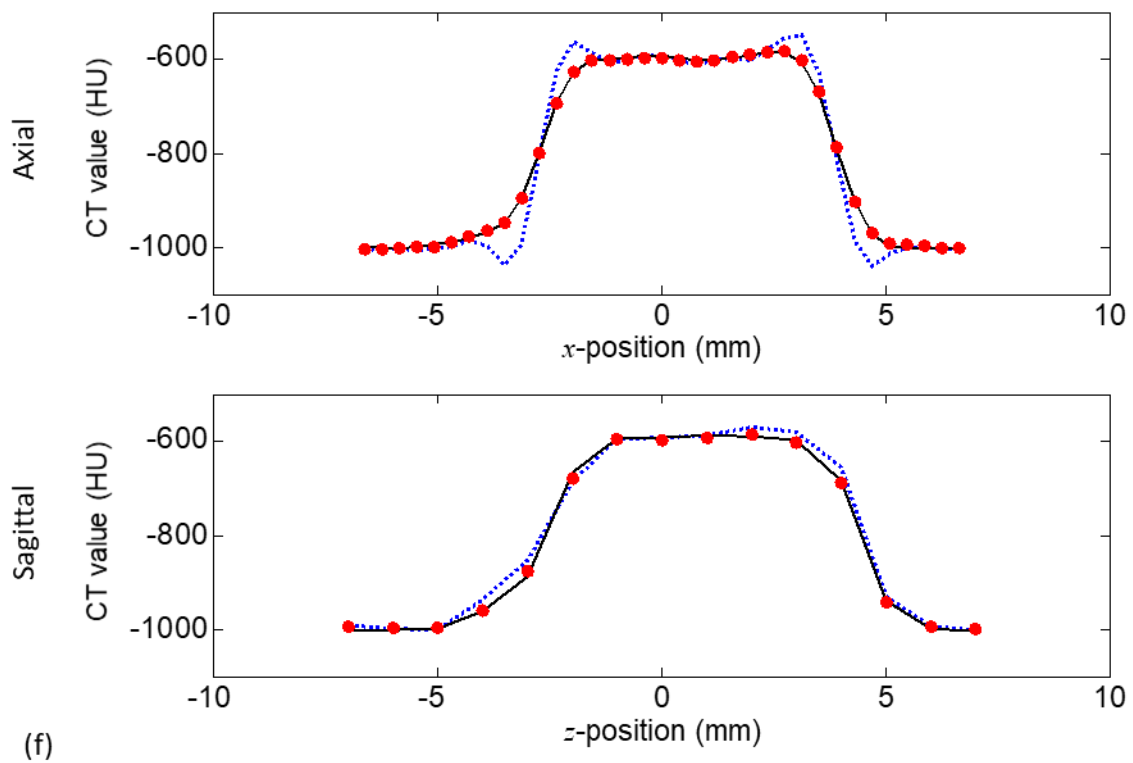
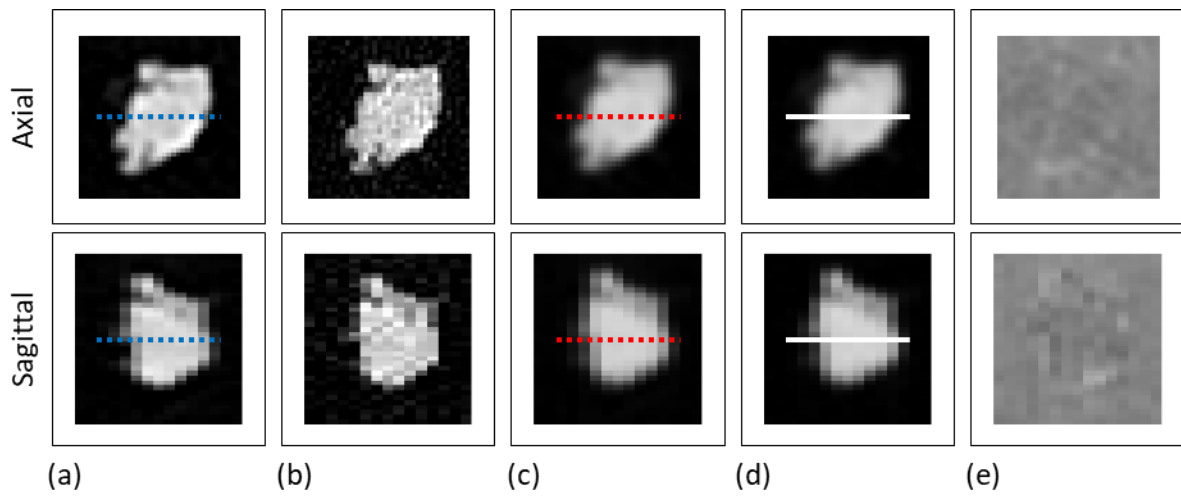


図 29. Case 4 の自作模擬結節の結果. (a-f)は図 26 と同様である.

