

# CT検診

The Journal of the Japanese Society of CT Screening

C

特別号  
2014

T



日本CT検診学会

S

## 目 次

**特集** 「低線量CT検診におけるIR技術の応用」**巻頭言**超低線量スキャン技術がもたらす次の段階に向けてのCT検診

結核予防会 複十字病院 花井耕造 ..... 162

低線量CT検診におけるIterative Reconstruction技術の応用

じあい会 メディカルスキャンング大宮 小澤昌則 ..... 163

逐次近似応用再構成法を用いた低線量肺がんCT検診での撮影条件の取り組み

JA北海道厚生連 旭川厚生病院 医療技術部 放射線技術科 岡崎真悟 ..... 169

逐次近似型ノイズ低減処理を用いた低線量肺がんCT検診撮影プロトコルの構築

東海大学医学部付属八王子病院診療技術部放射線技術科 大塩洋平 ..... 176

低線量CT検診におけるIR (Iterative Reconstruction : 逐次近似) 技術の応用

聖路加国際メディカルセンター 聖路加メディローカス 宇内大祐 ..... 189

**専門部会**

部会長と連絡先 ..... 195

**委員会**

委員長と連絡先 ..... 196

**編集後記** ..... 197**事務局報告**

特定非営利活動法人 日本CT検診学会 定款 ..... 事-1

特定非営利活動法人 日本CT検診学会 専門部会内規 ..... 事-9

肺がんCT検診ガイドライン ..... 事-10

肺がんCT検診の教育用ソフトウェア ..... 事-11

「CT検診」投稿規定 ..... 事-12

ご登録ください ..... 事-14

日本CT検診学会入会のご案内 ..... 事-15

新規入会及び住所等の変更について ..... 事-16

名 譽 会 長

館野 之男 (放射線医学総合研究所)

名 譽 会 員

青木 國雄 (愛知県がんセンター名誉総長)  
 (故) 青木 正和  
 飯沼 武 (放射線医学総合研究所)  
 市川 平三郎 (国立がん研究センター中央病院名誉院長)  
 (故) 梅垣 洋一郎  
 尾前 照雄 (国立循環器病センター名誉総長)  
 栗田 雄三 ((財)新潟保健衛生センター理事長)  
 小塚 隆弘 (大阪大学名誉教授)  
 末舛 恵一 (国立がん研究センター名誉総長)  
 鈴木 隆一郎 (大阪府立成人病センター研究所公衆衛生学特別研究員)  
 坪井 栄孝 (慈山会医学研究所理事長)  
 戸嶋 裕徳 (久留米大学医学部附属医療センター名誉院長)  
 豊島 久真男 (理化学研究所研究顧問)  
 新妻 伸二 (新潟県労働衛生医学協会プラーカ健康増進センター所長)  
 増田 善昭 (習志野第一病院)  
 松本 満臣 (東京都立保険科学大学名誉教授)  
 松本 徹 (健生クリニック対ガンCT健診企画室 放射線技術部顧問)  
 宮本 忠昭 (健生クリニック)  
 守谷 欣明 ((財)岡山県健康づくり財団附属診療所所長)  
 (故) 山田 達哉

役 員

理 事 長	金子 昌弘	(東京都予防医学協会健康支援センター呼吸器科)
副理事長	中川 徹	(日立製作所日立健康管理センタ放射線診断科)
理 事	芦澤 和人	(長崎大学病院がん診療センター)
理 事	伊谷 寧崇	(伊谷医院)
理 事	江口 研二	(帝京大学医学部内科学講座腫瘍内科)
理 事	大松 広伸	(国立がん研究センター東病院呼吸器内科)
理 事	柿沼 龍太郎	(国立がん研究センターがん予防・検診研究センター検診開発研究部)
理 事	楠 洋子	(医療法人錦秀会阪和第二泉北病院阪和インテリジェント医療センター)
理 事	島田 義也	(放射線医学総合研究所)
理 事	滝口 裕一	(千葉大学大学院医学研究院先端化学療法学)
理 事	土田 敬明	(国立がん研究センター中央病院内視鏡科)
理 事	中山 富雄	(大阪府立成人病センター調査部疫学課)
理 事	名和 健	(日立製作所日立総合病院内科)
理 事	仁木 登	(徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部)
理 事	西井 研治	(岡山県健康づくり財団附属病院)
理 事	丸山 雄一郎	(小諸厚生総合病院放射線科)
理 事	三澤 潤	(医療法人鉄蕉会亀田総合病院附属幕張クリニック)
理 事	村松 禎久	(国立がん研究センター東病院放射線部)
理 事	森山 紀之	(東京ミッドタウンクリニック健診センター)
理 事	和田 真一	(新潟大学医学部保健学科基礎放射線技術学講座)
監 事	長尾 啓一	(国立大学法人東京工業大学保健管理センター)
監 事	吉村 明修	(東京医科大学病院臨床腫瘍科/外来科学療法センター)

## —— 歴代大会長 ——

	会 長 ※ ( ) は当時の所属先	開 催 地	開 催 日
第1回	増田 善昭 (千葉大学医学部第三内科)	東京・第一製薬ビル	1994年2月19日
第2回	金子 昌弘 (国立がんセンター中央病院)	東京・エーザイ本社講堂	1995年2月18日
第3回	森山 紀之 (国立がんセンター中央病院)	東京・エーザイ本社講堂	1996年2月17日
第4回	宮本 忠昭 (放射線医学総合研究所)	東京・江東区文化センター	1997年2月14・15日
第5回	鈴木 隆一郎 (大阪府立成人病センター)	大阪・大阪府医師会館	1998年1月16・17日
第6回	松本 満臣 (東京都立保健科学大学)	東京・荒川区民会館	1999年2月19・20日
第7回	曾根 脩輔 (信州大学医学部放射線医学)	東京・品川区立総合区民会館	2000年1月14・15日
第8回	渡辺 滋 (千葉大学医学部第三内科)	東京・江戸川区総合区民ホール	2001年2月9・10日
第9回	栗田 雄三 (新潟県保健衛生センター)	新潟・ユニゾンプラザ	2002年2月8・9日
第10回	松本 徹 (放射線医学総合研究所)	東京・江戸川区総合区民ホール	2003年2月14・15日
第11回	柿沼 龍太郎 (国立がんセンター東病院)	千葉・さわやかちば県民プラザ	2004年2月13・14日
第12回	守谷 欣明 (岡山県健康づくり財団)	岡山・岡山衛生会館	2005年2月11・12日
第13回	長尾 啓一 (千葉大学総合安全衛生管理機構)	千葉・ぱ・る・るプラザ千葉	2006年2月10・11日
第14回	楠 洋子 (近畿中央胸部疾患センター)	大阪・大阪国際会議場	2007年2月16・17日
第15回	中川 徹 (日立健康管理センタ)	東京・亀戸文化センター	2008年2月15・16日
第16回	江口 研二 (帝京大学医学部内科学講座)	パシフィコ横浜 会議センター	2009年2月13・14日
第17回	芦澤 和人 (長崎大学病院がん診療センター長)	長崎・長崎ブリックホール	2010年2月12・13日
第18回	西井 研治 (岡山県健康づくり財団附属病院長)	岡山コンベンションセンター	2011年2月18・19日
第19回	丸山 雄一郎 (JA長野厚生連小諸厚生総合病院放射線科)	長野・メルパルク長野	2012年2月17・18日
第20回	花井 耕造 (国立がん研究センター東病院 放射線部診療放射線技師長)	秋葉原コンベンションホール	2013年2月15・16日
第21回	滝口 裕一 (千葉大学大学院医学研究院先端化学療法学)	京葉銀行文化プラザ	2014年2月14・15日

—— 賛 助 会 員 ——

東芝メディカルシステムズ株式会社	〒324-8550 栃木県大田原市下石上1385 TEL：0287-26-5034 FAX：0287-26-5037
株式会社日立メディコ	〒101-0021 東京都千代田区外神田4-14-1 秋葉原UDXビル18F TEL：03-3526-8305 FAX：03-3526-8300
GEヘルスケア・ジャパン株式会社	〒191-8503 東京都日野市旭が丘4-7-127 TEL：042-585-5111 FAX：042-585-5725
ViewSend ICT株式会社	〒171-0021 東京都豊島区西池袋3-1-15 西池袋TSビル7F TEL：03-5957-0112 FAX：03-5957-0114

## 会告

## 日本CT検診学会 2014年夏期セミナーのお知らせ

- 会 期：平成26年 7月26日（土曜日）
- 会 場：主婦会館 プラザエフ（東京）  
〒102-0085 東京都千代田区六番町15  
TEL：03-3265-8111

■ 主 催：学術企画委員

■ 代表世話人：大松広伸（国立がん研究センター東病院）

### ■ 参加費

参加費	医師、メーカー、工学関係者	放射線技師他
会 員	10,000円	5,000円
一 般	15,000円	10,000円

### ■ プログラム

#### 1. 読影セミナー

世話人 芦澤 和人（長崎大学大学院臨床腫瘍学）

テーマ「CT肺がん検診：読影の基礎から実践へ」

第一部：特別講演「低線量CT肺がん検診のRCT：NLSTの再評価を含めて」（仮題）

関 順彦（帝京大学医学部腫瘍内科准教授）

NLSTの再評価を含めて、海外での低線量CT肺がん検診のエビデンスについて再認識し、今後日本がCT検診をどのように展開していくべきかを考える。

第二部：セミナー「読影の基礎から実践へ」

1)「判定基準のA～E」（仮題）

小林 健（石川県立中央病院放射線診断科部長）

2)「肺結節の取り扱いに関するガイドライン」（仮題）

丸山 雄一郎（小諸厚生総合病院放射線科部長）

3)「CT検診画像読影の実践編」（仮題）

中川 徹（日立健康管理センタ 副センタ長）

低線量CT肺がん検診の「読影の基礎から実践へ」と題し、1) 施設や読影医間で異なることが少なくない判定基準A～Eと2) アメリカ及び日本の肺結節経過観察基準（ガイドライン）について改めて学ぶ機会とする。3)「CT検診画像読影の実践編」では、前二つの講演を元に、聴衆に実際の症例のA～E判定、ガイドラインに沿った経過観察を考えてもらい、その後解説して頂く。

#### 2. 肺気腫セミナー

世話人 駒瀬 裕子（聖マリアンナ医科大学横浜市西部病院）

テーマ「合併症からみたCOPD」

1)「COPDと肺がんの合併について」

山口 裕礼（聖マリアンナ西部病院 呼吸器内科）

2)「COPDとその他の合併症」

金子 教宏（亀田京橋クリニック）

3)「COPD患者における外科手術のリスクの評価（仮演題）」

千原 幸司（静岡市立病院 呼吸器外科）

肺気腫部会ではCOPD診療の大きな問題点となっている合併症についてまとめたい。肺気腫、COPDに対するCT検診の目的の一つは早期発見、早期介入であり、ADLの低下を来す合併症について認識しておく事は医療者として重要であり、また禁煙を含めた早期介入に対する患者の動機付けにもなると考えている。

### 3. 技術セミナー

世話人 村松 禎久 (国立がん研究センター東病院)

テーマ「研究から実践へ」

技術部会では、新たな企画として、本年より低線量大腸CT検診について、その技術的な立場から検査の導入から運用方法までを段階的に検証する。一方、以前より開発を進めている低線量肺がんCT検診における線量管理システム (combined application dose index: CADI) についてその進捗を報告する。

#### 1)「始めよう大腸CT検診 (1回目)」

松田 勝彦 (済生会熊本病院 予防医療センター)

鈴木 雅裕 (国立がん研究センター中央病院)

2012年の診療報酬改定に伴い、大腸CT検査および検診においても研究から実運用段階に進んでいる。しかしながら、多くの施設では、導入には中々踏み切れない状況が続いている。そこで、大腸CT検診を上手に導入するためのノウハウを、3回シリーズで開催する。

第1回目は、シリーズの概要と導入前準備までを解説する。

#### 2)「CADIシステムの進捗」

石垣 陸太 (京都医療科学大学)

米国におけるCT線量管理システムであるACR-DIR (american college of radiology - dose index registry) を肺がんCT検診の線量管理、さらには画質管理に応用することを目的とした、CADIシステムの開発が進んでいる。

今回は、CADIシステムが設置されている複数の施設の線量・画質データを解析し知見を広める。

CT検診学会が大腸CT検診を取り入れることで、より多くの会員に有益な情報を提供し、かつ社会的なアピールにもつながる。またCADIシステムの全国展開は、日本における医療被ばく管理の先駆的な事業になり得ると期待される。

詳細は決まり次第、日本CT検診学会ホームページに掲載いたします。

<http://www.jscts.org>

#### ■ 問い合わせ先

日本CT検診学会事務業務代行 株式会社クバプロ 担当: 棚瀬

TEL: 03-3238-1689 FAX: 03-3238-1837 E-mail: jscts-office@kuba.jp

## 第22回日本CT検診学会学術集会

■ 会 期: 平成27年 2月13日 (金曜日) ~ 14日 (土曜日)

■ 会 場: 大阪国際会議場 グランキューブ大阪

〒530-0005 大阪府大阪市北区中之島5丁目3-51 TEL: 06-4803-5555

■ 会 長: 中山富雄 (大阪府立成人病センター がん予防情報センター)

## 第40回肺癌診断会および画像診断セミナー

### — 達人による存在診断と質的診断の読影過程を明らかにする —

■ 会 期：2014年7月3日(木)～5日(土)

■ 会 場：ホテルニューアカオ(熱海市・温泉&リゾート)  
〒413-8555 静岡県熱海市熱海1993-250 TEL 0557-82-5151

■ 世話人：関 順彦(帝京大学医学部附属病院 腫瘍内科 教授)

共 催：特定非営利活動法人 日本肺癌学会

後 援：一般社団法人 日本呼吸器学会、特定非営利活動法人 日本呼吸器外科学会  
特定非営利活動法人 日本CT検診学会

本会は、静岡県医師会の承認を得て、日本医師会生涯教育講座として開催予定です。

#### ■参加費

- |                                    |         |
|------------------------------------|---------|
| 1. 肺癌診断会および画像診断セミナー(宿泊・食事・懇親会費を含む) | 60,000円 |
| *日本肺癌学会会員は55,000円となります             |         |
| 2. 画像診断セミナーのみ                      | 5,000円  |
| 3. 肺癌診断会のみ(宿泊・食事・懇親会費を含む)          | 55,000円 |

事前参加登録申込期間 **2014年3月1日(土)～6月5日(木)**

下記ホームページ「事前参加登録」よりお申し込みください

<http://square.umin.ac.jp/lcshindan40/>

#### ■プログラム

画像診断セミナー(7月3日)

肺癌診断会(7月3日～5日)

特別講演：第1回 鈴木明メモリアル

「肺既存構造と画像診断～Radiologic-Anatomic-Pathologic Correlation～」

演者：伊藤春海先生(福井大学名誉教授・特命教授)

特別企画：「視線追跡装置を用いて達人の目の動きを検証しよう！」

シンポジウム1：「門外不出の達人のなり方を特別に伝授します！」

シンポジウム2：「達人を目指す我々が身につけるべきこととは？」

読影指導：4人のエキスパートによるグループ別指導

症例検討会：「学んだことを成果に反映させよう！」

その他：見学実習、夜の懇親会

#### ■事務局

第40回肺癌診断会および画像診断セミナー 事務局

帝京大学医学部内科学講座腫瘍内科

〒173-8606 東京都板橋区加賀2-11-1

TEL：03-3964-1211(代表) FAX：03-3964-7094(内科医局)

E-mail：lcshindan40-office@umin.ac.jp



## 超低線量スキャン技術がもたらす 次の段階に向けてのCT検診

花井耕造

結核予防会 複十字病院

3.11後の我が国では放射線被ばくに対する日本国民の意識は高く、医療被ばくに対しても厳しい視線と評価が求められている。医療被曝を評価する中でCT検査は胸部単純写真と同様に、医師が日常、オーダーする診断に必須な第1選択の放射線検査となっている。しかし、CT検査による被ばくは他の一般撮影と比べ格段に高く、日本人が1年間に受ける放射線被ばく線量：約5.3 mSv/年のうち、約2.3 mSvを占めているのが現状であり、今後、一層の低線量化が求められている。検診領域においても同様であり、肺がん死の低減を目指すための最も有効的な手段として、またNLSTにおいて有効性が証明されたCT検診においても、被ばく線量が今後のCT検診の普及における課題として残る。今後、NELSON、JECsなどの無作為比較試験を通じてCT検診の死亡率減少効果が証明された後、日本において対策型検診としてCT検診の本格的な普及が議論されるためには、検診分野における厳格な線量管理体制の構築が求められる。このような状況の中で低線量スキャン技術の導入と実践はCT検診において世界に先駆けた研究と実績を持つ日本においてこそ、CT検診に関わる全てのスタッフが真っ先に取り組みべき課題でなければならない。重要なことは、日本において、国民に見える形でCT検診の安全性と精度の高さ、低線量スキャンが行われていることを国民に明示することである。

近年、技術的側面からのCT検診分野における最大のトピックスは検出器の多列化と再構成技術の進歩の2つであり、4列から16列、さらに64列を超える検出器の多列化は受診者に対する息止め時間の短縮をもたらした。しかし多列化に伴うスライス厚の薄さは高い診断能と高精度3次元データの取得という利点の反面、検診現場においてスライス枚数の増加による読影医側の負担の増加と検診能率の低下をもたらしている。この問題に対し現在、検診能率の向上と精度の高さを担保することを目的としたCADの臨床現場への利用と肺がんCT検診認定技師による支援体制の構築が進んでいる。第2のトピックスである再構成技術の進歩は従来までのフィルター補正逆投影法に代わる逐次近似再構成法の開発がCT検診分野における画期的な低線量化をもたらす技術として現場への応用と研究が進んでいる。

CT検診学会誌特別号に掲載された論文集は、CT検診の普及の鍵を握る被ばく線量低減に対する最も現実的な解決策としての逐次近似再構成法による超低線量スキャンへの可能性を議論し、同時に今後の対策型検診への課題として残る被ばく線量問題に対する糸口を示している。CTと単純撮影では被ばく形態は異なるが、胸部単純X線写真と同等、もしくはそれに近い被ばく線量の下でCT検診が行える可能性を現実的に提示できることは、NLSTの報告を現実的な手段として実施し、全世界において肺がん死を低減させるためのキーワードと考える。無論、CT検診において見境なく被ばく線量を低減させるのではない。検出すべき肺がん陰影の形状、サイズを議論し、その描出に必要な画質を担保し、さらにCT画像の画質を左右する多様な因子を議論した上で、さらに逐次近似法の利点と欠点を周知した中で積極的な導入を進めなければならない。CT検診にかかわる多くの研究者が本誌を契機として超低線量CT検診の実現化に向けて議論が取り交わされることで、現実的な対策型検診を視野に入れた次の段階に向けてのCT検診の普及が進むことを確信する。

# 低線量CT検診における Iterative Reconstruction 技術の応用 SIEMENS SAFIREを用いた低線量CTの検討

小澤昌則<sup>\*1</sup>、神戸裕一<sup>\*2</sup>、三國友樹<sup>\*3</sup>

受診者もCTによる肺がん検診に関心が強くなっている昨今であるが、一方では被曝に関して非常に関心が強く不安をいただいている。診断能を担保したまま必要最低限の線量で撮影を行うことは、我々診療放射線技師の責務である。ノイズ低減が望める逐次近似応用再構成法を使用し肺がんCT検診の低線量化のエビデンスを得るために、LSCTファントム等を用いて検討を行った。同再構成法によるノイズの低減はGGO、もしくは結節影の視認性の向上に関与しているといえる。ただし、分解能低下もみられるためトレードオフの関係を理解したうえで撮影条件、再構成条件を設定する必要がある。今回決定した逐次近似応用再構成法を使用した撮影条件は110 kV、20 mAs、再構成関数 SAFIRE I80-3、CTDI vol 1.77 mGyとなった。

**キーワード：** 低線量、肺癌、CT検診、逐次近似応用再構成、  
iterative reconstruction  
J Thorac CT Screen 2014; 20: 163-168

## 1. 目的

NLST teamの報告<sup>[1]</sup>は、本邦でも2010年11月にCTによる肺がん検診で死亡率が2割低下という記事として掲載され、ますます関心の強い事柄となっている。そのなかで被ばく低減に関する取り組みはさまざま行われている。近年、CT装置では画像ノイズを低減できるとされている逐次近似応用再構成法を活用しているものが多くみられるものの、臨床上の成果としては意見が分かれる部分もある。

当所にも逐次近似応用再構成法を搭載したCT装置を導入し、同再構成法を用いての肺がん検診の低線量化に取り組んだ。本論文では、先行研究等も踏まえ、撮影条件および再構成法の活用方法を検討したので報告する。

## 2. 方法

### 2-1 使用機器、装置構成

- ・ CT装置 SIEMENS SOMATOM Perspective  
検出器数 64列  
最小コリメーション厚 0.6 mm  
ビーム幅 38.4 mm  
Rotation time 0.6 sec/rotation  
逐次近似応用再構成法 SAFIRE : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction

\*1 じあい会 メディカルスキャニング大宮  
〒330-0854 埼玉県さいたま市大宮区  
桜木町4-240 山崎ビル3F  
e-mail: ozawa@medicalscanning.net

\*2 メディカルスキャニング立川

\*3 メディカルスキャニング浜松町

frying focal spot (XY平面あり、z-sharp なし)  
可変コリメータ なし

- ・ 水ファントム (直径200 mm)
- ・ 櫛ファントム (The phantom laboratory CTP412 高分解能モジュール 0.5～1.1 LP/mm)
- ・ LSCTファントム (京都科学 LSCT-001型)

### 2-2 SAFIREの動向を確認

逐次近似応用再構成法 SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction) を用い NPS (Noise Power Spectral) および空間分解能を評価した。内部均一な水ファントムを撮影し、再構成関数をFBP (Filtered Back Projection) B81とSAFIRE I81 (強度1～5) と変化させ、NPSを求めた。ここでの撮影条件は、管電圧110 kV、管電流20 mAs、再構成スライス厚5 mmとした。またコリメーションスライス厚を0.6 mm × 64列と1.2 mm × 32列でのNPS比較も行った。なお、今回使用したB81、I81の関数は肺野等の観察に適した高周波強調関数である。空間分解能は櫛ファントム (Fig. 1) を撮影し、スリット間隔から空間周波数、Image Jを用いて信号値を測定しCTF (Contrast Transfer Function) を求めた。

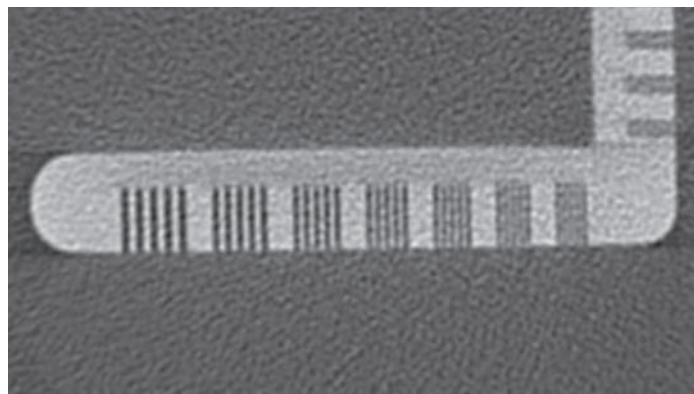


Fig. 1 櫛ファントム 左から0.5～1.1 LP/mm

### 2-3 LSCTファントム評価の方法

下記条件 (Table 1) にてLSCTファントムを撮影し放射線科医1名、診療放射線技師2名で評価を行った。評価を行う模擬腫瘍は $\Delta$  CT値=270 HU : 4 mm、 $\Delta$  CT値=100 HU : 8 mmを選択した。これは、結節影5 mm、GGO 10 mmを想定したものである。視覚評価は視認可能、ボーダーゾーン、不可能の3段階で評価し、3名が視認可能としたものを採用し、そのなかでCIDI vol、DLPの低い条件を求めた。

Table 1 LSCTファントムの撮影条件および再構成条件

管電圧 kV	mAs	検出器	Rot. time sec	Pitch factor	再構成関数	スライス厚 mm
130 110 80	50～10 (10ピッチ)	0.6 mm × 64列	0.6	0.5～1.5 (0.2ピッチ)	FBP B81 SAFIRE I81 強度1～5	5

## 3. 結果

### 3-1 SAFIREの動向

NPSは画像におけるザラツキの程度や状態を周波数空間に分解し評価可能である<sup>[2]</sup>。グ

ラフの縦軸はNPS値、横軸は空間周波数であり、ノイズが改善されるとその値は低くなる。FBP B81、SAFIRE 1～5の順にNPS値は低くなりノイズは良好となった。低周波領域よりも高い周波数領域がNPS改善の幅が大きくなるのがみてとれる (Fig. 2)。コリメーション厚の違いによるNPSの変化はなかった (Fig. 3)。

次に櫛ファントムを用いたCTFを Fig. 4a、4bに示す。CTFは分解可能限界を表すものであり、画像のコントラストを応答特性CTFで表現する。縦軸のCTFは値が大きいほどその特性は良好であることを示す。横軸は空間周波数である。約0.9 LP/mmまではCTFはほぼ一致しFBP、およびSAFIRE強度の違いに差はないが、1.0 LP/mmあたりから強度が増すにしたがってCTFが低下しているのが確認できた。

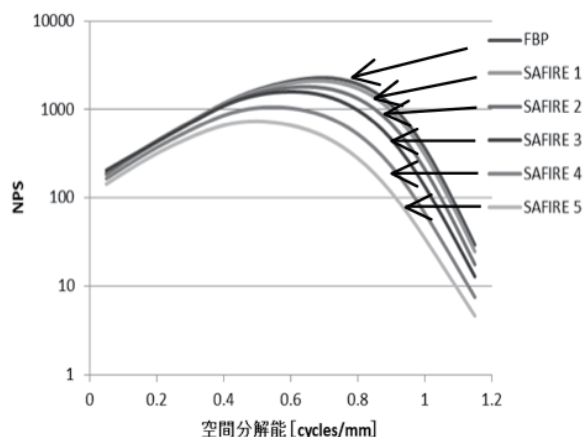


Fig. 2 FBPとSAFIREの強度によるNPS変化 FBP、SAFIRE強度1～5の順にNPSは良好な値を示す。

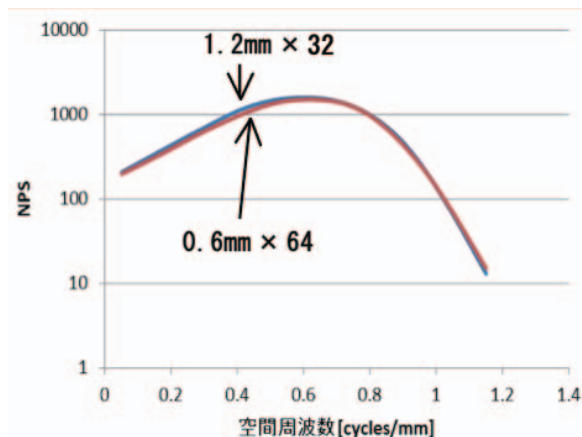


Fig. 3 コリメーション厚の違いによるNPS変化 0.6 mm、1.2 mm 2種の設定コリメーション厚間にNPSの差はない。

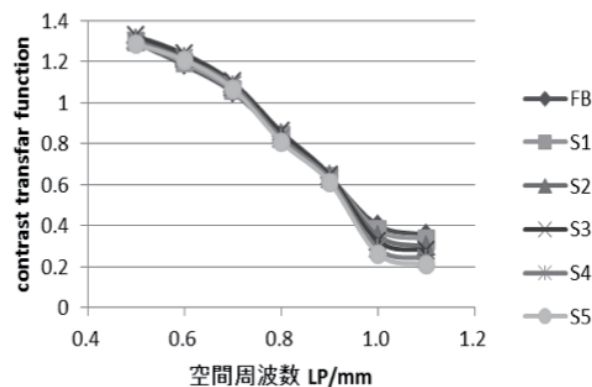


Fig. 4a SAFIRE強度によるCTF変化 0.9 LP/mmまでは変化はないが1.0 LP/mm以上で差が表れる。

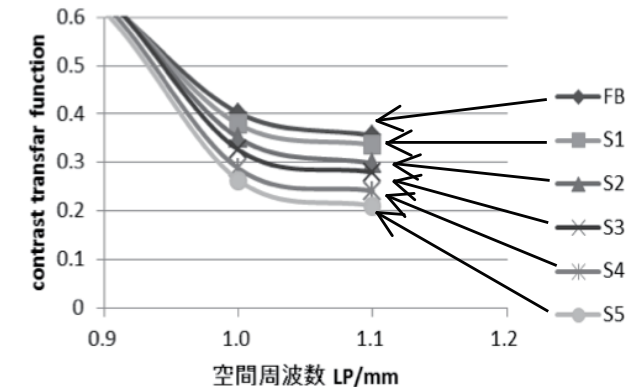


Fig. 4b CTF変化 高周波領域拡大

### 3-2 LSCTファントム評価

傾向としてFBPよりもSAFIREを使用し、さらに強度を上げることでNPSが良好になるのは前述したとおりである。LSCTファントム画像でもノイズが低減されるのが認められる。ΔCT値 100 HU腫瘍 (模擬GGO)、ΔCT値 270 HU (模擬結節影) は若干であるが視認性がある (Fig. 5)。撮影条件をさせたときFBPの画像で観察者全員が視認可能と認めたのは、130 kV時 50～20 mAs、110 kV時 50～30 mAsであり 80 kVではすべての画像に視認可能と評価されるものはなかった。ボーダーラインのうちもっともCTDI volの低かったのは110 kV、20 mAsであった。その条件下でSAFIRE 1～5の中から視認可能と評価されるものは強度3～5であった (Fig. 6、7)。

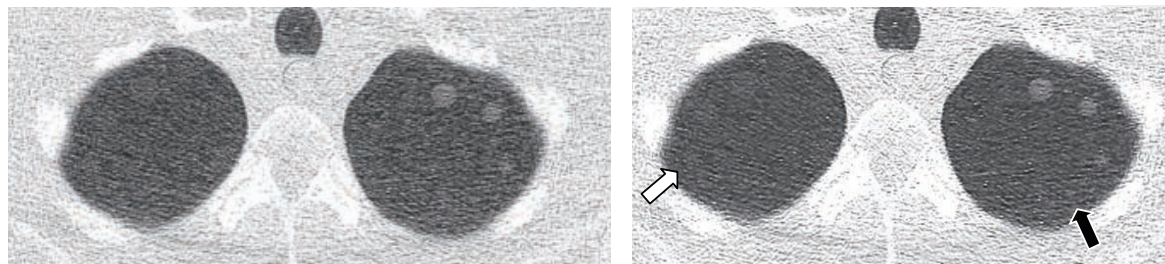


Fig. 5 LSCTファントム FBP (左) と SAFIRE (右)  
 白矢印:  $\Delta$  CT値 = 100 HU : 8 mm、黒矢印:  $\Delta$  CT値 = 270 HU : 4 mm。

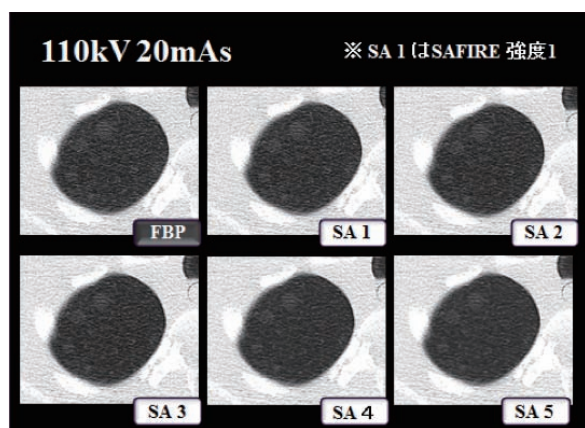


Fig. 6  $\Delta$  CT値 = 100 HU  
 FBPとSAFIRE 1～5の画像変化。

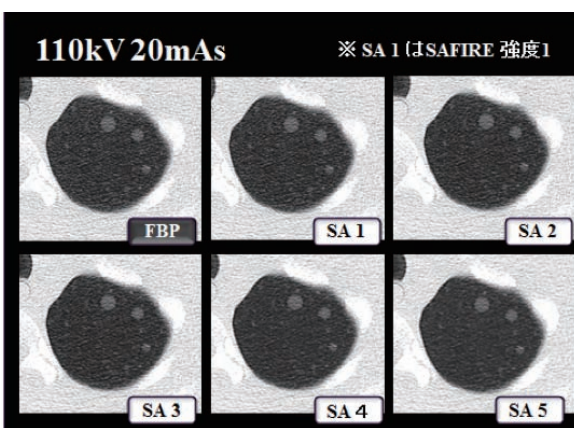


Fig. 7  $\Delta$  CT値 = 270 HU  
 FBPとSAFIRE 1～5の画像変化。

## 4. 考 察

### 4-1 各種ファントム評価

水ファントムの実験から得たNPSがFPB、SAFIRE 1～5の順で良好になったのは逐次近似応用再構成の原理からも理にかなっており、予想通りの結果といえる。しかし、空間分解能の評価ではSAFIREの強度が増すほど劣化がみられた、ノイズ除去だけでなく、エッジ部分の変化やノイズの周波数成分の変化よりボケが生じているものと推測される。その現象はLSCTファントムでも表れており強度の増加に伴い腫瘍辺縁にボケが生じていたことから撮影条件構築の際、重要な項目となるであろうと考える。

ノイズの増減により視認性が変化する理由は模擬GGOと模擬結節影では異なると考える。前者はノイズ低下によりコントラストが良好となり視認性が増す。一方、結節影はサイズが小さいため粗大なノイズに埋もれてしまう、逆をいえば、同サイズのノイズを低減させることにより紛れることなく腫瘍を認めることが可能となる。しかし、強度3以上では評価に違いは現れなかった。そのため分解能の低下を防ぐため強度3を採用した。

### 4-2 撮影条件、再構成条件の検討

SAFIRE強度3で視認可能とされた条件のなかでもっとも低線量の条件は110 kV、20 mAsであったためこの条件を採用した。同条件下でCT-AECのCARE dose4Dを使用し、pitch factorを変化させたときの最低のDLPはpitch 1.1のときであり、本条件でのCTDI volは1.77 mGy、DLPは70.85 mGy・cmとなった。本装置ではAEC使用時にpitch factorの違いでも線量の調整を行うため、高いpitch factorが必ずしも低線量になるとは限らず、その挙動は体型に依存すると考えられる。臨床上もっとも最低線量になる頻度が高いのがpitch factor 1.1であった。コリメーションスライス厚はNPSの変化がないため撮影条件決定時に考慮の必要はないが、冠状断像やThin sliceの作成を必要とするならば0.6 mm × 64列を選択すればよ

い (Table 2)。

本条件で撮影したLSCTファントムでは肺尖部だけでなく異なるスライスレベルの模擬腫瘍でも目標値のものはすべて視認可能であった。300 mmをスライス間隔5 mm (61スライス)で再構成する場合の時間は、FBP 約5秒、SAFIRE 約7秒、後者が若干長いが臨床上問題となる時間ではない。

Table 2 決定した撮影条件、再構成条件

管電圧 kV	mAs	検出器	Rot.time sec	Pitch	CTDI vol mGy	DLP (300mm) mGy・cm
110	20	0.6 mm × 64列	0.6	1.1	1.77	70.85

再構成関数	再構成スライス厚
SAFIRE I81 強度 3	5 mm

### おわりに

使用装置に装備された逐次近似応用再構成法 SAFIRE は NPS の改善やアーチファクトの除去に寄与し、結節影等の視認性を向上させた。しかし、強度を上げればすべてがよい方向に向くわけではなく、空間分解能、見た目のボケなど劣化する要因もあるため、これらの特性を把握して再構成法、撮影条件を検討する必要がある。

今回は肺がん CT 検査のスキャン条件の最適化に対し SAFIRE・強度 3 を選択することで空間分解能が劣化する影響を極力少なくしたなかで低線量化への取り組みが行えたと考える。今後さらに肺がん CT 検査が安全かつ高い検出能で実施され、治り得る肺癌発見に貢献できることを望み検討を続けたい。

### 文 献

- [1] National Lung Screening Trial Research Team : Reduced Lung Cancer Mortality with Low-dose Computed Tomography Screening . N Engl J Med 2011; 365: 395-409
- [2] 市村 勝弘、村松 禎久：標準 X 線 CT 画像計測：オーム社：2009、80-93
- [3] 山口 功、村松 禎久、花井 耕造、長尾 啓一：低線量肺がん検査の知識と実務：オーム社：2011、108-131
- [4] 芹澤 和人、柿沼 龍太郎 他：低線量 CT による肺がん検査の肺結節の判定基準と経過観察の考え方：日本 CT 検査学会 2013、2-7
- [5] 山崎 暁夫、永澤 直樹：CT における逐次近似再構成の基礎的検討と臨床応用：日本放射線技術学会誌 2012、68 (6)、767-774
- [6] 村松 禎久、荒井 美紀、石垣 陸太 他：低線量肺がん CT 検査画像の精度管理：施設認定制度を見据えて：CT 検査学会誌 2013、20 (2)、70-76
- [7] 梁川 範幸、X 線 CT 撮影標準化班 他：X 線 CT 撮影における標準化：日本放射線技術学会 2010：58-65
- [8] 市川 勝弘、村松 禎久 編：標準 X 線 CT 画像計測：オーム社：2009

# Iterative reconstruction technology in low dose lung cancer CT screening

Masanori Ozawa <sup>\*1</sup>, Yuichi Kanbe <sup>\*2</sup>, Yuki Mikuni <sup>\*3</sup>

<sup>\*1</sup> Medical Scanning Omiya

<sup>\*2</sup> Medical Scanning Tachikawa

<sup>\*3</sup> Medical Scanning Hamamatsucho

## Abstract

Examinees also come out recently that interest has been strong in lung cancer CT screening, but interest in the exposure is very strong. Doing the scanning at a dose of necessary minimum while still backed the diagnostic performance is the responsibility we, the radiological technologist. Where in order to obtain evidence of the low dose of lung cancer CT screening uses an iterative reconstruction sequential overlook noise reduction was investigated using a LSCT phantom, reduction of noise visibility of nodules or GGO, it can be said to be involved in improving. However, it is necessary to set the scan protocol, reconstruction in understanding the tradeoff to be resolution degradation.

Scan protocol determined this time was as follows.