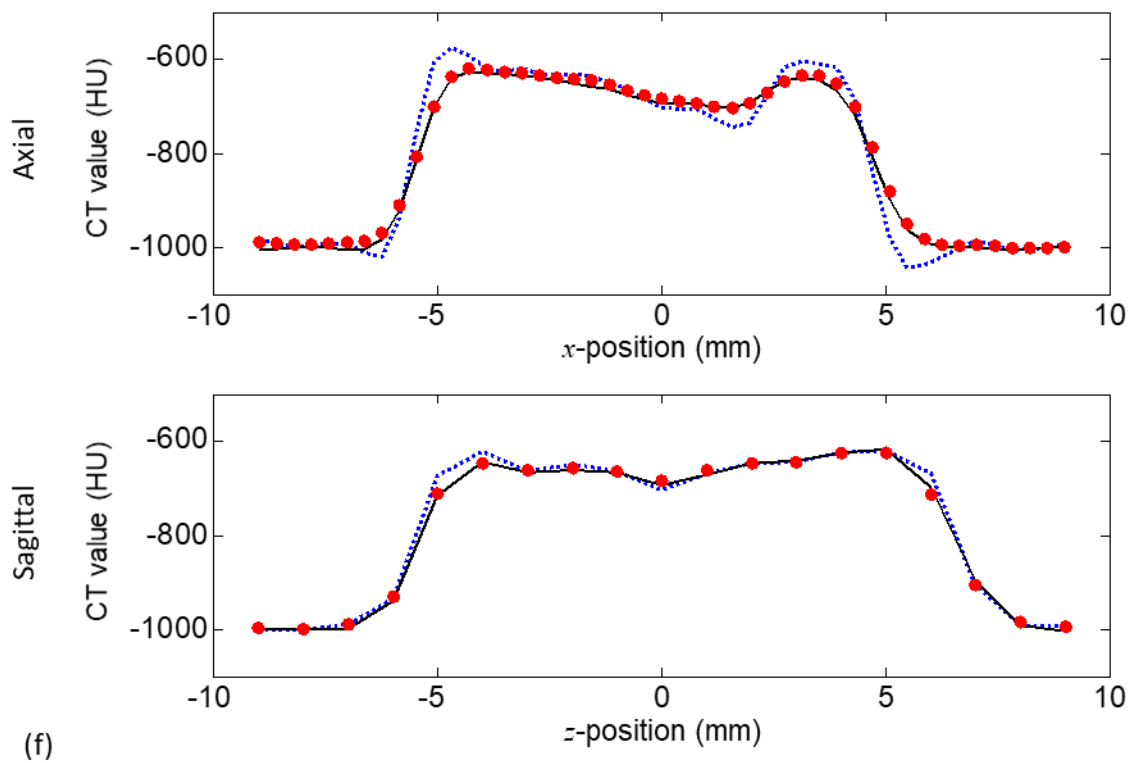
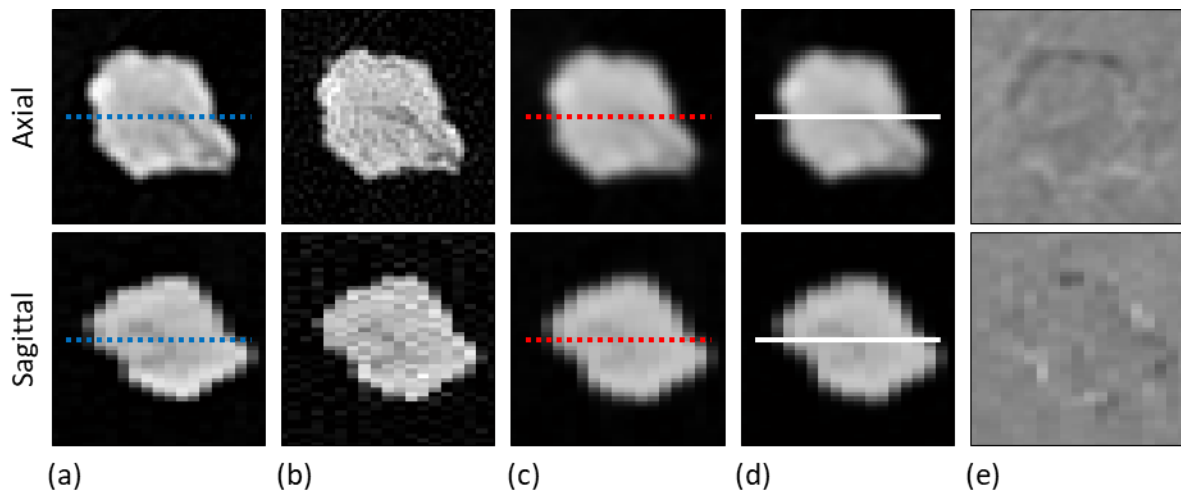


図 30. Case 5 の自作模擬結節の結果. (a-f)は図 26 と同様である.



表 5. Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule と Scanner C で撮影した自作模擬結節の画像の RMSE.

---

Laboratory-made physical nodules					
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5
RMSE	8.2	6.9	8.6	8.1	6.2

---

## 第4章 考察

本研究では、CT装置のPSFおよびSSPを用いたデコンボリューションによって、肺結節のCT画像からNodule-like object functionを算出し、異なるCT装置のPSFおよびSSPを重畳積分することでrealistic virtual noduleを算出する方法を考案した。Scanner Aで撮影した球体の画像とScanner Bで撮影した画像は、異なる装置を使用しPSF/SSPが異なるために(図3)、空間分解能に大きな差異がみられた(図17-19)が、Nodule-like object function AとNodule-like object function Bには、大きな差異はみられなかった。また、それぞれのNodule-like object functionから算出したrealistic virtual noduleがよく一致し、Nodule-like object function AとBの一致を確認することができた。これは、理想的なobject functionに類似したNodule-like object functionが算出できたためと考えられ、調整パラメータの最適化を伴うHann windowを用いることで、Nodule-like object functionが高精度で算出できたことを示している。さらに、Nodule-like object function A, Bから算出したrealistic virtual noduleは、異なるCT装置(Scanner C)の画像ともよく一致した(図20-25)。これにより、あるCT装置で撮影された肺結節画像からNodule-like object functionを算出し、このNodule-like object functionから、異なるCT装置の空間分解能を有するrealistic virtual noduleを作成するという提案法の妥当性が示された。Nodule-like object functionはCT装置や撮影・再構成条件の異なる複数の施設から収集することができる。Nodule-like object functionを作成すれば、それぞれの施設で使用しているCT装置の空間分解能を有するrealistic virtual noduleを作成することが可能である。すなわち、実際の肺結節に類似した外観を有した、site-specificな肺結節像を作成することが可能となる。提案法は、従来の肺結節シミュレーションの問題点<sup>10-18,25-33)</sup>を解決できる方法である。

提案法によって、各施設で使用しているCT画像と同じ空間分解能を有する肺

結節シミュレーションを可能とすることで、CAD の site-specific な性能評価が可能となると考えられる。一般に CAD の開発や機械学習には、特定の CT 装置や撮影・再構成条件の CT 画像のデータベースが用いられる。このため、CAD を導入する際に、その施設で使用している CT 画像の画質と CAD の開発・機械学習に用いられたデータベースの画質が異なっていた場合には、CAD の性能を十分に発揮できない可能性がある。CAD を導入する際には、その施設の CT 画像を用いて受け入れ試験を行うことが重要である。しかし、施設ごとに膨大な画像（症例）を収集することは大変困難である。提案法によって、他施設で撮影された肺結節の CT 画像から Nodule-like object function を算出し、自施設の CT 装置で測定した PSF, SSP を重畳積分して realistic virtual nodule を算出する。このようにして得られた realistic virtual nodule を自施設で撮影した胸部 CT 画像に挿入して CAD の評価に用いることで、膨大な画像の収集の労力を省き、適切な CAD の性能評価を実施することが可能になると期待される。

著者の研究グループでは、これまでに一様球体を被写体関数として生成した virtual nodule の CAD の性能評価への適用を報告した<sup>33)</sup>。Virtual nodule を用いることにより、結節の大きさと濃度 ( $\Delta CT$ ) に依存する CAD の結節検出限界を明らかにすることができた。その一例を図 31 に示す。CAD による検出結果を結節径と濃度ごとに示すことによって、検出限界を明示した結果である。この結果から、例えば 5 mm 以上の結節検出には  $\Delta CT$  が約 200 HU 以上であることが必要ということが言える。Virtual nodule の大きさや濃度を任意に設定できることから、このような評価法が容易に可能となった。また、virtual nodule は肺内の任意の位置に挿入でき、結節位置による CAD の検出特性を把握することもできる。その一例を図 32 に示す。血管に重なる位置に挿入された virtual nodule は CAD による検出結果が偽陰性となるが、血管から離すことによって検出されること

がわかる。実験に用いた CAD は血管に重なる（近接する）位置にある結節の検出能が低い特性があるものと推測された。このように、結節の大きさや濃度および肺内位置を任意に設定・調整できる virtual nodule は、CAD の様々な検出特性を詳細に解析することができる特長を持ち、かつ site-specific な CAD の性能評価法として活用できる。