[110 kV, 20 mAs, kernel SAFIRE I80-3, CTDI vol 1.77 mGy]

**Key words:** helical CT, thorac CT screen, lung cancer, iterative reconstruction, low-dose CT

The Journal of the Japanese Society of CT Screening 2014; 20: 163-168

# 逐次近似応用再構成法を用いた 低線量肺がんCT検診での撮影条件の取り組み

岡崎真悟<sup>\*1</sup>、辻野和徳<sup>\*1</sup>、山本卓哉<sup>\*1</sup>、大家佑介<sup>\*1</sup>、東 弘志<sup>\*1</sup>  
秋葉裕二<sup>\*2</sup>、平松一秀<sup>\*3</sup>

当院では2012年9月より Philips社製 Blliance iCT TVIが稼働し、それに伴い逐次近似応用再構成法である iDose<sup>4</sup>が使用可能となった。そこで今回、逐次近似応用再構成法を使用し読影に支障のない画質を担保したうえで最低線量を検討するため、物理評価を行ったうえで、LSCTファントムを使用し現状の撮影条件をもとに検討した。結果、物理評価ではMTFはFBP法と形状が一致し、NPSにおいてもFBP法と形状が概ね一致していた。さらにLSCTファントムを使用した視覚評価結果から、現状の撮影条件を120 kV、15 mAs/slice、iL7、再構成関数 Lung Enhancedへ変更することで、読影に支障のない画質を担保したうえで、CTDI volを現状より半分程度低減させることが可能であることが示唆された。しかし、今回の検討は肺野条件のみの評価であり、縦隔条件に関する評価は行っていない。そのため、今後、両者を加味した撮影条件の検討を行わなければならない。

**キーワード：** 肺がんCT検診、低線量CT、逐次近似応用再構成法、視覚評価  
J Thorac CT Screen 2014; 20: 169-175

## 緒言

当院では2012年9月より Philips社製 Blliance iCT TVIが稼働し、それに伴い逐次近似応用再構成法である iDose<sup>4</sup>が使用可能となった。逐次近似法・逐次近似応用再構成法は、今まで使用していたフィルタ補正逆投影 (Filtered Back Projection、以下FBPとする) 法と比較してノイズ低減が可能であり、一般臨床において当院でも使用している。

一方、当院における肺がんCT検診は任意型検診としてモニター診断で実施しており、当院読影医との相談のもと、低線量撮影と iDose<sup>4</sup>を組み合わせることで2 mSv以下になる撮影条件で検査を実施している。

そこで今回、iDose<sup>4</sup>を使用し読影に支障のない画質を担保したうえで最低線量を検討するため、物理評価とLSCTファントムを使用し、撮影条件を変化させて検討した。

## 1. 使用機器

CT装置は Philips社製の128列256 sliceの Blliance iCT TVI、画像再構成方法はFBP法と逐次近似応用再構成である iDose<sup>4</sup>を使用した。画像解析ソフトは Image Jを使用した。

\*1 JA北海道厚生連 旭川厚生病院  
医療技術部 放射線技術科  
〒078-8211 北海道旭川市1条通24丁目111

\*2 JA北海道厚生連 旭川厚生病院 呼吸器科

\*3 JA北海道厚生連 旭川厚生病院 放射線科



## 2. 評価項目および方法

### 2-1 逐次近似応用再構成の基礎特性

iDose<sup>4</sup>の基礎特性を理解するため、FBP法とiDose<sup>4</sup>のノイズ低減程度を表すiDose Level (以下、iLとする)をiL2、iL4、iL6と変化させて空間分解能とノイズ特性について比較した。空間分解能については周囲空気でφ2mmの銅線ワイヤーを測定し、MTFを算出した。ノイズ特性については、Catphan phantom CTP486を用いてNPSを測定した。スキャン条件は管電圧120、再構成関数Standardを一定とし、mAs/sliceを4段階(50/100/300/500)に変化させた。得られた画像から各線量における同一線量でのNPSを算出した。また、画像ノイズ(SD)を同一(SD = 7.2)としたNPSも算出した。

### 2-2 胸部標準ファントムによる逐次近似応用再構成の評価

胸部標準ファントムとして京都科学社製のLSCTファントムを使用し、Table 1に示す当院の肺がんCT検診プロトコルをもとに撮影条件を変化させて視覚評価で検討した。視覚評価は呼吸器科医師1名、放射線科医師1名、放射線技師2名で行い4名が一致した撮影条件を採用した。LSCTファントムの内部構造は肺野がCT値-900HU、その中に右肺の模擬腫瘍がCT値-800HU(ΔCT値100HU)でφ4mmからφ12mm(2mmステップ)、左肺の模擬腫瘍はCT値-630HU(ΔCT値270HU)でφ2mmからφ10mm(2mmステップ)からなり、肺尖部、気管分岐部および肺底部に封入されている。

Table 1 当院の肺がんCT検診プロトコル

管電圧	120 kV
mAs/slice	30
Kernel	standard
collimation	128 × 0.625 mm
Slice thickness	5.00 mm
Slice Increment	5.00 mm
pitch factor	0.993
再構成関数	Y-Detail (YB)
Rotation Time	0.75 sec
Matrix	512 × 512
Scan time	4.17 sec
CTDIvol	2.0 mGy
DLP	76.2 mGy · cm
AEC	有り
逐次近似応用再構成	有り
level	4

#### 2-2-1 管電圧変化とmAs値変化での視覚評価

当院の肺がんCT検診で使用している条件をもとに管電圧を120kVと100kVにおいてmAs/sliceを25～10mAs/sliceまで5mAs/sliceずつ低下させ、ファントムのΔCT値=270HU:4mm、ΔCT値=100HU:8mmが視認できる最低条件を視覚評価で検討した。

#### 2-2-2 FBP法とiDose<sup>4</sup>の比較

2-2-1で視認できる最低条件をもとにFBP法とiLを1、3、5、7と変化した画像について視覚評価を行った。

#### 2-2-3 ピッチファクタ、再構成関数での検討

2-2-1で得た撮影条件においてピッチファクタ(以下、PF)、再構成関数を変化させて最適な撮影条件を視覚評価にて検討した。また再構成関数についてはMTFを算出した。

### 3. 結果

#### 3-1 逐次近似応用再構成の基礎特性

Fig. 1 にFBP法と各iLのMTF算出結果、Fig. 2に同一SDでのFBP法と各iLのNPS算出結果、Fig. 3に各線量におけるFBP法と各iLのNPS算出結果を示す。MTFはFBP法と比較してiLを変化させても形状変化が認められず一致していた。同一SDでのNPSは、iLを変化させても低周波領域では軽度異なるものの、中～高周波領域ではNPSの形状は一致していた。また、同一線量でのNPSはiLを変化させた結果、低周波領域でノイズの低減は認められないが、中～高周波領域においてはノイズの低減が認められ、iLを上げるごとにNPSの値が低下した。

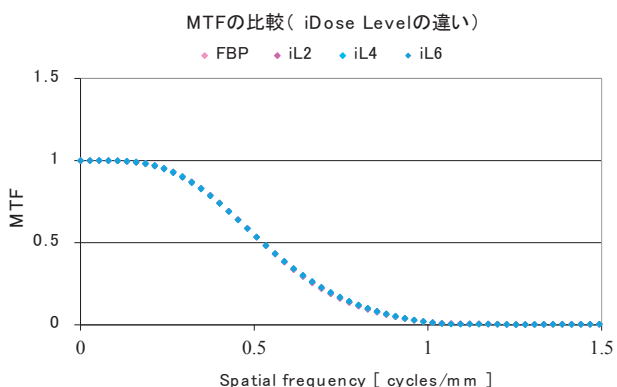


Fig. 1 FBP法およびiDose<sup>4</sup>の各iLにおけるMTF

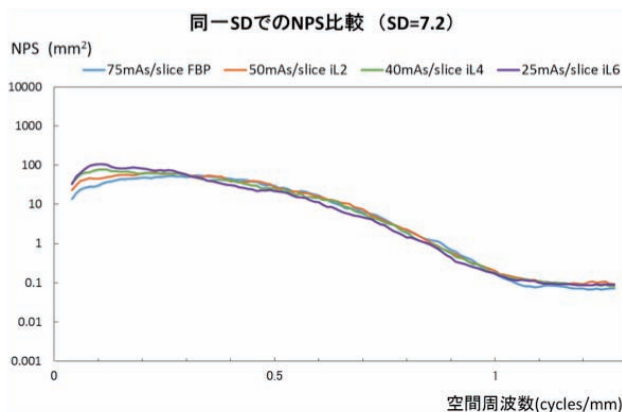


Fig. 2 同一SDにおけるFBP法およびiDose<sup>4</sup>の各iLにおけるNPS

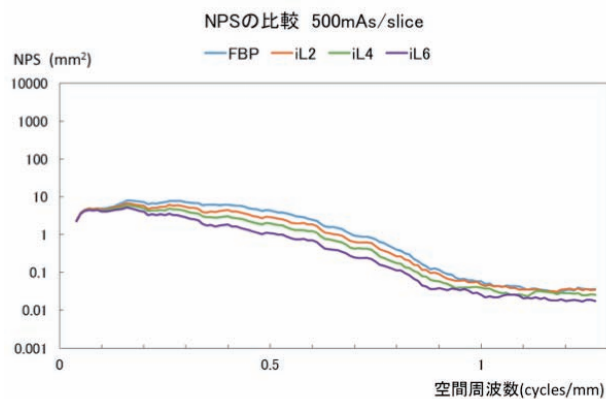
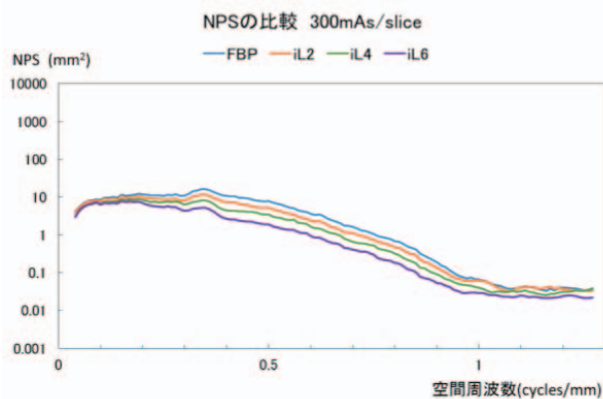
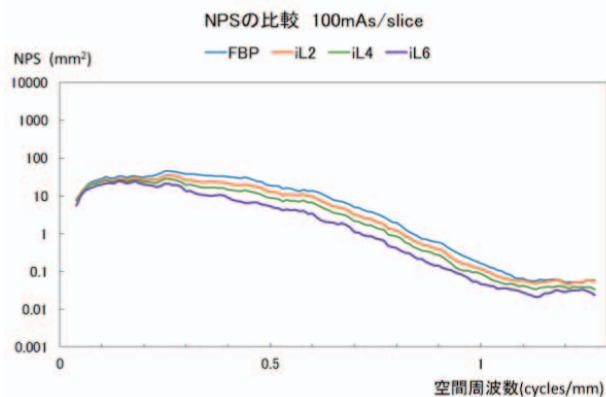
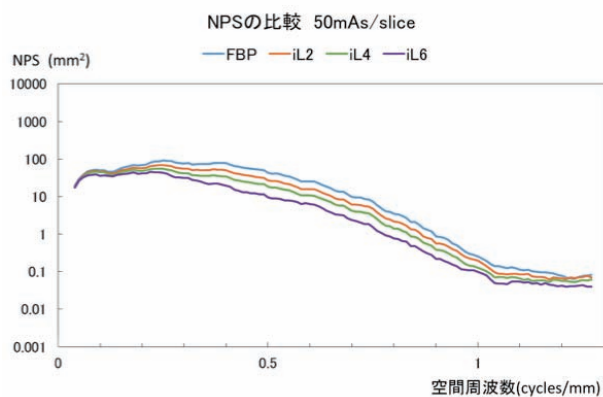


Fig. 3 各線量におけるFBP法およびiDose<sup>4</sup>の各iLにおけるNPS

### 3-2 胸部標準ファントムによる逐次近似応用再構成の評価

#### 3-2-1 管電圧変化とmAs値変化での視覚評価

Fig. 4に管電圧120 kV、Fig. 5に100 kVでLSCTファントムの肺尖部を撮影した画像を示す。LSCTファントムの $\Delta$  CT値 = 270 HU : 4 mm、 $\Delta$  CT値 = 100 HU : 8 mmが指摘できる視認限界は120 kVで15 mAs/sliceであり、100 kVでは25 mAs/sliceであった。120 kVと100 kVの比較では120 kVの方がノイズの減少により描出が良好であった。

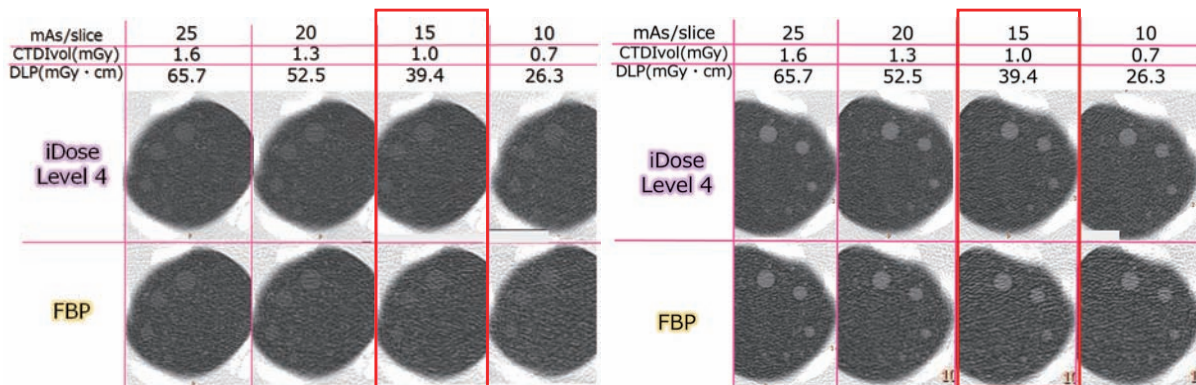


Fig. 4 120 kVでのLSCTファントム (左 $\Delta$  CT値= 100HU、右 $\Delta$  CT値= 270HU) の肺尖部画像

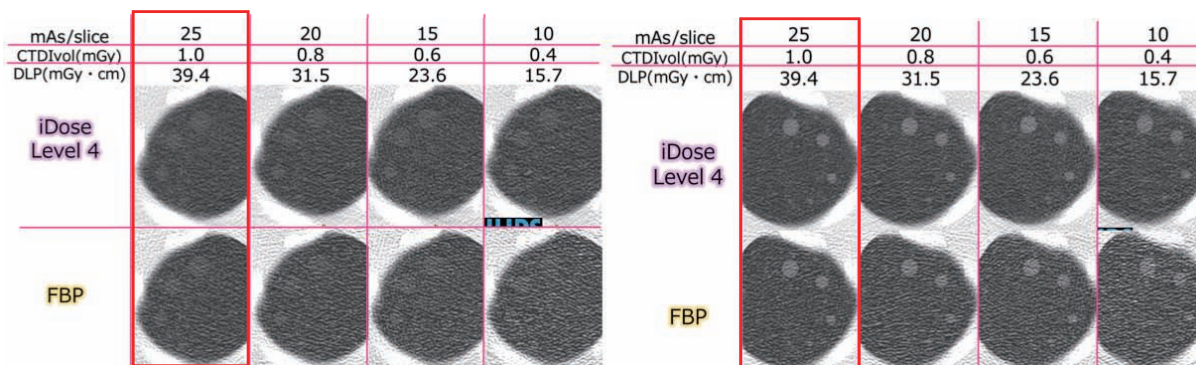


Fig. 5 100 kVでのLSCTファントム (左 $\Delta$  CT値= 100 HU、右 $\Delta$  CT値= 270 HU) の肺尖部画像

#### 3-2-2 FBP法とiDose<sup>4</sup>の比較結果

Fig. 6にLSCTファントムで視認できる最低条件の120 kV、15 mAs/sliceのFBP法とiDose<sup>4</sup>の各iLの比較結果を示す。FBP法の画像はノイズが多く描出不良であったがiDose<sup>4</sup>ではノイズが低減し、FBP法と比較して描出が良好であった。iLについてはLevelを上げることでノイズがより低減し、Levelを最大に上げても視覚評価では形状変化は認められなかった。

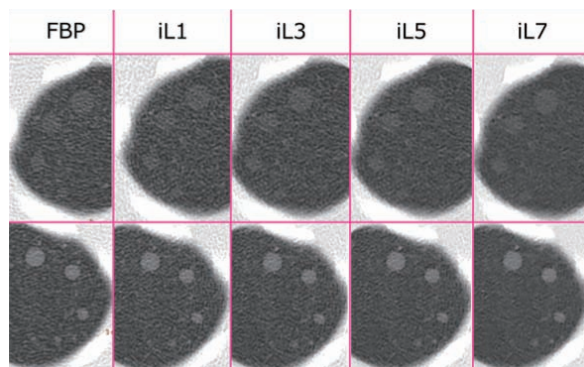


Fig. 6 FBP法とiDose<sup>4</sup>の比較結果

3-2-3 ピッチファクタ、再構成関数での検討結果

Fig. 7にPFを変化させたLSCTファントムの肺尖部画像を示す。軽微な変化はあるものの、視覚評価では大きな差として捉えられなかった。また、Fig. 8に再構成関数の違いによるMTF算出結果、Fig. 9に再構成関数を変化させたLSCTファントムの肺尖部画像を示す。現状使用しているY-DetailよりもMTFが低いLung Enhancedを使用した方が視覚評価は良好であった。

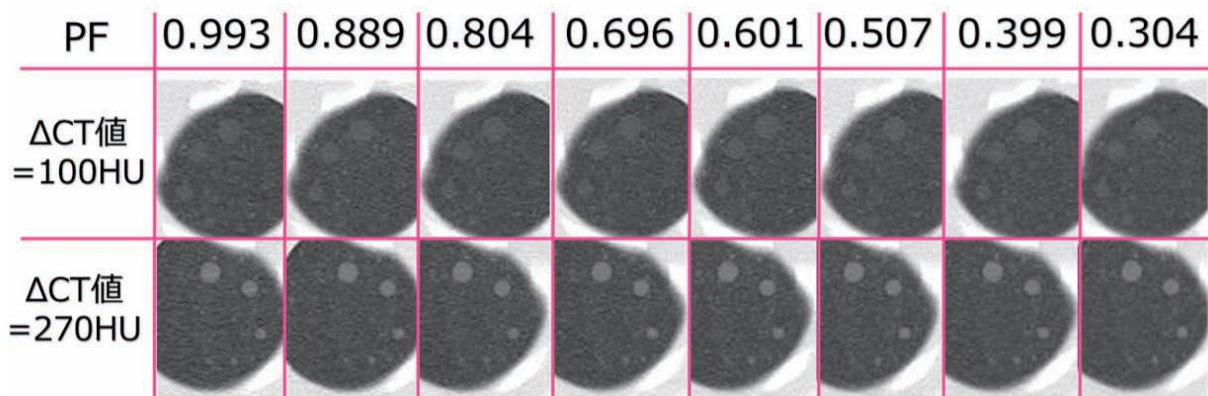


Fig. 7 PFを変化させたLSCTファントムの肺尖部画像

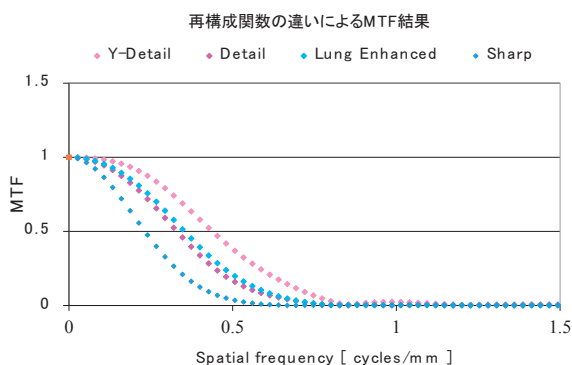


Fig. 8 再構成関数の違いによる MTF

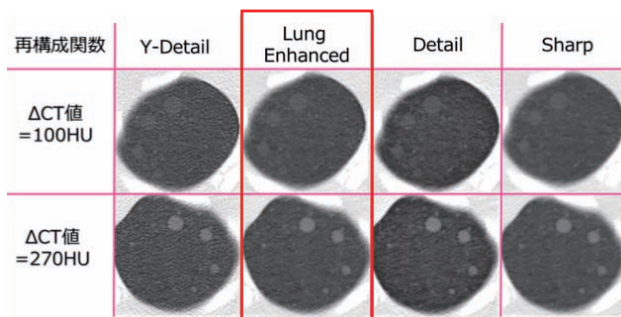


Fig. 9 再構成関数を変化させたLSCTファントムの肺尖部画像

4. 考 察

今回、導入時に採用した肺がんCT検診時に使用している撮影条件をもとに逐次近似応用再構成法を用いて読影に支障のない画質を担保したうえで最低線量を検討するために、物理評価とLSCTファントムを使用し、撮影条件の検討を行った。

現在使用している撮影条件をもとに管電圧のみ変化させ、視覚評価を行った結果、120 kVでは15 mAs/slice、100 kVでは25 mAs/sliceが視認できる最低撮影条件であり、ともにCTDI vol、DLPが同等であった。しかし、両者を比較した結果では120 kVの画像の方がノイズの減少により描出が良好であった。これは120 kVのほうが100 kVより実効エネルギーが高く、対象とした肺尖部ではX線透過率が高い120 kVのほうが検出器に入射する線量が多いことによるものと考えられる。

視覚評価結果から得られた最低線量でiLを上げていくと、模擬腫瘍の形状が変化しない状態でノイズのみ低減された。このことは物理評価結果でも得られている。従来使用していたFBP法とiDose<sup>4</sup>を比較した結果、MTFにおいてはiLを変化させても両者の形状が一致しており、空間分解能の低下がみられない結果であった。また、NPSにおいては同一SDや同一線量でiLを変化させても、NPSの形状が中～高周波領域で一致したことや疑似的に線量を上

げた結果が得られたことから、iDose<sup>4</sup>を使用することで空間分解能を損なわずノイズ低減が可能、つまり線量低減に繋がることと考えられた。

さらにPFを変化させても視覚評価では大きな差は認められなかったため、心拍動による motion artifact を考慮し現状のPFとした。

また、再構成関数を変化させた場合、現状使用している再構成関数よりもノイズを低減する再構成関数を使用することでより視認が向上した。

このことから肺野条件のみを対象とした場合、現状の撮影条件を 120 kV、15 mAs/slice、iL7、再構成関数 Lung Enhanced へ変更することで、LSCT ファントム結果では読影に支障のない画質を担保したうえで、CTDI vol を現状の 2.0 mGy から 1.0 mGy へ低減させることが可能であることが示唆された。

しかし、今回の結果は肺野条件のみの評価であり、当院では縦隔条件での評価も行っている。今回の検討では縦隔条件に関する評価は行っていないため、今後、両者を加味した条件の検討を行わなければならない。

## 5. 結 語

逐次近似応用再構成である iDose<sup>4</sup>を使用することからノイズ低減が可能となりファントム実験では肺野のみの評価であるが、被ばく線量を現状の半分まで低減することが可能であった。しかし、逐次近似応用再構成法はあくまでデータ量を増やす再構成法ではなく、信号として検出されたデータからノイズ低減を行っているため、線量を下げても信号として検出されないデータは描出されない。そのため、画質を担保したことを確認したうえで被ばく低減の下限を見極める必要がある。Table 2 に今検討で最終的に決定した肺がん CT 検診プロトコールと LSCT ファントムを撮影範囲 FOV 350 mm、Length 300 mm と仮定した場合での CTDI vol と DLP も含めた結果を示す。

Table 2 最終決定した肺がん CT 検診撮影条件と LSCT ファントムでの線量結果

管電圧	120 kV
mAs/slice	15
Kernel	standard
collimation	128 × 0.625 mm
Slice thickness	5.00 mm
Slice Increment	5.00 mm
pitch factor	0.993
再構成関数	Lung Enhanced
Rotation Time	0.75 sec
Matrix	512 × 512
Scan time	4.17 sec
CTDIvol	1.0 mGy
DLP	39.4 mGy · cm
AEC	有り
逐次近似応用再構成	有り
level	7
画像再構成時間	9.6 秒

## 参考文献

- [1] 市川勝弘、村松禎久 編：標準 X 線 CT 画像計測。オーム社、2009
- [2] 山崎 暁夫ほか：CT における逐次近似再構成法の基礎的検討と臨床応用、日本放射線技術学会雑誌：2012、68 (6)：767-774
- [3] 日本 CT 検診学会肺がん診断基準部会編：低線量 CT による肺がん検：診の肺結節の判定基準と経過観察の考え方第 3 版、2012：3
- [4] 肺がん CT 検診認定機構：http://www.ct-kensin-nintei.jp/

## Action of the scan condition by the low dose lung cancer CT screening using the effect of iterative reconstruction technique

Shingo Okazaki<sup>\*1</sup>, Kazunori Tsujino<sup>\*1</sup>, Takuya Yamamoto<sup>\*1</sup>  
Yuusuke Ohya<sup>\*1</sup>, Hiroshi Azuma<sup>\*1</sup>, Yuuji Akiba<sup>\*2</sup>, Kazuhide Hiramatsu<sup>\*3</sup>

<sup>\*1</sup> Hokkaido P.W.F.A.C Asahikawa-Kosei General Hospital Department of Medical engineering  
Department of adiation technology

<sup>\*2</sup> Hokkaido P.W.F.A.C Asahikawa-Kosei General Hospital Department of respiratory organs

<sup>\*3</sup> Hokkaido P.W.F.A.C Asahikawa-Kosei General Hospital Department of Radiology

### Abstract

Blliance iCT TVI than September, 2012 made in Philips company operated in this hospital, and iDose<sup>4</sup> which was the iterative approximation applied rearrangement method with it became available. Therefore we examined it based on the present scan condition using LSCT manikin after having evaluated physics to examine a minimum dosage after having secured the image that interpretation did not have the trouble using iterative approximation application rearrangement law this time. In MTF, a shape accorded with the FBP method by results, the physical evaluation, and a shape almost accorded with the FBP method in NPS. Furthermore, it was suggested that half degree reduced CTDI vol than the present conditions after having secured the image which there was not of the trouble in interpretation by changing the scan condition from the sight evaluation results using the LSCT manikin to 120 kV, 15 mAs/slice, iL7, the rearrangement function Lung Enhanced. It was suggested that degree could more half than the present conditions reduce CTDI vol after having secured an image without the trouble in interpretation. However, this examination is an evaluation only for lung window, and the evaluation about the mediastinal condition is not carried out. Therefore we must examine the scan condition that added both in future.

**Key words:** lung cancer CT screening, low dose CT,  
effect of iterative reconstruction technique, sight evaluation

The Journal of the Japanese Society of CT Screening 2014; 20: 169-175

# 逐次近似型ノイズ低減処理を用いた 低線量肺がんCT検診撮影プロトコルの構築

大塩洋平<sup>\*1</sup>、中野翔太<sup>\*1</sup>、岩崎真之<sup>\*1</sup>、堀井 実<sup>\*1</sup>、諸星行男<sup>\*1</sup>、堀江朋彦<sup>\*1</sup>、  
川又郁夫<sup>\*1</sup>、橋田和靖<sup>\*2</sup>、松本知博<sup>\*2</sup>、遠藤じゅん<sup>\*2</sup>、長谷部光泉<sup>\*2</sup>

日立メディコ社製64chマルチスライスCT SCENARIAに搭載された、逐次近似型ノイズ低減処理であるIntelli IPを用いた低線量肺がんCT検診撮影プロトコルの構築を行った。Intelli IPの基礎特性、装置特性および撮影線量について検討を行い、規定の検出対象において通常線量撮影時と同等の検出能となる低線量プロトコルは以下のとおりとなった。管電圧120 kV、再構成関数31使用時AEC-SD30、小焦点、ビームピッチ0.83、管球回転速度0.35秒、コリメーション0.625 mm × 64列、縦隔画像\_Lv3・肺野画像\_Lv7、再構成時間6.6秒(60枚)。LSCTファントム(スキャン範囲295 mm)撮影時のCTDI vol、DLPはそれぞれ1.5 mGy、52.4 mGy・cmとなり、被ばく線量は男性0.8 mSv、女性1.3 mSv (CT-Expo V2.1 ICRP103)であった。

**キーワード：** 低線量CT、逐次近似型再構成、撮影条件、SCENARIA、Intelli IP  
J Thorac CT Screen 2014; 20: 176-188

## はじめに

2011年、米国における大規模Randomized controlled trial (RCT)の結果が報告された。これにより重い喫煙者またはそれに該当する既往者には低線量肺がんCT検診の有用性が証明され、同時に「低線量」に基準が生じた<sup>[1]</sup>。また、近年ではX線CT装置において逐次近似再構成法や逐次近似を応用した再構成法の開発・導入が進んでおり、低線量下での画質が改善され、被ばく低減に向けさまざまな報告がなされている<sup>[2-4]</sup>。対象が健常者となる検診領域では可能な限り低線量であることが望ましく、この技術の応用が必須といえる。

一般的に逐次近似を応用した再構成法は、ベイズ推定に基づいたノイズ低減処理を投影データと画像データの双方に施し、反復処理を行うことで画像の解像特性を維持したままノイズ成分のみを除去する手法とされる<sup>[5]</sup>。しかし、このノイズ抽出・除去法、画質の保存法は各社異なり画質の変化を総合して評価することは難しい<sup>[6]</sup>。そこで我々は当院稼働中の日立メディコ社製64 ch multi slice CT装置SCENARIAに搭載されたIntelli IPについて、その特性を検証するとともに、装置特性を踏まえて低線量CT検診プロトコルの一案を提示する。

## 1. 方法

### 1-1 Intelli IPの基礎特性

Intelli IP (Iterative Processing) とは逐次近似を応用した高画質化技術の総称である。従来の被ばく低減用画像フィルタ<sup>[7]</sup>と異なり、適応型・逐次反復処理により、統計的なデータの信頼性に基づいたノイズ低減処理を投影データと画像データの双方に施すものであり、逐

<sup>\*1</sup> 東海大学医学部附属八王子病院  
診療技術部放射線技術科  
〒192-0032 東京都八王子市石川町1838  
TEL: 042-639-1111  
E-mail: ohshio@is.icc.u-tokai.ac.jp

<sup>\*2</sup> 東海大学医学部医学科専門診療学系  
画像診断学(附属八王子放射線科)

次近似法を応用してノイズ低減度、先鋭性、粒状性などのバランスを部位ごとに最適化する処理である<sup>[8]</sup>。処理速度を重視したIntelli IP Normalとその発展型であり、より厳密な統計学的モデルを使用したIntelli IP Advanced (IPA) の2種類が用意されており、部位にも依存するがおおの7段階の処理強度 (Level;Lv) が選択可能である。本論文ではこのIPAを対象に検討を進める。

### 1-1-1 ノイズ特性

Catphan<sup>®</sup> phantom CTP486を用い、IPA処理強度によるStandard deviation (SD)、Noise power spectrum (NPS) の変化を測定した<sup>[9]</sup>。SD評価における撮影条件は管電圧120 kV、スライス厚5mm、表示画像視野 (field of view ; FOV) 300 mm、Beam Pitch (BP) 0.58、管球回転速度0.5 s/rotation (rot)、腹部標準関数 (Filter 85 ; F85) とし、管電流200・100・50・20・10 mA、IPA処理強度をLv1・Lv3・Lv5・Lv7とした。得られたファントム画像の中心およびその上下左右、計5点での平均SD値をノイズ量とした。

NPS評価における撮影条件は管電圧120kV、管電流200 mA、再構成関数F85、スライス厚5mm、FOV 300mm、BP 0.58、管球回転速度0.5s/rotとし、IPA処理強度をLv1・Lv3・Lv5・Lv7とした。SD・NPS計測の資料作成は同条件にて5回撮影を行った。解析方法は一次元仮想スリット法を用い、NPSを算出しその平均を代表値とした。

### 1-1-2 解像特性

GE社製Quality assurance (QA) phantom (Bar = Acryl (120 HU)、Bar Pattern 0.5・0.6・0.8・1.0・1.3・1.6 mm、Back Ground (BG) = 水 (0 HU)) を用い、IPA処理強度によるProfile形状およびContrast Transfer Function (CTF) の変化を測定した<sup>[10]</sup>。撮影条件は管電圧120 kV、スライス厚2.5 mm、FOV 200mm、BP 0.58、管球回転速度0.5 s/rotとした。計測には各検討条件において10回撮影を行い、これを加算平均化した画像を用いた。CTFは下記(1)式を用いアクリルは4点、水は両端を除く3点の最大値より平均値を求め算出した。なおFOVがIPAに与える影響を考慮し、この検討では臨床的にも使用するFOV 200 mmとした。このため、対象の楕はサンプリング定理を満たす0.8 mmまでとした。

$$CTF(n) = \frac{C_n}{C_0} = \frac{\text{Target Acryl - Water}}{\text{Reference Acryl - Water}} \dots (1)$$

#### イ) QA phantomにおける基準SDの決定

Wire phantom (Φ 0.14 mm) を用い腹部標準関数 (F85) および肺野標準関数 (F65) におけるModulation transfer function (MTF) をradial frequency法を用いて測定した。撮影条件は管電圧120 kV、管電流200 mA、スライス厚0.625 mm、FOV 50 mm、BP 0.58、管球回転速度0.5 s/rotとした。腹部・肺野標準関数での10% MTFはそれぞれ0.63、0.98 cycle/mmであり、ノイズの影響がなければアクリルチャート部のF85で0.8 mm、F65で0.6 mmまで識別可能となる<sup>[9]</sup>(Fig. 1a)。基準SDを決定するためQA phantomをSD6～15で撮影し、Filtered back projection法 (Original ; ORG) を用いて再構成を行った。視覚評価を行いチャート形状に乱れがなく上記解像度の維持される最低限の線量としてSD10を今回の基準とした (Fig. 1b)。IPAが解像度を維持し、ノイズだけを除去するのであれば低線量下での画質が改善し、SD10以下の撮影においてもチャートを分解することが可能となるはずである。

#### ロ) Profileの変化

SD10 ORG画像およびSD10となるよう線量と逐次処理強度にて調整を行った画像 (SD11 + IPA Lv1・SD14 + IPA Lv3・SD16 + IPA Lv5・SD25 + IPA Lv7) においてProfileを取得



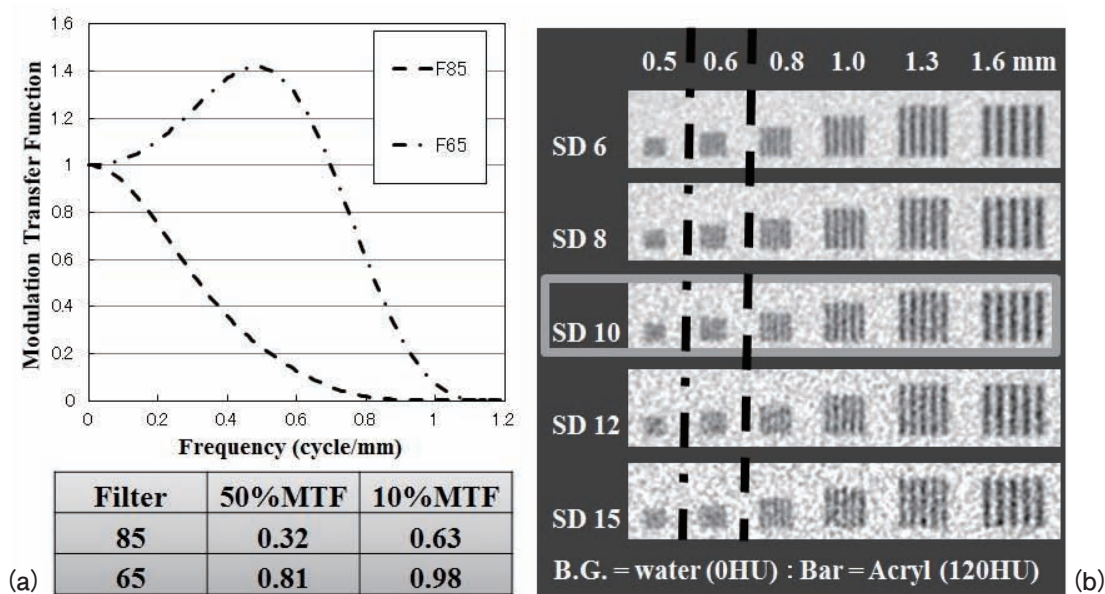


Fig. 1 (a) Comparison of MTF by Reconstruction filter、(b) QA phantom chart image in different Scan SD

し、各再構成関数における線量低化およびIPAによる信号の変化を比較した。

ハ) CTFの変化

SD 10およびこの1/2線量であるSD14で撮影を行い、各処理強度のIPAを加えCTFを算出し、各再構成関数における元画像のノイズ量およびIPAによる信号の変化を比較した。

1-2 撮影パラメータの最適化

装置の特徴的なパラメータであるBPおよびAutomatic Exposure Control (AEC) について検討を行った。このパラメータが画像に与える影響は大きく、画像の変化は物理的な特性に大きく依存する。

1-2-1 BP

画像再構成にはfeldkamp法を応用した日立独自のCORE (cone-beam reconstruction) 法という3D再構成法を用いている<sup>[11]</sup>。CORE法は外挿によるデータ補間がなく、各pixelが180°以下のデータ量とならない。加えて再構成領域ではparallel beamとしてデータを取り扱うといった特徴がある。この再構成法の特徴を含めBPが画像に及ぼす影響を検討した。

イ) 体軸方向の解像特性の変化

BPは選択式であり0.58、0.83、1.08、1.33、1.58の5段階用意されている。各BPにて京都科学社製micro coin phantomを撮影し、体軸方向の解像特性の測定を行った<sup>[9]</sup>。撮影条件は管電圧120 kV、管電流200mA、スライス厚0.625mm、FOV 50 mm、管球回転速度0.5 s/rotとした。得られた画像よりSlice sensitivity profile (SSP) を取得し、MTFを求めた。

ロ) 再構成データ利用領域の変化

Feldkamp法を応用した再構成ではBPにより管球1周分 (360°) 以上のデータを使用するfull scan、または管球半周分 (180°+α) のデータを使用するhalf scanと再構成利用データ領域が異なるものがある。各BPにて京都科学社製心臓動態phantom SKK型を撮影した。得られた画像をImage Jを用いて極座標変換し、帯の計測角度より再構成データ利用領域の測定を行った。撮影条件は管電圧120 kV、管電流200 mA、スライス厚5 mm、FOV 240 mm、管球回転速度0.5 s/rotとした。

ハ) スライス面内の均一性の変化

水phantom (Φ 30mm) を用いてfull scan、half scanにおけるスライス面内の均一性を計

測した。撮影条件は画像スライス厚5 mm、管球回転速度0.5 s/rot、管電流200 mAとした。得られた画像より上下左右の関心領域 (Region of interest ; ROI) : 画素数2,500におけるSDを規格化し、下記式 (2) より normalized image SDとしてスライスごとに計測した。

$$\text{Normalized Image SD} = \frac{\text{Target SD}}{\text{Upper SD} + \text{Right SD} + \text{Left SD} + \text{Lower SD}} \dots (2)$$

### 1-2-2 AEC

CT-AECは位置決め画像から適正線量を導き、設定した画像SDとなるよう管電流が自動的に制御される<sup>[12]</sup>。そのため寝台高さの不正確さに由来する位置決め画像の拡大・縮小による影響が問題視されている<sup>[13]</sup>。SCENARIAに搭載されたAEC機構であるIntelli ECではこの位置決め画像の拡大・縮小を補正し適正線量を出力する特徴を有する。この補正効果をアルダーソンphantomを用いて検証し、既存装置との比較を行った。撮影条件は管電圧120 kV、スライス厚5 mm、BP 0.8付近、FOV 350 mm、管球回転速度0.5 s/rotとした。寝台位置を-5 cm・-2 cm・0 cm (中心位置)・+2 cm・+5 cmとし、slice positionごとに出力された管電流を計測した。

### 1-3 LSCT phantomを用いた撮影線量・処理強度の検討

肺がんCT検診では5 mm以上の結節影、10 mm以上のスリガラス状病変を検出対象としている<sup>[14]</sup>。方法2で決定した撮影条件を基に京都科学社製LSCT phantom<sup>[15]</sup>内に封入された4 mm径・Δ CT値270 HUおよび8 mm径・Δ CT値100 HUの模擬腫瘍を対象に撮影線量の検討を行った。撮影条件は管電流120 kV、焦点small、BP 0.83、スライス厚5 mm、FOV 350 mm、管球回転速度0.35 sとし、比較条件として再構成関数F31使用時のCT-AEC設定SDを10～50、IPAの処理強度をORG、Lv1～Lv7とした。視覚評価は放射線科医4名・放射線技師6名で行い、IPAはノイズを除去する機構であることを考慮し、通常線量であるAEC-SD10での撮影画像と同等の画像となる低線量撮影条件を検討した。

ここで、逐次近似応用再構成法はノイズに埋もれた信号の復元が目的であるため、低線量化により失われた情報を復元することは不可能である。実験前段階として腫瘍信号が維持される最低限の線量を把握する必要がある、各撮影条件によって得られたORG画像を平均加算法によりノイズを除去することで腫瘍信号の有無を確認した。これにより、ノイズにより視認性の低下したSD44であっても腫瘍信号は維持されており、低線量化により生じたノイズに埋もれた状態であることを確認した。

#### 1-3-1 撮影線量の検討

ノイズ除去効果が最大となるIPA Lv7を使用し、AEC-SD10での撮影時と同等の画像となる低線量撮影条件を検討した。CT-AEC設定SDを10～50とし、得られた画像に対しIPA Lv7処理を加え視覚評価を行った。

#### 1-3-2 処理強度の検討

決定した低線量撮影条件において至的処理強度の検討を行った。AEC設定SDを30とし、得られた画像に対しIPA Lv1・Lv3・Lv5・Lv7を加え視覚評価を行った。