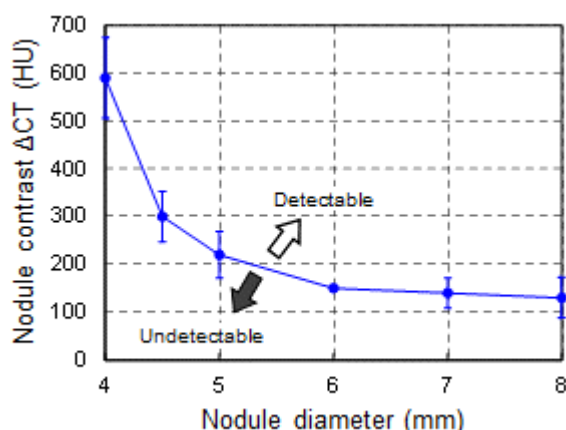


図 31. Virtual nodule の CAD の性能評価への適用<sup>33)</sup>. 肺結節の直径を 4 から 8 mm, 濃度 ( $\Delta CT$ ) を 100 から 700 HU の範囲で変化させ、直径と  $\Delta CT$  の全ての組み合わせで生成した virtual nodule を胸部 CT 画像に挿入して、CAD で解析を行った。線より上側の領域における肺結節の直径と  $\Delta CT$  の組み合わせでは、CAD により検出が可能である。これにより、肺結節の直径と  $\Delta CT$  に依存した CAD の検出限界を明らかとした。

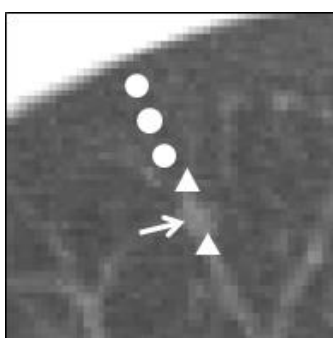


図 32. Virtual nodule を挿入する肺内位置と CAD の検出特性の検討<sup>33)</sup>. 矢印で示す位置に挿入した virtual nodule は CAD で検出されなかった。血管に沿って近位、遠位 (“▲” で示す位置) に挿入位置を変化させた場合も CAD で検出されなかったが、血管から離れた位置 (“●” で示す位置) に挿入した virtual nodule は検出された。これにより、実験で用いた CAD の検出特性が肺結節の位置に依存することが明らかとなった。

しかし、これまでの **virtual nodule** に関する研究では、**object function** として濃度が一様な球体を想定しており不均一で不整形な実際の肺結節とは異なるものであった。そこで本論文では、従来の **virtual nodule** の生成手法を拡張し、実際の結節像を基に **realistic virtual nodule** を生成する新しい手法の考案へとつなげた。本研究では検討しなかったが、**realistic virtual nodule** はその濃度や大きさの変更（線形変換による拡大・縮小および濃度調整）が容易であり、挿入する肺内位置も任意に設定できる。したがって、これまでの **virtual nodule** を用いた検討（図 31, 32）は **realistic virtual nodule** を用いて実現することができ、より臨床病変を想定した場合に近い結果が得られるものと期待される。

CAD の特性によっては、結節の検出能が結節の肺内位置や結節の周りの状態（血管や胸壁などの周辺構造物との位置関係や接触の状態）に依存する場合がある。**Realistic virtual nodule** を肺内に挿入する際に、血管や胸壁に近接あるいは一部重なる位置に挿入した場合には CAD による検出能が低下することも予想される。**Realistic virtual nodule** を挿入する位置は CAD の性能評価の結果に影響する要因の一つとなる可能性がある。**Realistic virtual nodule** を用いて CAD の性能評価を行う際に、各施設で独自の方法・基準で **realistic virtual nodule** を肺内に挿入した場合には、その挿入方法に依存した評価結果となり、施設間での比較ができない結果となるものと考えられる。今後、**realistic virtual nodule** を用いた CAD 性能評価法を標準的な CAD の QA のための手法として確立するためには、肺内の挿入位置や挿入手法に関する検討が必要となる。

**Realistic virtual nodule** は臨床画像における実際の肺結節像を抽出し、その空間分解能を異なる CT 装置における画像の空間分解能の特性に変換することによって生成される。著者の研究グループではこの理論に基づいて、図 33 に示すように、臨床画像の空間分解能を異なる CT 装置における画像の空間分解能の特性

に変換する手法の開発を進めてきた<sup>39)</sup>。この方法では、臨床画像における肺結節像の抽出は行わずに、結節を含む胸部画像全体の空間分解能が変換される。その一例を図 34 に示す。空間分解能が変換された画像は、異なる CT 装置で撮像した画像（真値）との差はほとんどみられない。肺結節像の領域においてもほとんど差異はなく、変換精度が高いことがわかる。この手法では **realistic virtual nodule** の生成法とは異なり、結節像の抽出および肺内への挿入は不要である。臨床画像における結節の位置や結節の周りの状態（血管や胸壁などの周辺構造物との位置関係や接触の状態）はそのまま維持された状態で、空間分解能の変換が行われる。この手法を利用することにより、他施設で撮影された肺結節の CT 画像を自施設の CT 画像の空間分解能の特性に変換し CAD の評価に用いることができ、**site-specific** な CAD の性能評価が可能となる。**Realistic virtual nodule** の場合とは異なり、各施設で独自に結節像を肺内に挿入する必要がないことから、施設間で比較することのできる性能評価結果が得られると考えられる。CAD の QA のための標準的な手法の一つになることが期待される。ただし、この手法では肺結節像の抽出を行わないため、結節の大きさや濃度および挿入する肺内位置の変更・調整は難しい。前述の **virtual nodule** を用いた検討結果（図 31, 32）への適用はできない。

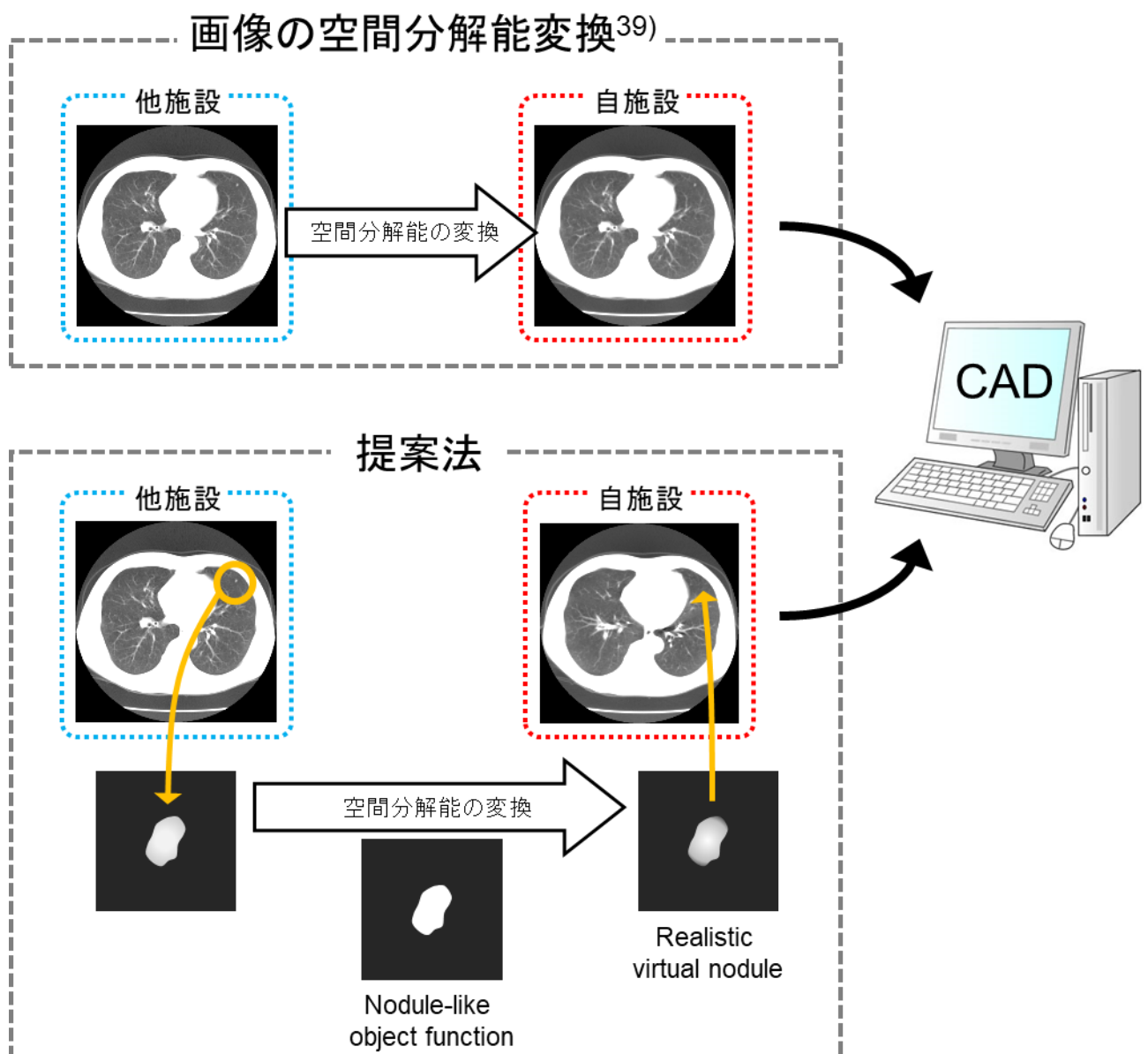


図 33. CT 画像全体の空間分解能を変換する方法<sup>39)</sup>では、肺結節の抽出・挿入を行わず、肺結節および周辺構造物などの情報をそのまま利用する。他施設で撮影した症例の画像を、空間分解能の特性のみ自施設のものに変換して用いることができる。本研究の提案法は、他施設で撮影された画像から肺結節を抽出し、空間分解能を変換して得られた Realistic virtual nodule を自施設の画像に挿入して用いる。提案法は、Nodule-like object function の大きさ・濃度の変更や、realistic virtual nodule の挿入位置を調整することで、CAD の様々な検出特性を詳細に解析することができる。

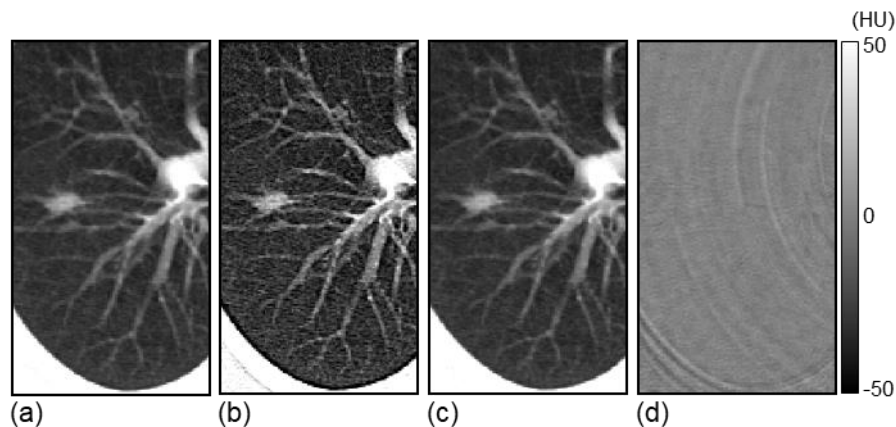


図 34. CT 画像全体の空間分解能を変換する方法<sup>39)</sup>の一例. **(a)** 標準的な再構成関数を用いて再構成した画像 (真値). **(b)** 高分解能な再構成関数を用いて再構成した画像. **(c)** 空間分解能の変換により, 画像(b)を画像(a)の分解能に変換した画像. **(d)** 画像(c)と画像(a)の差分画像.

CAD の site-specific な性能評価法として, virtual nodule<sup>33)</sup>または realistic virtual nodule を用いる方法と, 胸部 CT 画像全体の空間分解能を変換する方法<sup>39)</sup>がある. 前者は, 結節の大きさや濃度および挿入する肺内位置の変更・調整を行い, CAD の様々な検出特性を詳細に解析する場合に適する手法と考えられる. 後者は, CAD の QA のための標準的な手法になり得るものと予想される.

式(5)における空間周波数領域での PSF および SSP による除算 (デコンボリューション) は, 一般的な画像鮮鋭化 (復元) と同様の処理である. 一般に, デコンボリューションはノイズに敏感であり, ノイズ増強の問題を解決することは困難である. 本研究では, ノイズの増強を低減するために, 式(3)-(5)において2つの調節パラメータを有する Hann window を導入した. しかし, 図 17-19 (それぞれの図における(b)と(e))に示したように, ノイズを完全に除去できておらず, Nodule-like object function は元の CT 画像 (図 17-19 における(a)と(d)) よりも, 多くのノイズを含んでいる. 一方で, Nodule-like object function から作成された realistic virtual nodule に含まれるノイズはあまり多くない. これは, Nodule-like object function に PSF および SSP を重畳積分することによって realistic virtual



nodule を算出する過程で、重畳積分の処理が、高い空間周波数領域におけるノイズを低減させるローパスフィルタの役割を果たしているためである。結果として得られた realistic virtual nodule は、ノイズが少なく、Scanner C の画像と同等であった (図 20-25)。従来の画像鮮鋭化・復元処理は、Nodule-like object function に相当する肺結節像を算出し、臨床診断やその特徴の定量評価に用いることを目的としていたために<sup>41)</sup>、ノイズの増強を避ける必要があった。しかし、本研究の目的は、Nodule-like object function から realistic virtual nodule を算出することであるため、Nodule-like object function におけるノイズの増強は問題にならない。提案法は、デコンボリューションによって得られた Nodule-like object function から算出した realistic virtual nodule の利用を目的とすることで、一般的なデコンボリューションによって生じるノイズ増強の問題を解決した方法であると考えられる。