#### 1-3-3 再現性と腫瘍信号の変化

低線量下ではそのX線出力のゆらぎやランダムに発生するノイズにより再現性が問題となることがある。決定した撮影条件にてLSCT phantomを10回撮影し、得られる画像に差がない

ことを確認した。加えて各画像に処理強度の異なる IPA を加え加算平均を行い対象の腫瘍における profile を取得した。

## 2. 結果

### 2-1 Intelli IP の基礎特性

#### 2-1-1 ノイズ特性

SD について、IPA では各処理強度におけるノイズ低減率が一定となり、その変化率は Lv ごとに約 8% であった (Fig. 2a)。NPS について、IPA 処理強度の増加に伴い中～高周波領域で NPS が顕著に低下した。ただし、グラフ始点において各処理強度の NPS はほぼ重なり、実際に線量を増加したような下方へのシフトはみられない (Fig. 2b)。

#### 2-1-2 解像特性

##### イ) Profile

F85 において、ノイズ量 (SD) を同等としても低線量下では 1.0 mm 以下の櫛を表現できない。この画像に対し、逐次処理によるノイズ低減を行っても解像度の改善はみられない。また、ノイズ低減量の増加によりすべての櫛において信号の振幅が低下、コントラストが低下している。評価対象にもよるが、線量低下とともに画質は劣化する結果となった (Fig. 3a)。これに対し、F65 では元画像のエッジが強調されており、その限界解像度も高いため 0.8 mm の櫛においても Profile の振幅低下は軽度であり、解像度が担保される傾向を示した (Fig. 3b)。

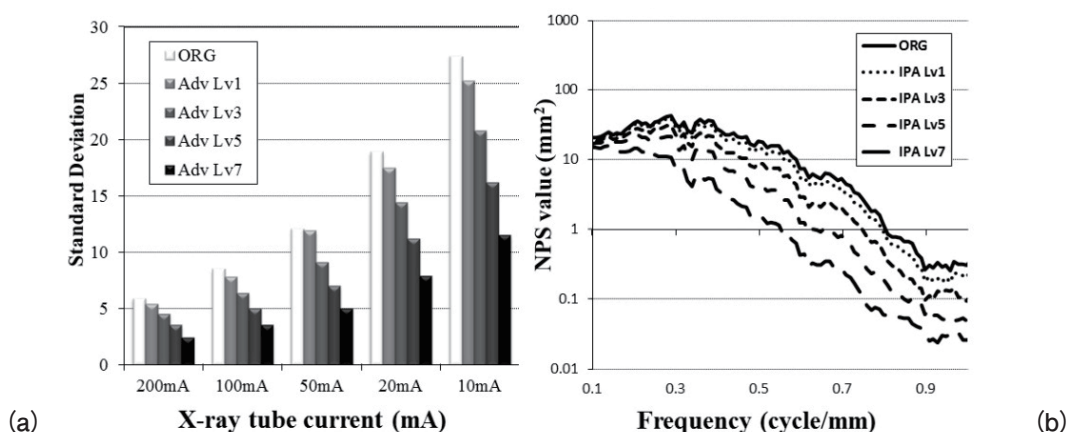


Fig. 2 (a) SD change by different levels of IPA processing, (b) NPS change by the different levels of IPA processing

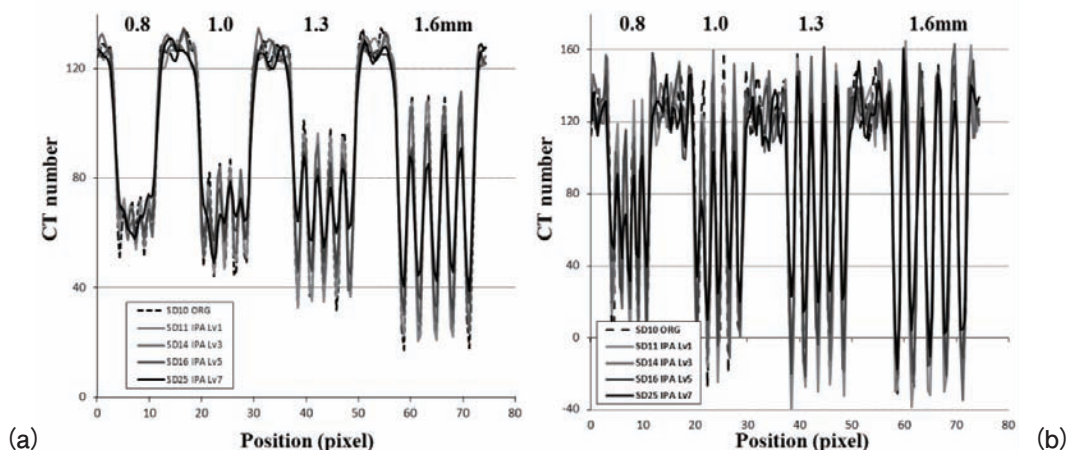


Fig. 3 CT number profiles of ORG image and Lower dose image with IPA (SD10), (a) F85, (b) F65

ロ) CTF

F85・F65ともに異なる線量下においてもORGのCTFがほぼ一致していることから測定法の信頼性は高い。F85において、同一のSDではIPA Lvの増加により、また同一のIPA Lvであれば元画像のノイズ量によりCTFが低下した (Fig. 4)。F85に比べ全体的にCTFが高値となるF65においてもこの傾向を示すものの、SD10のIPA Lv1では一部周波数帯でORG以上のCTFとなっている (Fig. 5)。

2-2 撮影パラメータの最適化

2-2-1 BP

イ) 体軸方向の解像特性の変化

すべての周波数帯で各BPにおけるMTFはほぼ同等となった (Fig. 6)。

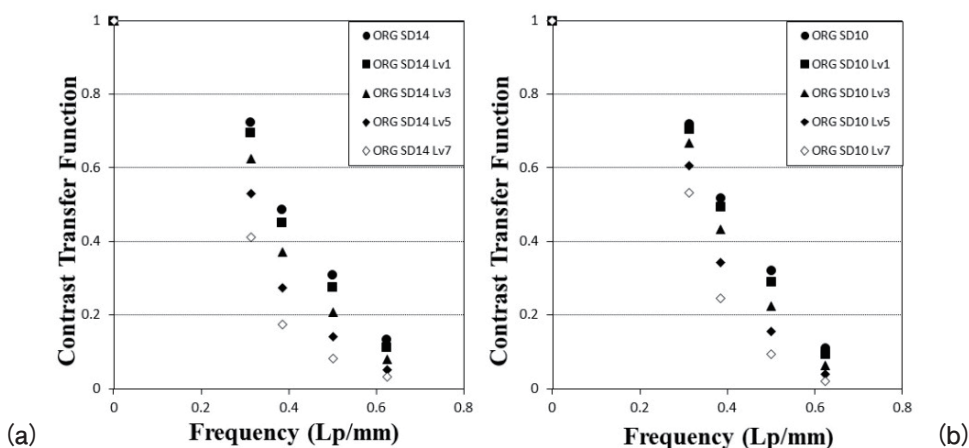


Fig. 4 CTF change by IPA with F85、(a) SD14、(b) SD10

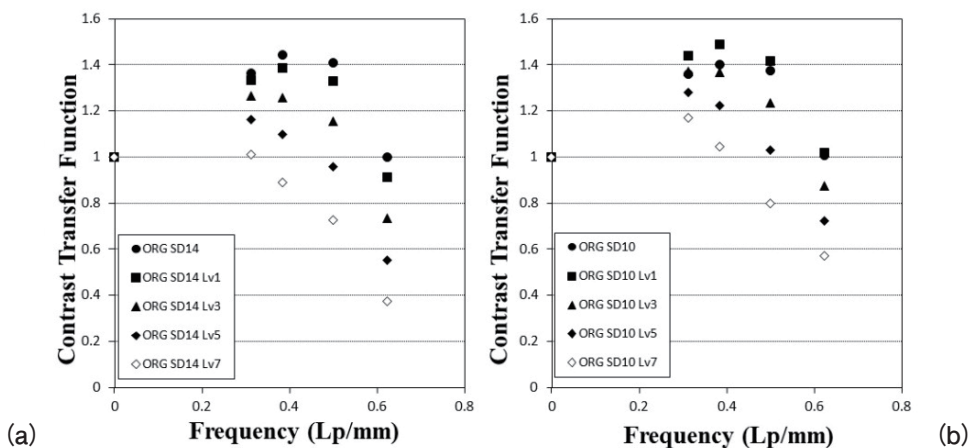


Fig. 5 CTF change by IPA with F65、(a) SD14、(b) SD10

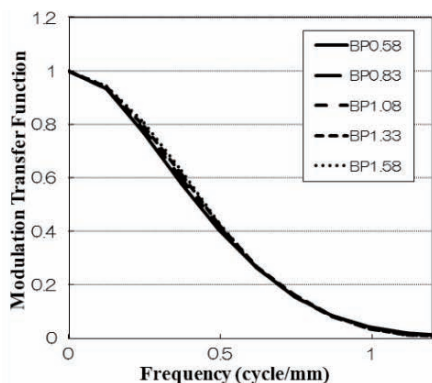


Fig. 6 Change of image characteristics in Z-direction by BP

ロ) 再構成データ利用領域の変化

CORE法ではBP0.58は360°以上の帯が計測されfull scanとなり、BP0.83以上では360°以下のhalf scanとなった (Fig. 7)。

ハ) スライス面内の均一性の変化

CORE法では画像サンプリングの疎となるhalf scanであっても画像辺縁におけるスライスごとのSD変動は認められずfull scanと同等にスライス面内の画像均一性が高い (Fig. 8)。

### 2-2-2 AEC

Fig. 9aはIntelli EC、Fig. 9bは補正機構のないAECで出力された各寝台高におけるslice

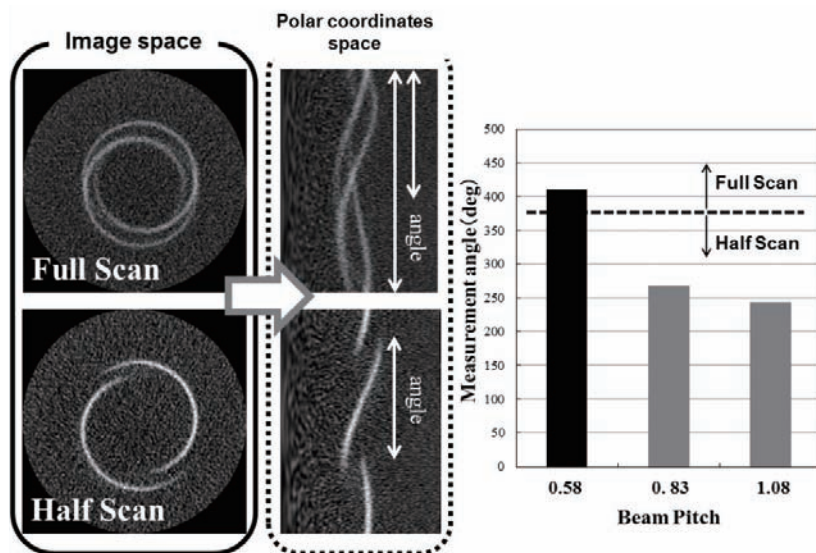


Fig. 7 Change of reconstruction range by BP

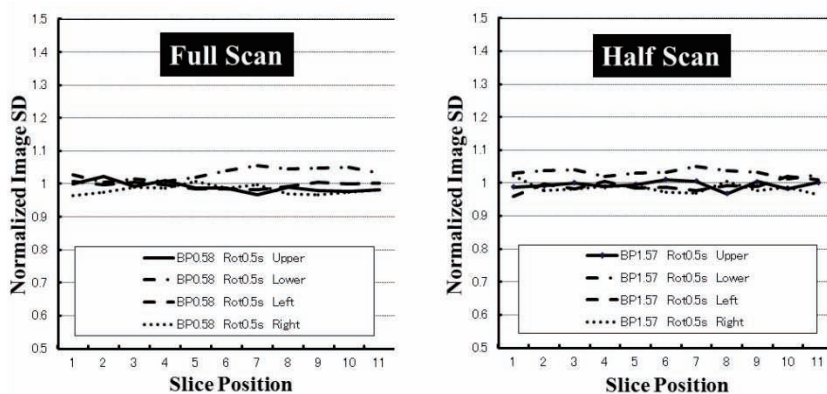


Fig. 8 Change of uniformity in slice place by CORE method、(a) full scan、(b) half scan

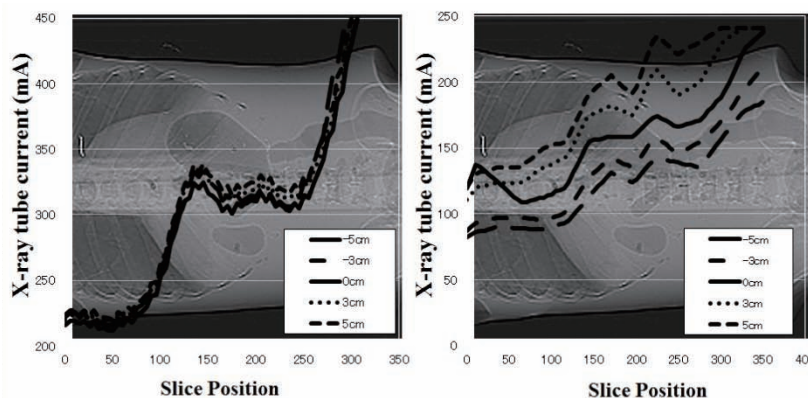


Fig. 9 mA change of CT-AEC by different table heights、(a) Intelli EC、(b) other CT system

position ごとの管電流値である。Intelli EC では、位置決め像の拡大・縮小の影響を受けず一定線量が出力されるのに対し、補正機構のない AEC では位置決め像の拡大・縮小に比例し出力線量が増加・低下している。

### 2-3 LSCT phantom を用いた撮影線量の検討

#### 2-3-1 撮影線量の検討

CT-AEC 設定 SD10～50 で撮影を行った画像に対し IPA Lv7 処理を加えた画像を抜粋し示す (Fig. 10)。数値は肺尖腫瘤部における線量、295 mm 撮影時の CTDI vol、DLP である。

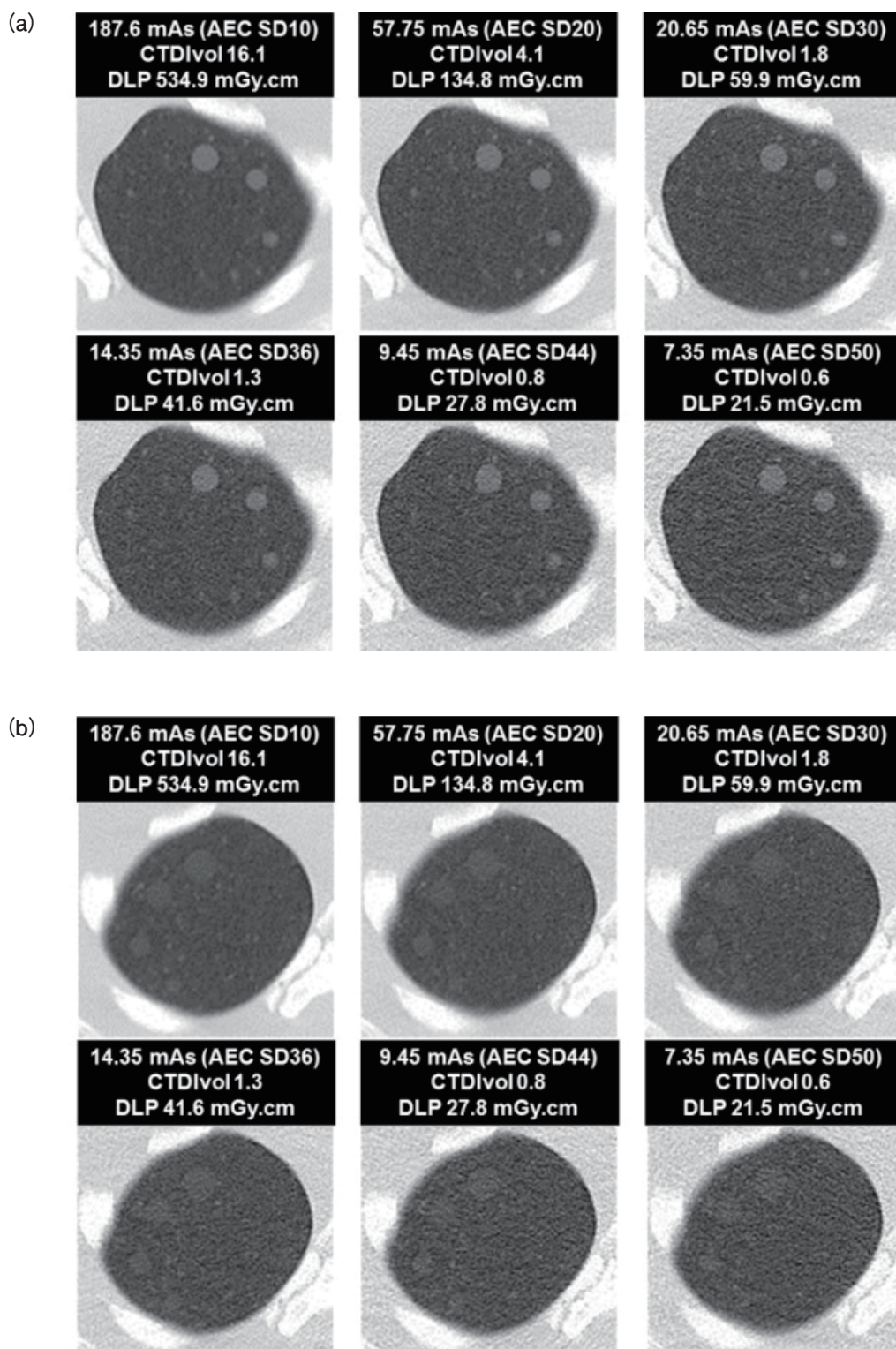


Fig. 10 Dose reduced image by IPA Lv7, (a) mass 4 mm  $\cdot$   $\Delta$  270 HU、(b) mass 8 mm  $\cdot$   $\Delta$  100 HU

IPAを用いることにより腫瘍構造のエッジを保ちつつ、低線量化により生じたノイズやストリークアーチファクトが効果的に低減されている。SD30であれば腫瘍形状の乱れもなくORG SD10と同等の画像であるとされた。腫瘍位置が一定のため判断は難しいが、腫瘍形状は乱れるもののSD40までであれば視認は可能とされた。

2-3-2 処理強度の検討

CT-AEC設定SD30で撮影し、IPA Lv1・Lv3・Lv5・Lv7を加えた画像を示す (Fig. 11)。IPA処理強度の増加につれ、より多くのノイズやストリークアーチファクトが低減されている。肺野領域においては逐次処理でしばしば問題とされる腫瘍構造のボケや、テクスチャのみだ