CT 画像の体軸方向およびスキャン平面に対応する空間周波数のナイキスト周波数は、スライス間隔および Field of view (FOV) (512×512 のマトリクスサイズ) によって、それぞれに決定される。Nodule-like object function のナイキスト周波数は、Scanner A, B で得られた CT 画像および realistic virtual nodule のナイキスト周波数と同等である。これまでに報告されてきた、患者の胸部 CT 画像から肺結節を抽出して別の胸部 CT 画像に挿入する方法や、コンピュータで作成した肺結節を胸部 CT 画像に挿入する方法では、抽出もしくは作成した肺結節 (digital nodule) を、実際の患者の画像に挿入して使用している。Digital nodule は、挿入先である胸部 CT 画像のスライス間隔とピクセルサイズ (FOV/マトリクス数) が等しい場合 (ナイキスト周波数が等しい場合) に、適切に画像へ挿入することが可能である。このため、digital nodule のナイキスト周波数が胸部 CT 画像のものより高い場合には、digital nodule を胸部 CT 画像と同じスライス間隔とピクセル

ルサイズでダウンサンプリングしなければならない。一方、digital nodule のナイキスト周波数が胸部 CT 画像のものより低い場合には、digital nodule のアップサンプリングが必要である。しかし、アップサンプリングは単純な補間処理であり、digital nodule の空間分解能が変化する恐れがあるため、digital nodule のアップサンプリングは行うべきではない。このため、digital nodule をアップサンプリングすることなく、様々な胸部 CT 画像に挿入可能とするためには、十分に高いナイキスト周波数を有した digital nodule を作成する必要がある。本研究において、肺がん CT 検診における胸部 CT 画像 (realistic virtual nodule を挿入する画像) は、一般に、スライス間隔が 1 mm 以上、FOV が 200 mm 以上であると想定した。このため、スライス間隔 1 mm、FOV 200 mm で得られた、ナイキスト周波数が十分に高い CT 画像から Nodule-like object function の算出を行った。これは、一般的な胸部 CT 画像における最も高いナイキスト周波数を有した realistic virtual nodule の作成が可能であることを示している。この提案法を適切に使用するためには、前述のようなスライス間隔と FOV の検討が必須であり、適切な条件のもとで適用する必要がある。

Nodule-like object function の精度について、Nodule-like object function A および B から算出した realistic virtual nodule を比較することで精度検証を行った。窓関数の最適化 (第 2 章 2-3) で用いたように、数値的に作成した理想的な被写体関数と Nodule-like object function との比較がよりシンプルな評価方法であるが、前述の考察にあるように、本研究の目的は realistic virtual nodule の作成であり、Nodule-like object function の使用ではない。さらに、Nodule-like object function はデコンボリューションによって多くの画像ノイズを含んでおり、Nodule-like object function と理想的な被写体関数を比較する場合、画像ノイズの影響によって、球体の輪郭信号のみの差異を正確に比較することは困難である。これらの理

由から、Nodule-like object function A と B から算出した realistic virtual nodule の一致度を評価することで、Nodule-like object function の精度検証を行った。

本研究では、球体ファントムや自作肺結節を複数の CT 装置で撮影した。このため、1 つの CT 装置 (Scanner A や B) で得られた Nodule-like object function から作成した realistic virtual nodule を異なる CT 装置 (Scanner C) で得られた画像と比較することができ、提案法の臨床利用の可能性を検証することができた。提案法は、肺結節を有する患者の臨床画像へも適応可能である。しかし、患者の臨床画像を用いて同様の検証を行うためには、複数の CT 装置による撮影が必要となり、患者への被曝の問題から、その実施は困難である。さらに、患者の臨床画像を用いる場合には、複数の CT 装置を用いた撮影において、患者 (肺結節) のポジショニングの違いから結節の回転やねじれは避けることができない。以上のような問題点から、本研究における臨床利用に向けた検証において臨床画像の使用は適切ではないと判断し、ファントムを用いることで、提案法の検証を行った。

提案法には、いくつかのリミテーションがある。1 つ目は、検討された条件が限られている点である。作成した自作模擬結節は、ground-glass nodule や part-solid nodule が含まれていない。また、自作模擬結節は空気中で固定しているためバックグラウンドが均一であり、実際の胸部 CT 画像の様にバックグラウンドが不均一な状況での検討はされていない。さらに、CT 装置や撮影・再構成条件が限られていたため、様々な条件・状況で検討を行うことによって、提案法の臨床利用への可能性をより詳細に評価することが可能になると考えられる。2 つ目は、提案法が空間分解能にのみ基づいて realistic virtual nodule を算出しており、他の要因 (例えば、管電流や管電圧) を考慮していない点である。3 つ目は、式(6)のデコンボリューションにおいて、不安定な数値計算を避けるために Hann window

を適用した点である。本研究では Hamming window と Blackman window についても検討を行い、3 種の窓関数に大きな差異がみられなかったため、一般的な Hann window を採用した。しかし、異なる撮影・再構成条件では、最適な窓関数を選別する必要性が生じる可能性が考えられる。さらに、Hann window の調整パラメータの最適化には、システムティックな最適化についても検討の余地があり、今後の課題である。4 つ目は、PSF の位置依存性である。提案法では、PSF は画像中の位置によって変化しないものと考えたが、PSF には位置依存性があることが知られている。本研究では、球体および自作模擬結節を撮影断面の中心から約 80 mm 以内の位置に配置した。このような条件下では、PSF の位置依存性による誤差が、realistic virtual nodule の作成に与える影響はわずかであると考えられる。撮影断面の中心から離れた位置の結節を考慮する場合には、その位置における PSF の測定を行う必要があるかもしれない。最後に、提案法は、Scanner A, B に相当する CT 装置の撮影・再構成条件ごとに、Hann window の調整パラメータの最適化を必要とする点である。条件が変わればその都度、最適化を行わなくてはならない。

## 第5章 結語

肺結節の CT 画像に CT 装置の PSF および SSP でデコンボリューションすることで Nodule-like object function を算出し，これに異なる CT 装置の PSF および SSP を重畳積分することで realistic virtual nodule を作成する方法を提案した．算出された realistic virtual nodule は，施設ごとに異なる CT 装置の空間分解能の特性を再現することができる．提案法により，実際の結節の構造を再現し，施設ごとに固有（site-specific）な realistic virtual nodule を作成することが可能である．

提案法によって作成した realistic virtual nodule は，CAD の性能評価に有用であると考えられる．CAD の適切な性能評価のためには，CAD を使用する施設で撮影した CT 画像を用いて，site-specific な性能評価を行うことが重要である．しかし，このような site-specific な CAD の性能評価には，様々な種類の肺がん画像を多く収集する必要がある，その実施は大変困難である．このような問題の解決には，提案法の適用が効果的であると考えられる．提案法によって作成した realistic virtual nodule を用いることで，いずれの施設でも，site-specific な CAD の性能評価を実施することが可能になると期待される．

## 参考文献

1. 厚生労働省. 平成 28 年 (2016) 人口動態統計 (確定数) の概況, 第 7 表 死因  
単純分類別にみた性別死亡数・死亡率. [http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/  
jinkou/kakutei16/dl/11\\_h7.pdf](http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei16/dl/11_h7.pdf)
2. 厚生労働省がん研究助成金「がん検診の適切な方法とその評価法の確立に関  
する研究」班. 有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン. 2006.
3. National Lung Screening Trial Research Team, Aberle DR, Adams AM, Berg CD,  
Black WC, Clapp JD, Fagerstrom RM, Gareen IF, Gatsonis C, Marcus PM, Sicks JD.  
Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N  
Engl J Med.* 2011; 365(5):395-409
4. Centers for Medicare & Medical Services. Decision Memo for Screening for Lung  
Cancer with Low Dose Computed Tomography (LDCT) (CAG-00439N).  
[https://www.cms.gov/medicare-coverage-database/details/nca-decision-  
memo.aspx?NCAId=274](https://www.cms.gov/medicare-coverage-database/details/nca-decision-memo.aspx?NCAId=274)
5. Paci E, Puliti D, Lopes Pegna A, Carrozzi L, Picozzi G, Falaschi F, Pistelli F, Aquilini  
F, Ocello C, Zappa M, Carozzi FM, Mascalchi M, the ITALUNG Working Group.  
Mortality, survival and incidence rates in the ITALUNG randomised lung cancer  
screening trial. *Thorax.* 2017; 72(9):825-831.
6. Detection of lung cancer through low-dose CT screening (NELSON): a prespecified  
analysis of screening test performance and interval cancers, *Lancet Oncol.* 2014;  
15(12):1342-50.
7. Oudkerk M, Devaraj A, Vliegenthart R, *et al.* European position statement on lung  
cancer screening. *Lancet Oncol.* 2017; 18(12):e754-66.
8. Karabulut N, Törü M, Gelebek V, Gülsün M, Ariyürek OM. Comparison of low-dose  
and standard-dose helical CT in the evaluation of pulmonary nodules. *Eur Radiol.*

2002; 12(11):2764-9.

9. Botelho MP, Agrawal R, Gonzalez-Guindalini FD, Hart EM, Patel SK, Töre HG, Yaghmai V. Effect of radiation dose and iterative reconstruction on lung lesion conspicuity at MDCT: does one size fit all? *Eur J Radiol.* 2013; 82(11):e726-33.
10. Li X, Samei E, Barnhart HX, Gaca AM, Hollingsworth CL, Maxfield CM, Carrico CW, Colsher JG, Frush DP. Lung nodule detection in pediatric chest CT: quantitative relationship between image quality and radiologist performance. *Med Phys.* 2011; 38(5):2609-18.
11. Henschke CI, Yankelevitz DF, Yip R, Archer V, Zahlmann G, Krishnan K, Helba B, Avila R. Tumor volume measurement error using computed tomography imaging in a phase II clinical trial in lung cancer. *J Med Imaging.* 2016; 3(3):035505.
12. Ohno Y, Yaguchi A, Okazaki T, Aoyagi K, Yamagata H, Sugihara N, Koyama H, Yoshikawa T, Sugimura K. Comparative evaluation of newly developed model-based and commercially available hybrid-type iterative reconstruction methods and filter back projection method in terms of accuracy of computer-aided volumetry (CADv) for low-dose CT protocols in phantom study. *Eur J Radiol.* 2016; 85(8):1375-82.
13. Xie X, Willeminck MJ, de Jong PA, van Ooijen PM, Oudkerk M, Vliegenthart R, Greuter MJ. Small irregular pulmonary nodules in low-dose CT: observer detection sensitivity and volumetry accuracy. *AJR Am J Roentgenol.* 2014; 202(3):W202-9.
14. Ebner L, Bütikofer Y, Ott D, Huber A, Landau J, Roos JE, Heverhagen JT, Christe A. Lung nodule detection by microdose CT versus chest radiography (standard and dual-energy subtracted). *AJR Am J Roentgenol.* 2015; 204(4):727-35.
15. Wielpütz MO, Wroblewski J, Lederlin M, Dinkel J, Eichinger M, Koenigkam-Santos M, Biederer J, Kauczor HU, Puderbach MU, Jobst BJ. Computer-aided detection of artificial pulmonary nodules using an ex vivo lung phantom: influence of exposure parameters and iterative reconstruction. *Eur J Radiol.* 2015; 84(5):1005-11.
16. Shin HO, Blietz M, Frericks B, Baus S, Savellano D, Galanski M. Insertion of virtual

- pulmonary nodules in CT data of the chest: development of a software tool. *Eur Radiol.* 2006; (11):2567-74.
17. Zhao B, Gamsu G, Ginsberg MS, Jiang L, Schwartz LH. Automatic detection of small lung nodules on CT utilizing a local density maximum algorithm. *J Appl Clin Med Phys.* 2003; 4(3):248-60.
  18. Huo Z, Summers RM, Paquerault S, Lo J, Hoffmeister J, Armato SG 3rd, Freedman MT, Lin J, Lo SC, Petrick N, Sahiner B, Fryd D, Yoshida H, Chan HP. Quality assurance and training procedures for computer-aided detection and diagnosis systems in clinical use. *Med Phys.* 2013; 40(7):077001.
  19. Hwang J, Chung MJ, Bae Y, Shin KM, Jeong SY, Lee KS. Computer-aided detection of lung nodules: influence of the image reconstruction kernel for computer-aided detection performance. *J Comput Assist Tomogr.* 2010; 34(1):31-4.
  20. Boedeker KL, McNitt-Gray MF, Rogers SR, Truong DA, Brown MS, Gjertson DW, Goldin JG. Emphysema: effect of reconstruction algorithm on CT imaging measures. *Radiology.* 2004; 232(1):295-301.
  21. Behrendt FF, Das M, Mahnken AH, Kraus T, Bakai A, Stanzel S, Günther RW, Wildberger JE. Computer-aided measurements of pulmonary emphysema in chest multidetector-row spiral computed tomography: effect of image reconstruction parameters. *J Comput Assist Tomogr.* 2008; 32(6):899-904.
  22. Wang Y, de Bock GH, van Klaveren RJ, van Ooyen P, Tukker W, Zhao Y, Dorrius MD, Proença RV, Post WJ, Oudkerk M. Volumetric measurement of pulmonary nodules at low-dose chest CT: effect of reconstruction setting on measurement variability. *Eur Radiol.* 2010; 20(5):1180-7.
  23. Gierada DS, Bierhals AJ, Choong CK, Bartel ST, Ritter JH, Das NA, Hong C, Pilgram TK, Bae KT, Whiting BR, Woods JC, Hogg JC, Lutey BA, Battafarano RJ, Cooper JD, Meyers BF, Patterson GA. Effects of CT section thickness and reconstruction kernel on emphysema quantification relationship to the magnitude of the CT emphysema index. *Acad Radiol.* 2010; 17(2):146-56.