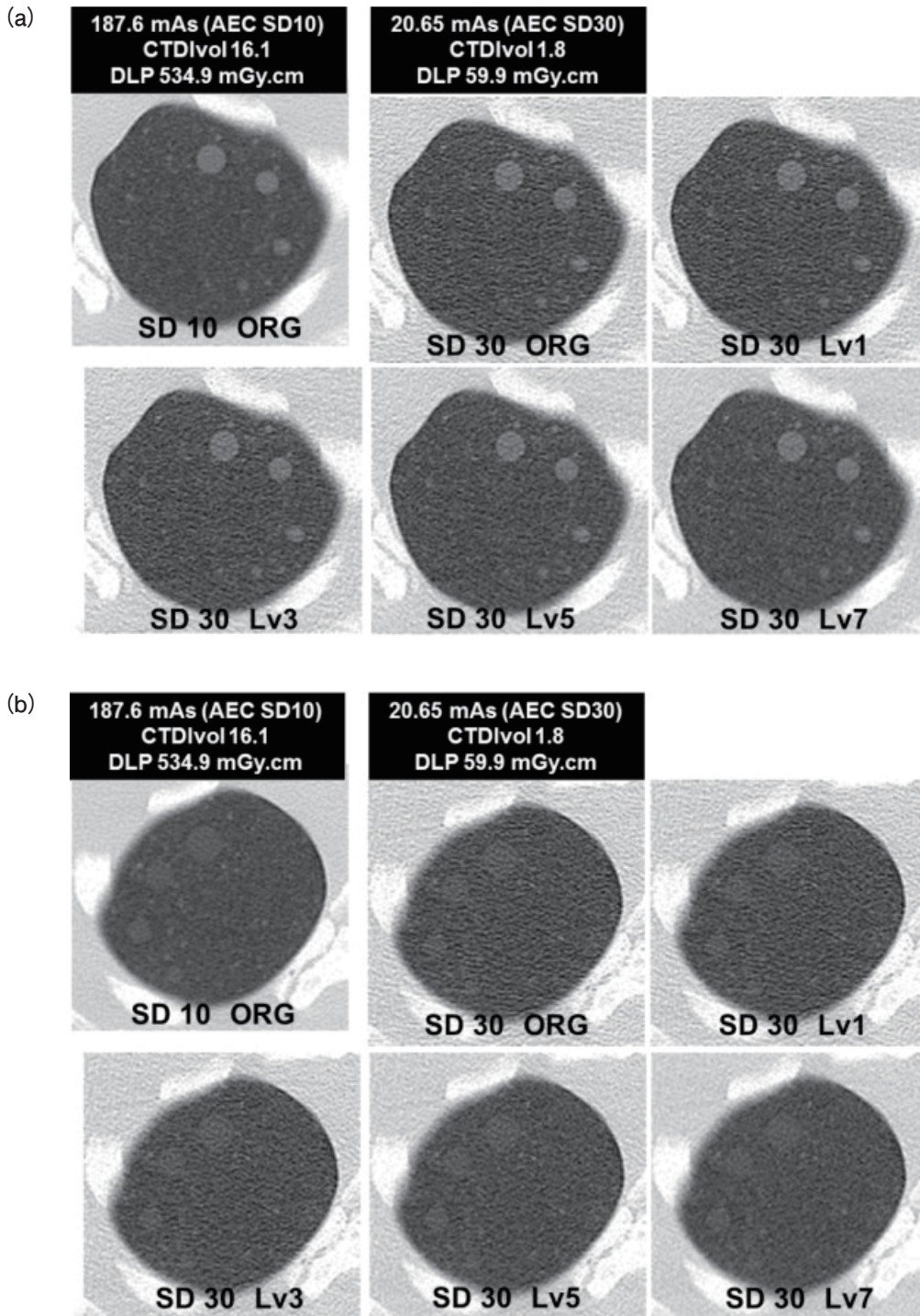


Fig. 11 Image of different levels of IPA in CT-AEC SD30、(a) mass 4 mm・ $\Delta$  270 HU、(b) mass 8 mm・ $\Delta$  100 HU

れは少ない。よって逐次処理強度は最大のLv7を妥当とした。

### 2-3-3 再現性と腫瘍信号の変化

決定した撮影条件にてLSCT phantomを10回撮影し、得られる画像に差がないことを確認した。また、対象腫瘍のprofileよりSD30設定のノイズ量、腫瘍4 mm径・ $\Delta$  CT値270HU、腫瘍8 mm径・ $\Delta$  CT値100 HUの対象においてはIPA処理強度の増加に伴う若干の信号鈍化はあるもののLv7においても信号形状は担保されていた (Fig. 12)。

## 3. 考察

### 3-1 Intelli IPの基礎特性

ノイズ特性について、IPAでのノイズ (SD) 低減率は処理強度ごとに8%で一定となった。よって同じLvのIPAであっても元画像のノイズ量が多ければ多いほど処理量 (ノイズ低減量) は多くなり、画質の変化も増加することが予想される。また、各処理強度におけるNPSの空間周波数特性は異なり、実際に線量を増加した変化とは異なり、主に高周波ノイズの低減が行われることから、単にノイズ量 (SD) のみをIPAの指標にすることは適さない。

解像特性について、一般的にCT装置の空間分解能評価にはワイヤー法<sup>[9]</sup>が用いられてきた。IPAにおいてもワイヤー法を用いたMTFはORGと比較し、各周波数帯で一致したとする報告もされている<sup>[8]</sup>。しかし、この結果はコントラストがかなり高く、画像ノイズが測定値に影響を与えない環境下で得られたものであり、低線量肺がん検診CT環境下における解像特性の変化を十分に示しているとは限らない。今回検討を行った120 HU差のコントラスト物質の場合、線量低下時IPAを用いると腹部関数で解像度は劣化し、肺野関数においてもコントラストは低下する傾向となった。おおまかにIPAは投影空間の繰り返し計算によりノイズを除去し、画像空間にてエッジ回復を行うものと推測できる。エッジ成分はORG画像より抽出され、IPA Lvに依存せず常に一定量のエッジを回復しているのに対し、ノイズ除去効果による画像のボケは元画像のノイズ量やIPA Lvにより増加する。このため、元画像のエッジ成分の弱いF85ではある程度のエッジ回復効果はみられるが、ノイズ除去によるボケの影響が強い。逆に、F65では元画像のエッジが強調されており、抽出・回復されるエッジ成分が強く、条件によってはORG以上のコントラストとなったと考えている。肺がんCT検診の検出対象は胸部関数にて5 mm以上の結節影、10 mm以上のスリガラス状病変であり、アクリルチャート部1.6 mmの櫛に比べCT値差は高く、径も大きい。検討を行った線量であれば若干のコン

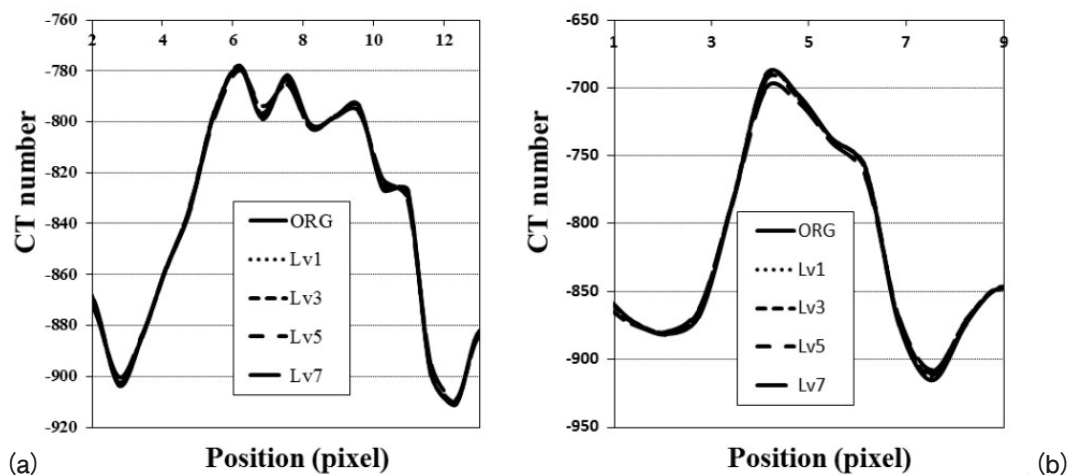


Fig. 12 Profile change in mass by different levels of IPA in CT-AEC SD30, (a) mass 4 mm ·  $\Delta$  270 HU, (b) mass 8 mm ·  $\Delta$  100 HU



トラスト低下は予想されるがIPA Lv7であっても十分使用可能であることが予想される。

### 3-2 撮影パラメータの最適化

CORE法ではBP 0.58はfull scanとなり、BP 0.83以上ではhalf scanとなった。この方法により得られた帯の計測角度と管球回転速度の積は金属球により実測で求めた時間分解能<sup>[9]</sup>と高い相関を示し、実験方法の妥当性は高いものとする。参考までに計測した時間分解能は管球回転速度0.35 s/rotにおいてBP 0.58で354 ms、BP 0.83で179 msである。CORE法では、再構成利用領域によらずスライス面内の均一性が高いため、高画質の画像が高時間分解能で得られることがわかる。このため、心拍によるモーションアーチファクトのでやすい胸部領域では時間分解能の優れたhalf scanでの撮影を推奨する。よって肺がんCT検診におけるBPは0.83とした。再構成利用領域の違いによる臨床画像の差を示す (Fig. 13)。Full scanでは心拍によるモーションアーチファクトが顕著であり、大動脈周囲が二重に抽出されている。これに伴い抽出対象である肺野病変・気管支にもボケ・歪みといった影響が表れ病変を正しく評価することが困難といえる。Half scanでは時間分解能の高さからモーションアーチファクトはなく、静止した画像となっている。

また、再構成利用領域による画質の変化はメーカー間で大きく異なる。Fig. 14に他メーカーの装置で測定したnormalized image SDを示す。half scanとなることで画像周辺に回転性のモアレが目立ち、著しく画像均一性を低下させている。このことから撮影条件を構築する

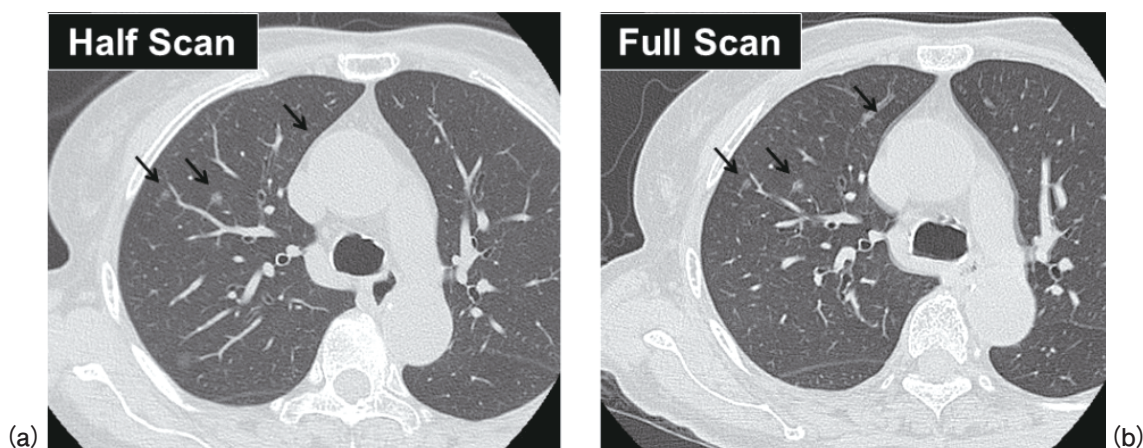


Fig. 13 Chest image by the difference of reconstruction range, (a) half scan, (b) full

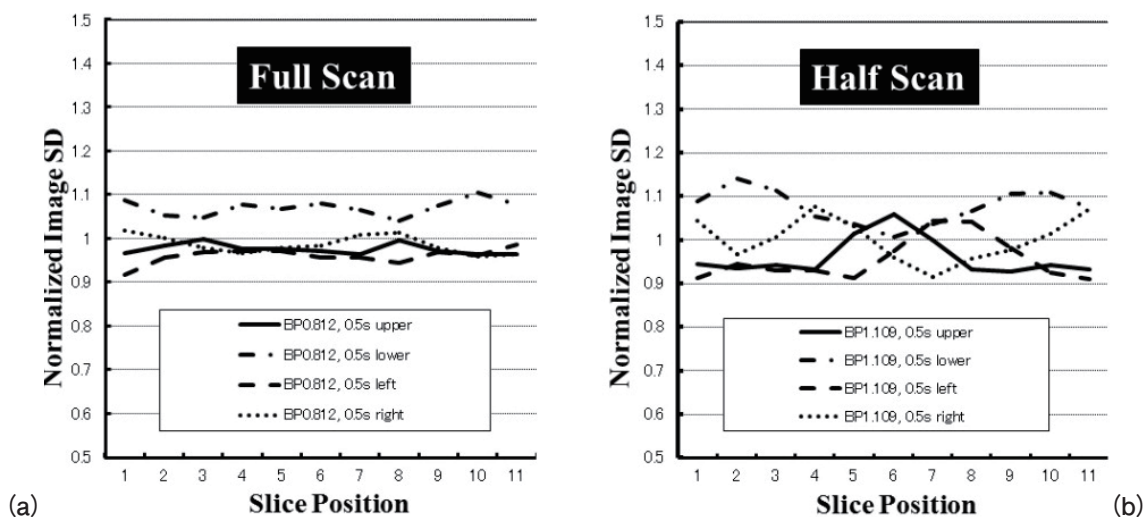


Fig. 14 Change of uniformity in slice place by the reconstruction method by other CT system, (a) full scan, (b) half scan

うえて使用者側の装置特性の把握は必須といえる。

AECの検討より、Intelli ECでは寝台高による位置決め像の拡大・縮小に依存せず適正な管電流が出力されていた。AEC出力制御に寝台高の補正が組み込まれ、これが適正に機能していることがわかる。胸部領域での被ばく低減にCT-AECは有用であり<sup>[16]</sup>、前項より逐次近似型ノイズ低減処理においては元画像のSDが解像特性にも影響を及ぼすことから、一定の抽出能を担保するためには肺野全体のベースとなる画像SDを一定に保つ必要があり、Intelli ECの利用は必須と考える。また、付加価値として日常的に起こり得る数cm程度の寝台高さによる出力誤差も抑えられるため検査ごとの再現性の向上につながると考える。

### 3-3 LSCT phantom を用いた撮影線量の検討

逐次近似型ノイズ低減処理では検出対象のコントラスト・径、元画像のノイズ量・再構成条件等により得られる結果がアダプティブに変化する。このため、実際の検査を模擬した視覚評価による検討は不可欠となる。また、再構成法の特徴として低カウント領域での信号雑音比(S/N比)に優れるMaximum-Likelihood-Expectation-Maximization法とは異なり、FBPの計算過程においてもっともらしくノイズを除去するソフトであることから、低線量撮影条件構築の第一段階として通常線量で撮影されたノイズの少ない画像と同等とみなせる低線量画像について検討を進めた。この結果、IPAを用いればSD30で撮影した画像をSD10で撮影したORG画像と同等の画像と扱うことが可能であった。一般的な臨床画像において撮影線量の低下は画質の低下を意味するが、検出対象の定まった肺がん検診においてはIPAを用いることで投影空間の点状ノイズ、すなわち画像空間におけるストリーク状アーチファクトを効果的に除去し、検出対象の画像エッジはほぼ担保されたためと考える。ただし、解像特性の結果からもわかるように、これはあくまで画像エッジの強調された肺野条件にて高コントラスト物質を対象とした結果であり、低コントラストの存在する縦隔条件の画像ではSD30の画像をSD10で撮影したORG画像と同等の画像とすることは難しい。

## 4. 結 語

今回、日立 メディコ社製SCENARIAを用いた低線量肺がんCT検診撮影プロトコルの構築を行った。各検討より以下の撮影条件を推奨する。管電圧120 kV、再構成閾数31使用時AEC-SD30、小焦点、BP 0.83、管球回転速度0.35秒、コリメーション0.625 mm×64列、縦隔画像\_Lv3・肺野画像\_Lv7、再構成時間6.6秒(60枚)。この撮影条件でLSCTファントムを295 mm撮影した際のCTDI vol、DLPはそれぞれ1.5 mGy、52.4 mGy・cmとなり、CT-Expo V2.1 ICRP 103を用いて換算した被ばく線量は男性0.8 mSv、女性1.3 mSvとなった。

逐次近似を応用した再構成法Intelli IPは低線量下の画質改善に有効な方法であり、LSCT論文における撮影条件以下の低線量撮影を可能とした。その一方、画質はさまざまなファクターによりアダプティブな変化を示すため、装置特性・検査対象を考慮しプロトコルへ組み込まなければならない。今回の検討は、あらためて必要な線量を再考するよい機会となった。この報告が低線量化を進める他施設において検討の一助となれば幸いである。

### 参考文献

- [1] National Lung Screening Trial Research Team, Aberle DR, Adams AM, et al: Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N. Engl. J. Med* 2011; 365: 395-409
- [2] Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al.: Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT. feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193 (3) : 764-771
- [3] 高田忠徳, 市川勝弘, 林弘之, ほか: 逐次近似再構成法を応用した新しい画像再構成法に対する画質評価. *日放技学誌* 2012; 68 (4) : 404-412

- [4] 山崎暁夫, 永澤直樹: CTにおける逐次近似再構成法の基礎検討と臨床応用. 日放技学誌 2012; 68 (6): 767-774
- [5] 後藤大雅: CTにおける統計的 逐次近似処理を用いたノイズ低減. 日放技学 画像通信 2012; 35 (1): 43-52
- [6] 石原敏裕: CTの最新動向 CTの最新技術動向 - 被ばく低減技術を中心に. INNERVISION 2013; 28 (2): 23-27
- [7] 西丸英治: CT画像における空間フィルタの基本知識. INNERVISION 2008; 23 (11): 5-9
- [8] 後藤大雅, 高橋悠, 廣川浩一: 逐次近似法を用いたCT用ノイズ低減処理の高性能化. MEDIX 2012; 56: 43-46
- [9] 市川勝弘, 村松禎久編: 標準X線CT画像計測. オーム社
- [10] 瓜倉厚志, 市川勝弘, 原孝則, ほか: 逐次近似再構成法の物理評価. INNERVISION 2012; 27 (11): 34-38
- [11] Taiga Goto, Koich Hirokawa, Osamu Miyazaki: Weighted-Feldkamp Algorithm with Selective Narrowest Angle Data for Cone Beam CT. The Eighth International Meeting on Fully Three-dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine 2005: 189-192
- [12] 村松禎久, 池田秀, 大沢一彰, ほか: 日本放射線技術学会学術調査班「CT-AECにおける性能評価」最終報告書. 日放技学誌 2007; 63 (5): 534-545
- [13] 梁川範幸: 標準化におけるCT用自動露出機構 (CT-AEC) の活用法. X線CTにおける標準化 2010. 社団法人日本放射線技術学会, 24-25
- [14] 加藤治文, 江口研二: 「肺癌取扱い規約」の一部改訂 (案) について 低線量CTによる肺癌検診の手びき (合同委員会原案). 肺癌 2003; 43 (3): 225-235
- [15] Muramatsu Y, Tsuda Y, Nakamura Y, et-al.: The development and use of a chest phantom for optimizing scanning techniques on a variety of low-dose helical computed tomography devices, J Comput Assist Tomogr. 2003 May-Jun; 27 (3): 364-74
- [16] 五味志穂, 中村義正, 村松禎久: 低線量CT肺がん検診の現状. 日放技学誌 2005; 61 (6): 874-880

## Development of the low-dose scan protocol for CT lung cancer screening by the iterative noise reduction technique

Youhei Ohshio<sup>\*1</sup>, Shota Nakano<sup>\*1</sup>, Masayuki Iwasaki<sup>\*1</sup>, Minoru Horii<sup>\*1</sup>  
Yukuo Morohoshi<sup>\*1</sup>, Tomohiko Horie<sup>\*1</sup>, Fumio Kawamata<sup>\*1</sup>, Kazunobu Hashida<sup>\*2</sup>  
Tomohiro Matsumoto<sup>\*2</sup>, Jun Endo<sup>\*2</sup>, Terumitsu Hasebe<sup>\*2</sup>

<sup>\*1</sup> Department of Radiological Technology, Tokai University Hachioji Hospital

<sup>\*2</sup> Department of Radiology, Tokai University School of Medicine (Hachioji)

### Abstract

The purpose of this study was to introduce the development of low-dose scan protocol for CT lung cancer screening by the iterative noise reduction technique. All scans were performed by 64 ch multi-slice CT, SCENARIA with Intelli IP (Hitachi Medical Corporation). Basic characteristics of Intelli IP, system characteristics, and dose level have been evaluated, and the low-dose scan protocol were defined to achieve the same level of detectability as the normal dose scanning for designated objects as follows: 120 kV, AEC-SD30 (Filter 31), Small focal spot, Beam pitch 0.83, Rotation speed 0.35sec/rot, 0.625 mm x 64 ch collimation, Intelli IP Lv3 (Mediastinum) /Lv7 (Lung), Reconstruction time 6.6 seconds (60 images). CTDIvol and DLP with LSCT phantom (scan range 295 mm) were 1.5 mGy and 52.4 mGy · cm respectively, and the dose level was 0.8mSv for male and 1.3 mSv for female (CT-Expo V2.1 ICRP103).