24. Armato SG 3rd, McLennan G, Bidaut L, *et al.* The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): a completed reference database of lung nodules on CT scans. *Med Phys.* 2011; 38(2):915-31.
25. Madsen MT, Berbaum KS, Ellingson AN, Thompson BH, Mullan BF, Caldwell RT. A new software tool for removing, storing, and adding abnormalities to medical images for perception research studies. *Acad Radiol.* 2006; 13(3):305-12.
26. Punwani S, Zhang J, Davies W, Greenhalgh R, Humphries P. Paediatric CT: the effects of increasing image noise on pulmonary nodule detection. *Pediatr Radiol.* 2008; 38(2):192-201.
27. 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. *日本医放会誌.* 1996; 56(8): 588-94.
28. Ohkubo M, Wada S, Saito M. Validation of the blurring of a small object on CT images calculated on the basis of three-dimensional spatial resolution. *Igaku Butsuri.* 2005; 25(3):132-40.
29. Ohkubo M, Wada S, Kunii M, Matsumoto T, Nishizawa K. Imaging of small spherical structures in CT: simulation study using measured point spread function. *Med Biol Eng Comput.* 2008; 46(3):273-82.
30. Funaki A, Ohkubo M, Wada S, Murao K, Matsumoto T, Niizuma S. Application of CT-PSF-based computer-simulated lung nodules for evaluating the accuracy of computer-aided volumetry. *Radiol Phys Technol.* 2012; 5(2):166-71.
31. Ohno K, Ohkubo M, Marasinghe JC, Murao K, Matsumoto T, Wada S. Accuracy of lung nodule density on HRCT: analysis by PSF-based image simulation. *J Appl Clin Med Phys.* 2012; 13(6):3868.
32. Marasinghe J.C, Ohkubo M, Kobayashi H, Murao K, Matsumoto T, Sone S. Feasible Method to Assess the Performance of a Lung Cancer CT Screening CAD System in Clinical Practice: Dependence on Nodule Size and Density. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology.* 2014; 3:107-16.

33. Kobayashi H, Ohkubo M, Narita A, Marasinghe JC1, Murao K, Matsumoto T, Sone S, Wada S. A method for evaluating the performance of computer-aided detection of pulmonary nodules in lung cancer CT screening: detection limit for nodule size and density. *Br J Radiol.* 2017; 20160313.
34. Narita A, Ohkubo M, Murao K, Matsumoto T, Wada S. Generation of realistic virtual nodules based on three-dimensional spatial resolution in lung computed tomography: A pilot phantom study. *Med Phys.* 2017; 44(10):5303-5313.
35. Ohkubo M, Wada S, Ida S, Kunii M, Kayugawa A, Matsumoto T, Nishizawa K, Murao K. Determination of point spread function in computed tomography accompanied with verification. *Med Phys.* 2009; 36(6):2089-97.
36. Kayugawa A, Ohkubo M, Wada S. Accurate determination of CT point-spread-function with high precision. *J Appl Clin Med Phys.* 2013; 14(4):216-26.
37. 粥川啓廣, 大久保真樹, 和田真一, 松本徹, 村尾晃平, 山本眞司. SSP を用いた CT 画像の体軸方向空間分解能変換. *医学物理.* 2010; 30(1): 3-9.
38. Ohkubo M, Wada S, Kayugawa A, Matsumoto T, Murao K. Image filtering as an alternative to the application of a different reconstruction kernel in CT imaging: feasibility study in lung cancer screening. *Med Phys.* 2011; 38(7):3915-23.
39. Ohkubo M, Narita A, Wada S, Murao K, Matsumoto T. Technical Note: Image filtering to make computer-aided detection robust to image reconstruction kernel choice in lung cancer CT screening. *Med Phys.* 2016; 43(7):4098-105.
40. Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MA. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys.* 1994; 21(1):133-40.
41. Gou S, Wang Y, Wang Z, Peng Y, Zhang X, Jiao L, Wu J. CT image sequence restoration based on sparse and low-rank decomposition. *PLoS One.* 2013; 8(9):e72696.

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり，懇切なご指導とご鞭撻を賜りました新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野 和田眞一先生に心より御礼申し上げます。また，丁寧なご指導と温かいご助言を頂いた新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野 大久保真樹先生，笹本龍太先生，李鎔範先生に深く感謝いたします。

実験データ取得にご協力頂いた新潟大学医歯学総合病院 診療支援部 CT部門の皆様にも心より御礼申し上げます。

## 本論文で用いた論文リスト

本論文は以下の研究業績に基づいたものであり，その一覧を示す．

### 【論文】

1. Narita A, Ohkubo M, Murao K, Matsumoto T, Wada S. Generation of realistic virtual nodules based on three-dimensional spatial resolution in lung computed tomography: A pilot phantom study. *Med Phys*. 2017; 44(10): 5303-313.
2. Kobayashi H, Ohkubo M, Narita A, Marasinghe JC, Murao K, Matsumoto T, Sone S, Wada S. A method for evaluating the performance of computer-aided detection of pulmonary nodules in lung cancer CT screening: detection limit for nodule size and density. *Br J Radiol*. 2017; 20160313.
3. Ohkubo M, Narita A, Wada S, Murao K, Matsumoto T. Technical Note: Image filtering to make computer-aided detection robust to image reconstruction kernel choice in lung cancer CT screening. *Med Phys*. 2016; 43(7): 4098-105.

### 【学会発表】

1. 成田啓廣, 大久保真樹, 村尾晃平, 松本徹, 和田真一. CAD-quality assurance のための Site-specific な疑似肺結節像生成法の研究. 第 25 回日本 CT 検診学会学術集会. 2018 年 2 月 9-10 日. 新潟. *CT 検診*. 2018; 25(1): 37.
2. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺がん検診 CT における CAD の性能評価を目的とした結節様被写体関数の作成に関する研究. 第 111 回日本医学物理学学会学術大会. 2016 年 4 月 14-17 日. 横浜. *医学物理*. 2016; 36(1): 126.
3. Narita A, Ohkubo M, Wada S. Generating Nodule-like Object Functions for CAD Performance Evaluation in Lung Cancer Screening: Feasibility Study. 2016 AAPM Spring Clinical Meeting. 2016.3.4-8. Salt Lake City. *J Appl Clin Med Phys*. 2016; 17(3): 510.
4. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺がん CT 検診における CAD 性能評価を目的とした nodule-like object function の生成. 新潟大学・東北大学合同放射線治療・医学物理セミナー. 2016 年 1 月 30 日. 新潟.
5. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺内結節 CT 画像の Object Function データベース化に関する研究. 第 1 回がん治療・医学物理合同研究セミナー. 2015 年 8 月 22 日. 新潟.

## 研究業績

### 【論文】

1. Narita A, Ohkubo M, Murao K, Matsumoto T, Wada S. Generation of realistic virtual nodules based on three-dimensional spatial resolution in lung computed tomography: A pilot phantom study. *Med Phys*. 2017; 44(10): 5303-313
2. Kobayashi H, Ohkubo M, Narita A, Marasinghe JC, Murao K, Matsumoto T, Sone S, Wada S. A method for evaluating the performance of computer-aided detection of pulmonary nodules in lung cancer CT screening: detection limit for nodule size and density. *Br J Radiol*. 2017; 20160313.
3. Ohkubo M, Narita A, Wada S, Murao K, Matsumoto T. Technical Note: Image filtering to make computer-aided detection robust to image reconstruction kernel choice in lung cancer CT screening. *Med Phys*. 2016; 43(7): 4098-105.

### 【学会発表】

1. 船越萌香, 郷戸允, 大久保真樹, 成田啓廣, 村松禎久, 村尾晃平, 松本徹, 和田真一. Virtual nodule を用いた胸部 CT-CAD の性能特性評価の研究 : nodule 性状の変化に対する 3 機種 CAD の応答. 第 25 回日本 CT 検診学会学術集会. 2018 年 2 月 9-10 日. 新潟. *CT 検診*. 2018; 25(1): 38.
2. 成田啓廣, 大久保真樹, 村尾晃平, 松本徹, 和田真一. CAD-quality assurance のための Site-specific な疑似肺結節像生成法の研究. 第 25 回日本 CT 検診学会学術集会. 2018 年 2 月 9-10 日. 新潟. *CT 検診*. 2018; 25(1): 36.
3. 原嶋真吾, 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. CT 装置における逐次近似再構成法での低コントラストファントムを用いた SSP 決定法. 第 25 回日本 CT 検診学会学術集会. 2018 年 2 月 9-10 日. 新潟. *CT 検診*. 2018; 25(1): 37.
4. 吉田皓文, 長谷川晃, 深谷貴広, 田崎かおり, 成田啓廣, 能登義幸, 市川勝弘. A comparison of CT image quality in different iterative reconstruction algorithms. 第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会. 2017 年 4 月 13-16 日. 横浜. *日本放射線技術学会雑誌*. 2017; 248
5. 郷戸允, 大久保真樹, 成田啓廣, 菅原秀賢, 村松禎久, 村尾晃平, 松本徹, 和田真一. 3D-PSF 模擬結節を用いた胸部 CT-CAD の性能特性評価の研究 : 結節性状と画像再構成条件の変化に対する CAD の応答. 第 24 回日本 CT 検診学会学術集会. 2017 年 2 月 3-4 日. 徳島. *CT 検診*. 2017; 24(1): 16.

6. 菅原秀賢, 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. Accurate volume measurement for lung nodule in CT image by Deconvolution method. 第 111 回日本医学物理学会学術大会. 2016 年 4 月 14-17 日. 横浜. *医学物理*. 2016; 36(1): 127.
7. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺がん検診 CT における CAD の性能評価を目的とした結節様被写体関数の作成に関する研究. 第 111 回日本医学物理学会学術大会. 2016 年 4 月 14-17 日. 横浜. *医学物理*. 2016; 36(1): 126.
8. Narita A, Ohkubo M, Wada S. Generating Nodule-like Object Functions for CAD Performance Evaluation in Lung Cancer Screening: Feasibility Study. 2016 AAPM Spring Clinical Meeting. 2016.3.4-8. Salt Lake City. *J Appl Clin Med Phys*. 2016; 17(3): 510.
9. 郷戸允, 大久保真樹, 成田啓廣, 菅原秀賢, 村尾晃平, 松本徹, 和田真一. 3D-PSF 模擬結節を用いた胸部 CT-CAD の性能評価の研究. 第 23 回日本 CT 検診学会学術集会. 2016 年 2 月 12-13 日. 柏. *CT 検診*. 2016; 23(1): 30.
10. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺がん CT 検診における CAD 性能評価を目的とした nodule-like object function の生成. 新潟大学・東北大学合同放射線治療・医学物理セミナー. 2016 年 1 月 30 日. 新潟.
11. 吉田皓文, 成田啓廣, 田崎かおり, 長谷川晃, 大久保真樹, 和田真一, 能登義幸. CT 画像における総合的画質評価法に関する検討-体軸方向空間分解能を用いた新たな被写体の設定-. 第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会. 2015 年 10 月 8-10 日. 石川. *日本放射線技術学会雑誌*. 2015; 71(9): 854.
12. 成田啓廣, 大久保真樹, 和田真一. 肺内結節 CT 画像の Object Function データベース化に関する研究. 第 1 回がん治療・医学物理合同研究セミナー. 2015 年 8 月 22 日. 新潟.
13. 吉田皓文, 田崎かおり, 長谷川晃, 粥川啓廣, 深谷貴広, 能登義幸. モデルベース逐次近似画像再構成の総合的な画質評価-線量の違いによる画像特性-. 日本 CT 技術学会第 3 回学術大会. 2015 年 6 月 27 日. 東京. *日本 CT 技術学会抄録集*. 2016; 3. 57-59.
14. 長谷川晃, 粥川啓廣, 田崎かおり, 深谷貴広, 吉田皓文, 能登義幸, 市川勝弘. モデルベース逐次近似画像再構成法の総合的な画質評価-FBP 法および逐次近似応用画像再構成法との比較-. 日本 CT 技術学会第 3 回学術大会. 2015 年 6 月 27 日. 東京. *日本 CT 技術学会抄録集*. 2016; 3. 60-63.
15. 粥川啓廣, 長谷川晃, 田崎かおり, 深谷貴広, 吉田皓文, 能登義幸. モデルベ

ース逐次近似画像再構成法の総合的な画質評価-再構成 FOV の違いによる画像特性-. 日本 CT 技術学会第 3 回学術大会. 2015 年 6 月 27 日. 東京. *日本 CT 技術学会抄録集*. 2016; 3. 53-56.

16. Kayugawa A, Noto Y, Taga T, Fukaya T, Tasaki K, Fujioka T, Ohkubo M. Characterization of the model-based iterative reconstruction algorithm: Confirmation of coexistence of dose reduction and spatial resolution improvement. *European Congress of Radiology 2015*. 2015. 3. 4-8. Wien. DOI: 10.1594/ecr2015/C-0946
17. 粥川啓廣, 多賀貴俊, 深谷貴広, 田崎かおり, 小林博利, 能登義幸. システムモデル逐次近似再構成画像および逐次近似応用再構成画像の物理評価. 第 4 回東北放射線医療技術学術大会. 2014 年 10 月 25-26 日. 新潟. *日本放射線技術学会東北部会雑誌*. 2015; 24. 175.

## 表彰

- Best Poster Award

受賞発表 「Narita A, Ohkubo M, Wada S. Generating Nodule-like Object Functions for CAD Performance Evaluation in Lung Cancer Screening: Feasibility Study. 2016 AAPM Spring Clinical Meeting. 2016.3.4-8. Salt Lake City.」