**Key words:** low-dose CT, iterative reconstruction, scan condition, SCENARIA, intelli IP

The Journal of the Japanese Society of CT Screening 2014; 20: 176-188

# 低線量CT検診におけるIR (Iterative Reconstruction: 逐次近似) 技術の応用

宇内大祐、砂塚 亘、松迫正樹

**【目的】** 完全逐次近似再構成法であるVeoの特性を解析し、その装置特性をふまえた低線量肺がんCT検診の至適撮影条件の検討を行う。

**【方法】** Veoの基礎特性の検討とLSCTファントムを用いた視覚評価を行った。

**【結果】** Veoを用いることでノイズ低減が可能であり、低線量肺がんCT検診において求められる基準内での至適撮影条件が示された。

**【考察】** Veoは低線量であるほどノイズ低減効果が大きいが、同一SDでも画像のテクスチャには差がある。PFや設定SDの決定には、被ばく低減率だけでなく画質を含めた総合的な検討が必要である。

**【結語】** Veoを用いることによって低線量での撮影が可能となるが、その独特な質感の画像や長い再構成時間等などの装置特性を考慮したうえでの検討が必要である。

**キーワード：** 低線量CT、肺がんCT検診、逐次近似再構成法  
J Thorac CT Screen 2014; 20: 189-194

## はじめに

近年の医療現場において、CTは必要不可欠な画像診断装置となっている。CT装置はX線管球容量の増大や撮影時間の短縮、画像演算速度の向上など日々進化を続けているが、その反面、CTによる医療被ばくが問題となっている。最近では、さらなる低線量撮影を可能とする逐次近似再構成 (Iterative Reconstruction: IR) 法、またはIRを応用した再構成法が開発され、普及しつつある。画像診断において、IR法を使用すると従来のFiltered Back Projection (FBP) 法と比較して画像ノイズを低減することができ、画質を低下させることなく線量の低減をすることができる。そのなかで完全逐次近似再構成法 (Model-Based Iterative Reconstruction: MBIR) である「Veol」はノイズモデル、システムモデルを考慮し、CTシステム上で起こっている物理現象を数学的にモデル化 (数値化) し、逐次近似再構成演算のプロセスに組み込んだ再構成方法である。従来のFBP法や逐次近似応用再構成法である「ASiR」に比べ、さらなる画像ノイズ低減、被ばく低減が実現可能となった。一方でVeolには再構成関数がないことや再構成時間が長いといったさまざまな特徴が存在する。

本研究の目的は、完全逐次近似再構成法であるVeolの特性を解析し、その装置特性をふまえた低線量肺がんCT検診の至適撮影条件の検討を行うことである。

## 1. 方法

### 1-1 使用機器およびファントム

X線CT装置はDiscovery CT750 HD (GEヘルスケアジャパン社製) を使用した。

ファントムはCT評価用ファントムCatphan CTP 600 (Phantom laboratory社製) を使用した。

聖路加国際メディカルセンター  
聖路加メディローカス

## 1-2 Veoの基礎特性評価

### 1-2-1 ノイズ特性

CT評価用ファントム Catphan CTP 600 (Phantom laboratory社製) 均一モジュールを用いて、SD値にて画像ノイズを評価した。撮影管電圧を120 kVとし、管電流を10～400 mAまで変化させ、FBP、ASiR (30～100%)、Veoの各再構成法において、ファントムの中心部およびその周辺の上下左右へ2/1離れた4点の計5点のROIを測定し、それらを平均して標準偏差 (SD) を求めた。また、CT-AECを用いて設定SD値10で撮影を行い、同一SD値でのFBP法、ASiR (50%)、Veoの各再構成法におけるテクスチャの比較を行った。

### 1-2-2 エッジ特性

CT評価用ファントム Catphan CTP 600高コントラストモジュールを用いて、Edge Profile Responseからエッジ特性を評価した。撮影条件は120 kV、600 mA、0.5 sで、Veoで再構成を行いEdge Profile Responseを求めた。

## 1-3 LSCTファントムを用いた視覚評価

両肺野の各部位 (肺尖、気管分岐、肺底) に模擬肺と模擬腫瘍 (球体) が封入されているLSCTファントムを用いて、視覚評価を行った。模擬肺の設計上のCT値は-900 HUであり、模擬腫瘍のコントラスト ( $\Delta CT$ ) はバックグラウンドとなる模擬肺に対し、 $\Delta CT = 100$  HU (右) と270 HU (左) の2種類である。サイズは $\Delta CT = 100$  HUが直径4～12 mm  $\phi$  (2 mm step)、 $\Delta CT = 270$  HUが直径2～10 mm  $\phi$  (2 mm step) の5段階である (Fig. 1)。

肺がんCT検診では5mmの結節影と10mmのGGOを最低限認識しなければならないため、 $\Delta CT = 270$  HU : 4 mm、 $\Delta CT = 100$  HU : 8 mmがみえる最低限の撮影条件について、放射線科専門医1名と診療放射線技師2名で視覚評価を行い検討した。

撮影条件として、Veoでは再構成関数・フィルタ・IRの強度については設定できないため、管電圧・設定SD値・ピッチファクタ (PF) を変化させて検討を行った。管電圧は120、100 kV、設定SD値は、スライス厚2.5 mmに対して8、11、16、24、36、45、50、60、70、PFは0.516、0.984、1.375とした (Table 1)。また、Veoを用いた再構成では、出力できる画像スライス厚が

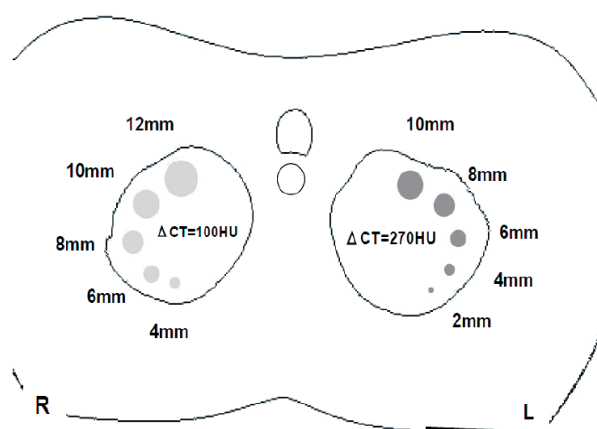


Fig. 1 LSCTファントム内の模擬腫瘍

Table 1 LSCTファントム撮影条件および再構成条件

管電圧	設定SD	Rotation time	ピッチファクタ	スライス厚
120	8/11/16/24/36/45/50/60/70	0.4	0.516	5.0
100	10 mA一定		0.984	
			1.375	

0.625 mm のみのため、MPR 画像再構成を行い画像スライス厚 5.0 mm にて検討を行った。

## 2. 結果

### 2-1 Veoの基礎特性評価

#### 2-1-1 ノイズ特性

FBP法とIR法の画像ノイズを Fig. 2 に示す。管電流を横軸に、FBP、各IR強度におけるASiRおよびVeoで再構成した画像SD値を縦軸に示した。IR法を用いた再構成法ではその強度に応じてノイズが低減しており、Veoは逐次近似応用再構成法であるASiRに比べて、低線量であるほどその効果が大きかった。また、FBP、ASiR 50%、Veoで同一SD値を得るために必要な線量はFBPを100とするとASiR 50%は40、Veoは6であった。しかし、同一SD値であっても、各画像のテクスチャには差異がみられた。

#### 2-1-2 エッジ特性

Edge Profile Responseを Fig. 3 に示す。CT値差900程度の境界領域において、Veoを用

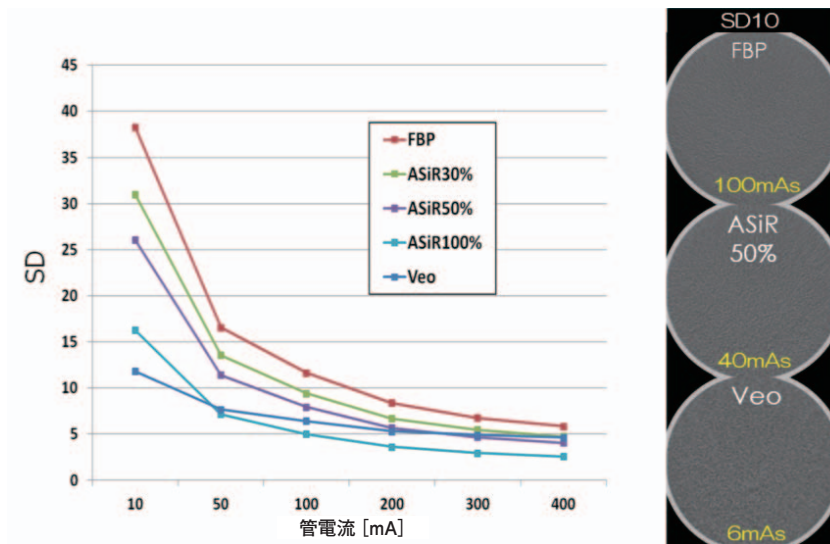


Fig. 2 各再構成法におけるSD値

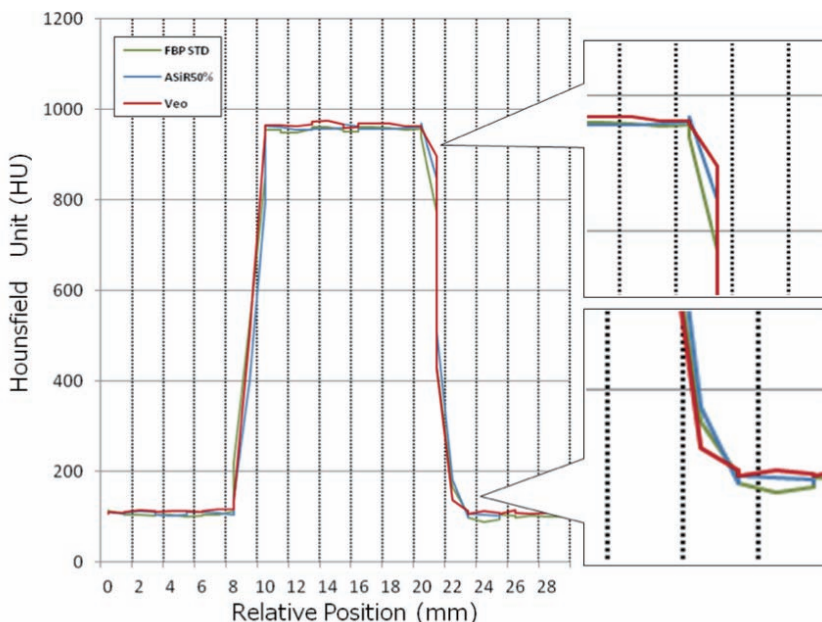


Fig. 3 Edge Profile Response

いたときはFBP、ASiR (50%) と比較して最も矩形に近い波形となった。

2-2 LSCTファントムを用いた視覚評価

視覚評価の結果を Table 2 に示す。

2-2-1 管電圧 120 kVにおける視覚評価

管電圧 120 kVにおいて、GGOを想定した $\Delta CT = 100$  HUの模擬腫瘍は、PF0.516ではすべての設定SDにおいて8 mm  $\phi$ を視認することができた。PF0.984、1.375においては管電流 10 mA一定のときに8 mm  $\phi$ が視認不可となった。視認不可となった部位はどちらも肺尖であった。

結節を想定した $\Delta CT = 270$  HUの模擬腫瘍は、PF0.516ではすべての設定SDにおいて4 mm  $\phi$ を視認することができた。しかし、PF1.375ではすべての設定SDにおいて、肺尖・気管分岐部・肺底の全部位で4 mm  $\phi$ が視認不可となった (Table 2.1)。これらの結果を総合し、120 kVにおける $\Delta CT = 100$  HU 8 mm  $\phi$ 、 $\Delta CT = 270$  HU 4 mm  $\phi$ を視認できる最低条件はPF 0.516、管電流 10 mA一定となった。

2-2-2 管電圧 100 kVにおける視覚評価

管電圧 100 kVにおいて、 $\Delta CT = 100$  HUの模擬腫瘍はPF 0.516、管電流 10 mA一定で8 mm  $\phi$ を視認できた。しかし、 $\Delta CT = 270$  HUの模擬腫瘍においては、管電圧 120 kVに比

Table 2.1 LSCTファントムを使用した視覚評価 (120 kV)

100HU (8mm)		PF			270HU (4mm)		PF			総合		PF		
		0.5	0.9	1.3			0.5	0.9	1.3			0.5	0.9	1.3
SD	8				SD	8				SD	8			
	11					11					11			
	16					16					16			
	24					24					24			
	36					36					36			
	45					45					45			
	50					50					50			
	60					60					60			
	70					70					70			
	10mA					10mA					10mA			

□: 視認可 ■: 視認不可

Table 2.2 LSCTファントムを使用した視覚評価 (100 kV)

100HU (8mm)		PF			270HU (4mm)		PF			総合		PF		
		0.5	0.9	1.3			0.5	0.9	1.3			0.5	0.9	1.3
SD	8				SD	8				SD	8			
	11					11					11			
	16					16					16			
	24					24					24			
	36					36					36			
	45					45					45			
	50					50					50			
	60					60					60			
	70					70					70			
	10mA					10mA					10mA			

□: 視認可 ■: 視認不可

べて4 mm φを視認不可の割合が増加した (Table 2.2)。これらの結果を総合し、100 kVにおける  $\Delta CT = 100$  HU 8 mm φ、 $\Delta CT = 270$  HU 4 mm φを視認できる最低条件はPF0.516、設定SD60となった。

低線量肺がんCT検診に求められる基準内で最小線量となった撮影条件は、管電圧120 kV、管電流10 mA一定、PF 0.516であった。そのときの線量情報はCTDI : 0.63 [mGy]、DLP : 21.4 [mGy · cm]であり、再構成時間は74分であった。画像を Fig. 4 に示す。

また、PFを変化させたときの画像を Fig. 5 に示す。PFを大きくするほど、模擬腫瘍だけでなく胸膜辺縁を含む画像全体が不鮮明な印象となった。

### 3. 考 察

#### 3-1 Veoの基礎特性評価

Veoを用いた再構成ではFBP、ASiRと比較して、低線量であるほどノイズ低減効果が大きく、線量が多くなるにつれてその差は小さくなった。しかし、同じSD値であっても、空間周波数の違いは表現することができず、画像のテクスチャには差があった。このように、Veoを用いた再構成では物理的画像評価と視覚評価は必ずしも一致しないため、注意が必要である。また、Veoでは1ピクセルあたりの精度を求めていく計算手法を繰り返し行うので、FBPやASiRと比較して、物質の辺縁部においてボケの発生が少なく、空間分解能に優れていると考察された。

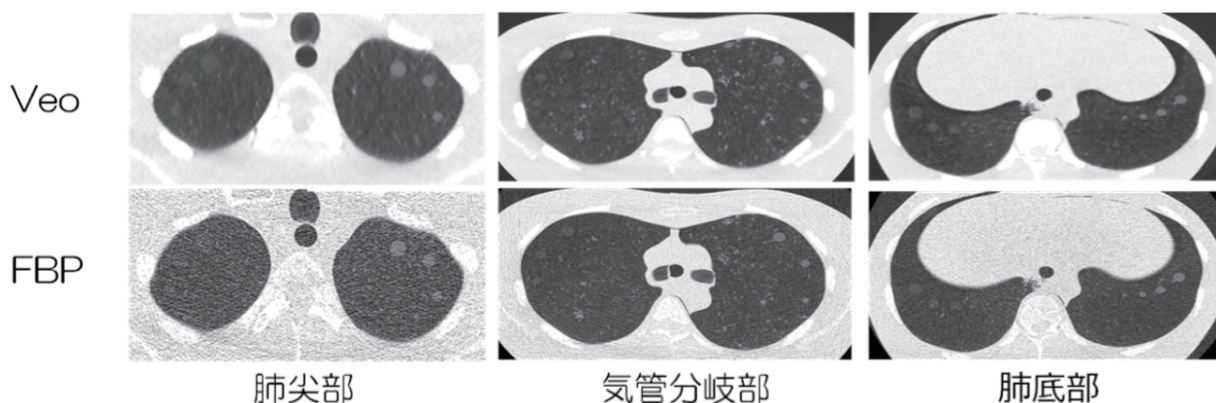


Fig. 4 120 kV、10 mAにおける各部位の画像

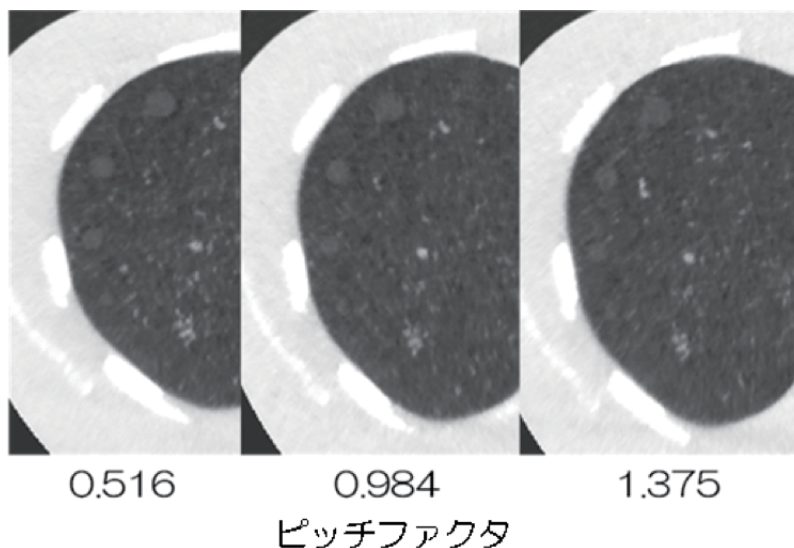


Fig. 5 ピッチファクタによる画像変化



### 3-2 LSCTファントムを用いた視覚評価

今回のファントム実験では、管電圧120 kV、PF 0.516であれば装置の最低管電流である10 mA一定で、低線量肺がんCT検診に求められる基準を評価可能という結果であった。しかし、臨床応用に際しては、心臓の拍動の影響も受けるため、PFの設定は視覚評価の結果とあわせて慎重に検討する必要がある。また、被験者の体格差や肺尖部のアーチファクトなどを考慮し、CT-AECの使用が望ましいと考えられる。その撮影条件としては、今回の結果より、120 kV、PF 0.516であれば設定SD60が適切な条件として示された。

研究限界として、今回の実験に用いた模擬腫瘍は球形状であったため、スライス位置により描出能が変化することから、正接のスライスと前後2.5 mmの画像の評価が必要であったと考えられる。

## 4. 結論

Veoの最大の特徴は低線量での撮影が可能である点だが、線量の低減率にだけとらわれるのではなく、その基礎特性や画像の特徴を理解したうえで撮影条件の設定を行うことが求められる。しかし、画像のテクスチャの違いなどには慣れが必要であり、画像再構成にも時間がかかることから、読影環境や検診全体のフローなどにおいて、放射線科医を含めた施設としての運用検討が必要不可欠である。

## 参考文献

- [1] Masaki Katsura, Izuru Matsuda, Masaaki Akahane et al: Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique, *Eur Radiol* (2012) 22: 1613-1623
- [2] Angeliki Neroladaki, Diomidis Botsikas, Sana Boudabbous: Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. *Eur Radiol* (2013) 23: 360-366
- [3] 市川勝弘, 村松禎久: 標準X線CT画像計測. 2009
- [4] 山崎暁夫: 逐次近似(応用)再構成の基本特性. 日本放射線技術学会 放射線撮影分科会誌 60号 (2013): 19-22

---

## Low-dose lung cancer CT screening with model-based iterative reconstruction

Daisuke Unai, Wataru Sunatsuka, Masaki Matsusako

St. Luke's International Medical Center, St. Luke's MediLocus

### Abstract

We have performed optimum conditions in lung cancer screening using low dose CT by Model-based iterative reconstruction(MBIR). Using MBIR, it is possible to reduce the noise and artifacts caused in reduction of dose without severely compromising image quality. MBIR shows greater potential for providing diagnostically acceptable low-dose CT images. However, it needs to be examined in consideration of devices properties such as a characteristic image and the long reconfiguration time.

**Key words:** low dose CT, lung cancer screening, MBIR

The Journal of the Japanese Society of CT Screening 2014; 20: 189-194

## 専門部会

部会長と連絡先

部会名	部会長と連絡先
肺癌診断基準部会	柿沼 龍太郎 国立がん研究センター がん予防・検診研究センター 〒104-0045 東京都中央区築地5-1-1 Tel: 03-3542-2511 Fax: 03-3547-5304 e-mail: rkaki@ncc.go.jp
技術部会	村松 禎久 国立がん研究センター東病院放射線部 〒277-8577 千葉県柏市柏の葉6-5-1 Tel: 04-7133-1111 Fax: 04-7134-6925 e-mail: ysmurama@east.ncc.go.jp
精度管理部会	中山 富雄 大阪府立成人病センター 〒537-8511 大阪市東成区中道1-3-3 Tel: 06-6972-7561 Fax: 06-6972-7581 e-mail: nakayama-to@mc.pref.osaka.jp
肺気腫部会	名和 健 日立総合病院 〒317-0077 茨城県日立市城南町2-1-1 Tel: 0294-23-1111 Fax: 0294-35-7100 e-mail: takeshi.nawa.nw@hitachi.com
循環器部会	伊谷 寧崇 伊谷医院 〒133-0073 東京都江戸川区鹿骨5-11-1 Tel: 03-3679-3999 Fax: 03-3679-5745 e-mail: itani-y@mtg.biglobe.ne.jp
CAD (コンピューター支援診断) 部会	仁木 登 徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部 〒770-8506 徳島市南常三島町2丁目1番地 Tel: 088-656-9430 Fax: 088-656-9433 e-mail: niki@opt.tokushima-u.ac.jp

## 委員会

委員長と連絡先

委員会	委員長と連絡先
学術企画委員会	大松 広伸 国立がん研究センター東病院 〒227-0882 千葉県柏市柏の葉6-5-1 Tel: 0471-33-1111 (代) Fax: 0471-31-4724
広報委員会	中川 徹 (株)日立製作所 日立健康管理センタ 〒317-0076 茨城県日立市会瀬町4-3-16 Tel: 0294-34-1020 (代) Fax: 0294-35-7100
財務委員会	土田 敬明 国立がん研究センター中央病院 〒160-0023 東京都中央区築地5-1-1 Tel: 03-3542-2511
認定制度委員会	丸山 雄一郎 小諸厚生総合病院放射線科 〒384-8588 長野県小諸市与良町3-2-31 Tel: 0267-22-1070 Fax: 0267-26-1377
規則改定委員会	和田 真一 新潟大学医歯学系放射線技術科学分野 〒951-8518 新潟市中央区旭町通り2-746 Tel: 025-227-2398 Fax: 025-227-2398
総務委員会	滝口 裕一 千葉大学医学部附属病院 〒260-8677 千葉県千葉市中央区亥鼻1-8-1 Tel: 043-222-7171 Fax: 043-222-3830
遠隔画像診断委員会	大松 広伸 国立がん研究センター東病院 〒227-0882 千葉県柏市柏の葉6-5-1 Tel: 0471-33-1111 (代) Fax: 0471-31-4724
ガイドライン委員会	滝口 裕一 千葉大学医学部附属病院 〒260-8677 千葉県千葉市中央区亥鼻1-8-1 Tel: 043-222-7171 Fax: 043-222-3830
被曝検討委員会	島田 義也 放射線医学総合研究所 〒263-8555 千葉市稲毛区穴川4-9-1低線量影響実験棟 Tel: 043-206-3221 Fax: 043-206-4138
利益相反委員会	滝口 裕一 千葉大学医学部附属病院 〒260-8677 千葉県千葉市中央区亥鼻1-8-1 Tel: 043-222-7171 Fax: 043-222-3830

---

## 編集後記

---

日立健康管理センター 中川 徹

日本CT検診学会がどうしても譲れないテーマが『低線量肺がんCT検診』を普及させることにあります。

巻頭言の結核予防会・複十字病院の花井耕造先生が述べられているように、『CT検診にかかわる多くの研究者が本誌を契機として超低線量CT検診の実現化に向けて議論が取り交わされることで、現実的な対策型検診を視野に入れた次の段階に向けてのCT検診の普及が進むこと』このお言葉がすべてといっても過言ではありません。

会員のみなさまにとって今回の特別号が文字通り、特別な会誌となることを願っております。

## 事務局報告

特定非営利活動法人 日本CT検診学会 定款 .....	事 - 1
特定非営利活動法人 日本CT検診学会 専門部会内規 .....	事 - 9
肺がんCT検診ガイドライン .....	事 - 10
肺がんCT検診の教育用ソフトウェア .....	事 - 11
「CT検診」投稿規定 .....	事 - 12
ご登録ください.....	事 - 14
日本CT検診学会入会のご案内 .....	事 - 15
新規入会及び住所等の変更について .....	事 - 16

## 特定非営利活動法人 日本CT検診学会

## 定 款

平成18年1月 6日施行

平成23年2月19日改定

平成23年7月29日改定

## 第1章 総 則

(名称)

第1条 この法人は、特定非営利活動法人日本CT検診学会と称し、英文名ではThe Japanese Society of CT Screening、略称をJSCTSと称する。

(事務所)

第2条 この法人は、主たる事務所を東京都千代田区飯田橋3-11-15 UEDAビル6F 株式会社クバプロ内に置く。

(目的)

第3条 この法人は、CT検診及びこれに関する研究の連携を促進し、知識の普及を図るとともに、広く市民に対して、CT検診による各種疾患の早期発見に関する学術セミナーの開催、情報提供、調査研究及び人材育成等を行い、CT検診の進歩発展を通して、国民の保健及び医療の増進に寄与することを目的とする。

(特定非営利活動の種類)

第4条 この法人は、前条の目的を達成するため、次に掲げる種類の特定非営利活動を行う。

- (1) 保健、医療又は福祉の増進を図る活動
- (2) 学術、文化、芸術又はスポーツの振興を図る活動
- (3) 科学技術の振興を図る活動

(事業の種類)

第5条 この法人は、第3条の目的を達成するため、特定非営利活動に係る事業として、次の事業を行う。

- (1) CT検診に関する学術集会、セミナー、講演会等の開催
- (2) 会誌、図書、ホームページ等によるCT検診に関する情報提供
- (3) CT検診に関する調査研究及び優秀研究の顕彰
- (4) CT検診に関する人材又は施設の認定基準策定、公表及び認定
- (5) その他この法人の目的を達成するために必要な事業

## 第2章 会 員

(種別)

第6条 この法人の会員は次の2種とし、正会員をもって特定非営利活動促進法（以下「法」という。）上の社員とする。

- (1) 正会員 この法人の目的に賛同して入会した個人
- (2) 賛助会員 この法人の目的に賛同し、賛助するために入会した個人及び団体

(入会)

第7条 会員の入会については、特に条件を定めない。

- 2 会員として入会しようとするものは、理事長が別に定める入会申込書により、理事長に申し込むものとし、理事長は、正当な理由がない限り、入会を認めなければならない。
- 3 理事長は、前項のものの入会を認めないときは、速やかに、理由を付した書面をもって、本人にその旨を通知しなければならない。

(入会金及び会費)

第8条 会員は、理事会において別に定める入会金及び会費を納入しなければならない。

(会員の資格の喪失)

第9条 会員が次の各号の一に該当する場合には、その資格を喪失する。

- (1) 退会届の提出をしたとき
- (2) 本人が死亡し、若しくは失踪宣告を受け、又は会員である団体が消滅したとき
- (3) 継続して2年以上会費を滞納したとき
- (4) 除名されたとき

(退会)

第10条 会員は、理事長が別に定める退会届を理事長に提出して、任意に退会することができる。

(除名)

第11条 会員が次の各号の一に該当する場合には、総会の議決により、これを除名することができる。

- (1) この定款に違反したとき
- (2) この法人の名誉を傷つけ、又は目的に反する行為をしたとき
- 2 前項の規定により会員を除名しようとする場合は、議決の前に当該会員に弁明の機会を与えなければならない。

(抛出金品の不返還)

第12条 既に納入した入会金、会費及びその他の抛出金品は、これを返還しない。

### 第3章 役員等

(種別及び定数)

第13条 この法人に次の役員を置く。

- (1) 理事 10人以上20人以内
- (2) 監事 1人以上3人以内
- 2 理事のうち、1人を理事長とし、副理事長を若干名置くことができる。

(選任等)

第14条 理事は、理事会において選任し、総会に報告する。

- 2 理事長及び副理事長は、理事の互選とする。
- 3 役員のうちには、それぞれの役員について、その配偶者若しくは3親等以内の親族が1人を超えて含まれ、又は当該役員並びにその配偶者及び3親等以内の親族が役員の総数の3分の1を超えて含まれることにはならない。
- 4 法第20条各号のいずれかに該当するものは、この法人の役員になることができない。
- 5 監事は、総会で選任する。
- 6 監事は、理事又はこの法人の職員を兼ねることができない。

(職務)

第15条 理事長は、この法人を代表し、その業務を総理する。

- 2 副理事長は、理事長を補佐し、理事長に事故があるとき又は理事長が欠けたときは、理事長があらかじめ指名した順序によって、その職務を代行する。
- 3 理事は、理事会を構成し、この定款の定め及び総会又は理事会の議決に基づき、この法人の業務を執行する。
- 4 監事は、次に掲げる職務を行う。
  - (1) 理事の業務執行の状況を監査すること
  - (2) この法人の財産の状況を監査すること
  - (3) 前2号の規定による監査の結果、この法人の業務又は財産に関し不正の行為又は法令若しくは定款に違反する重大な事実があることを発見した場合には、これを総会又は所轄庁に報告すること

- (4) 前号の報告をするため必要がある場合には、総会を招集すること
- (5) 理事の業務執行の状況又はこの法人の財産の状況について、理事に意見を述べること

(任期等)

第16条 役員任期は、2年とする。ただし、再任を妨げない。

- 2 補欠のため、又は増員により就任した役員任期は、それぞれの前任者又は現任者の任期の残存期間とする。
- 3 役員は、辞任又は任期満了後においても、後任者が就任するまでは、その職務を行わなければならない。

(欠員補充)

第17条 理事又は監事のうち、その定数の3分の1を超えるものが欠けたときは、遅滞なくこれを補充しなければならない。

(解任)

第18条 役員が次の各号の一に該当する場合には、理事は理事会の議決により、監事は総会の議決により、これを解任することができる。

- (1) 心身の故障のため、職務の遂行に堪えないと認められるとき
- (2) 職務上の義務違反、その他役員としてふさわしくない行為があったとき
- 2 前項の規定により役員を解任しようとする場合は、議決の前に当該役員に弁明の機会を与えなければならない。

(報酬等)

第19条 役員は、その総数の3分の1以下の範囲内で報酬を受けることができる。

- 2 役員には、その職務を執行するために要した費用を弁償することができる。
- 3 前2項に関し必要な事項は、総会の議決を経て、理事長が別に定める。

(顧問)

第20条 この法人に、顧問を置くことができる。顧問は理事会で選出し、理事長がこれを任免する。

- 2 顧問は、理事長の諮問に応じて、法人の活動や運営に助言をすることができる。

## 第4章 会 議

(種別)

第21条 この法人の会議は、総会及び理事会の2種とする。

- 2 総会は、通常総会及び臨時総会とする。

(構成)

第22条 総会は、正会員をもって構成する。

(総会の権能)

第23条 総会は、以下の事項について議決する。

- (1) 定款の変更
- (2) 解散及び合併
- (3) 会員の除名
- (4) 監事の選任又は解任、役員職務及び報酬
- (5) 事業計画及び収支予算
- (6) 事業報告及び収支決算
- (7) 解散時の残余財産の帰属
- (8) その他運営に関する重要事項



(総会の開催)

第24条 通常総会は、毎年1回開催する。

2 臨時総会は、次に掲げる場合に開催する。

- (1) 理事会が必要と認め、招集の請求をしたとき
- (2) 正会員総数の5分の1以上から会議の目的を記載した書面により、招集の請求があったとき
- (3) 監事が第15条第4項第4号の規定に基づいて招集するとき

(総会の招集)

第25条 総会は、前条第2項第3号の場合を除いて、理事長が招集する。

- 2 理事長は、前条第2項第1号及び第2号の規定による請求があったときは、その日から60日以内に臨時総会を招集しなければならない。
- 3 総会を招集する場合には、会議の日時、場所、目的及び審議事項を記載した書面により、開催日の少なくとも5日前までに通知しなければならない。

(総会の議長)

第26条 総会の議長は、その総会に出席した正会員の中から理事長が指名する。

(総会の定足数)

第27条 総会は、正会員総数の5分の1以上の出席がなければ開会することはできない。

(総会の議決)

第28条 総会における議決事項は、第25条第3項の規定によってあらかじめ通知した事項とする。

- 2 総会の議事は、この定款に規定するもののほか、出席した正会員の過半数をもって決し、可否同数のときは、議長の決するところによる。

(総会での表決権等)

第29条 各正会員の表決権は、平等なものとする。

- 2 やむを得ない理由により総会に出席できない正会員は、あらかじめ通知された事項について書面をもって表決し、又は他の正会員を代理人として表決を委任することができる。
- 3 前項の規定により表決した正会員は、前2条、次条第1項及び第52条の規定の適用については出席したものとみなす。
- 4 総会の議決について、特別の利害関係を有する正会員は、その議事の議決に加わることはできない。

(総会の議事録)

第30条 総会の議事については、次の事項を記載した議事録を作成しなければならない。

- (1) 日時及び場所
- (2) 正会員総数及び出席者数(書面表決者又は表決委任者がある場合にあっては、その数を付記すること。)
- (3) 審議事項
- (4) 議事の経過の概要及び議決の結果
- (5) 議事録署名人の選任に関する事項
- 2 議事録には、議長及び総会において選任された議事録署名人2人が、記名押印又は署名しなければならない。

(理事会の構成)

第31条 理事会は、理事をもって構成する。

(理事会の権能)

第32条 理事会は、この定款に別に定める事項のほか、次の事項を議決する。

- (1) 総会に付議すべき事項
- (2) 総会の議決した事項の執行に関する事項
- (3) その他総会の議決を要しない業務の執行に関する事項

(理事会の開催)

第33条 理事会は、次に掲げる場合に開催する。

- (1) 理事長が必要と認めたとき
- (2) 理事総数の3分の1以上から理事会の目的である事項を記載した書面により招集の請求があったとき

(理事会の招集)

第34条 理事会は、理事長が招集する。

- 2 理事長は、前条第2号の規定による請求があったときは、その日から14日以内に理事会を招集しなければならない。
- 3 理事会を招集するときは、会議の日時、場所、目的及び審議事項を記載した書面により、開催日の少なくとも5日前までに通知しなければならない。

(理事会の議長)

第35条 理事会の議長は、理事長がこれにあたる。

(理事会の定足数)

第36条 理事会は、理事総数の2分の1以上の出席がなければ開会することはできない。

(理事会の議決)

第37条 理事会における議決事項は、第34条第3項の規定によってあらかじめ通知した事項とする。

- 2 理事会の議事は、理事出席者数の過半数をもって決し、可否同数のときは、議長の決するところによる。

(理事会での表決権等)

第38条 各理事の表決権は、平等なものとする。

- 2 やむを得ない理由のため理事会に出席できない理事は、あらかじめ通知された事項について書面をもって表決することができる。
- 3 前項の規定により表決した理事は、前条及び次条第1項の適用については、理事会に出席したものとみなす。
- 4 理事会の議決について、特別の利害関係を有する理事は、その議事の議決に加わることができない。

(理事会の議事録)

第39条 理事会の議事については、次の事項を記載した議事録を作成しなければならない。

- (1) 日時及び場所
  - (2) 理事総数、出席者数及び出席者氏名(書面表決者にあつては、その旨を付記すること。)
  - (3) 審議事項
  - (4) 議事の経過の概要及び議決の結果
  - (5) 議事録署名人の選任に関する事項
- 2 議事録には、議長及びその会議において選任された議事録署名人2人が記名押印又は署名しなければならない。

## 第5章 資産

(資産の構成)

第40条 この法人の資産は、次の各号に掲げるものをもって構成する。

- (1) 設立当初の財産目録に記載された資産
- (2) 入会金及び会費
- (3) 寄付金品
- (4) 財産から生じる収入
- (5) 事業に伴う収入
- (6) その他の収入

(資産の区分)

第41条 この法人の資産は、特定非営利活動に係る事業に関する資産とする。

(資産の管理)

第42条 この法人の資産は、理事長が管理し、その方法は、理事会の議決を経て、理事長が別に定める。

## 第6章 会計

(会計の原則)

第43条 この法人の会計は、法第27条各号に掲げる原則に従って行わなければならない。

(会計の区分)

第44条 この法人の会計は、特定非営利活動に係る事業会計とする。

(事業年度)

第45条 この法人の事業年度は、毎年1月1日に始まり、同年12月31日に終わる。

(事業計画及び予算)

第46条 この法人の事業計画及びこれに伴う収支予算は、毎事業年度ごとに理事長が作成し、総会の議決を経なければならない。

(暫定予算)

第47条 前条の規定にかかわらず、やむを得ない理由により予算が成立しないときは、理事長は、理事会の議決を経て、予算成立の日まで前事業年度の予算に準じ収入支出することができる。

- 2 前項の収入支出は、新たに成立した予算の収入支出とみなす。

(予備費)

第48条 予算超過又は予算外の支出に充てるため、予算中に予備費を設けることができる。

- 2 予備費を使用するときは、理事会の議決を経なければならない。

(予算の追加及び更正)

第49条 予算成立後にやむを得ない事由が生じたときは、理事会の議決を経て、既定予算の追加又は更正をすることができる。

(事業報告及び決算)

第50条 この法人の事業報告書、収支計算書、貸借対照表及び財産目録等決算に関する書類は、毎事業年度終了後、速やかに、理事長が作成し、監事の監査を受け、総会の議決を経なければならない。

- 2 決算上剰余金を生じたときは、次事業年度に繰り越すものとする。

(臨機の措置)

第51条 予算をもって定めるもののほか、借入金の借入れその他新たな義務の負担をし、又は権利の放棄をしようとするときは、理事会の議決を経なければならない。

## 第7章 定款の変更、解散及び合併

(定款の変更)

第52条 この法人が定款を変更しようとするときは、総会に出席した正会員の4分の3以上の多数による議決を経、かつ、法第25条第3項に規定する軽微な事項を除いて所轄庁の認証を得なければならない。

(解散)

第53条 この法人は、次に掲げる事由により解散する。

- (1) 総会の決議
  - (2) 目的とする特定非営利活動に係る事業の成功の不能
  - (3) 正会員の欠亡
  - (4) 合併
  - (5) 破産手続開始の決定
  - (6) 所轄庁による認証の取消し
- 2 前項第1号の事由によりこの法人が解散するときは、正会員総数の4分の3以上の承諾を得なければならない。
- 3 第1項第2号の事由により解散するときは、所轄庁の認定を得なければならない。

(残余財産の帰属)

第54条 この法人が解散(合併又は破産手続開始の決定による解散を除く。)したときに残存する財産は、法第11条第3項に規定する法人の中から、総会において議決したものに譲渡するものとする。

(合併)

第55条 この法人が合併しようとするときは、総会において正会員総数の4分の3以上の議決を経、かつ、所轄庁の認証を得なければならない。

## 第8章 公告の方法

(公告の方法)

第56条 この法人の公告は、この法人の掲示場に掲示するとともに、官報に掲載して行う。

## 第9章 事務局

(事務局の設置)

第57条 この法人に、この法人の事務を処理するため、事務局を設置する。

- 2 事務局には、事務局長及び必要な職員を若干名置くことができる。

(職員の任免)

第58条 事務局長及び職員の任免は、理事長が行う。

(組織及び運営)

第59条 事務局の組織及び運営に関し必要な事項は、理事会の議決を経て、理事長が別に定める。

## 第10章 雑則

(細則)

第60条 この定款の施行について必要な細則は、理事会の議決を経て、理事長がこれを定めることができる。

## 附 則

- 1 この定款は、この法人の成立の日から施行する。
- 2 この法人の設立当初の役員は、次のとおりとする。  
理 事 長 金子昌弘  
理 事 松本満臣、渡辺滋、柿沼龍太郎、鈴木隆一郎、祖父江友孝、曾根脩輔、長尾啓一、  
中川徹、松本徹、宮本忠昭、三澤潤  
監 事 和田眞一
- 3 この法人の設立当初の役員の任期は、第16条第1項の規定にかかわらず、この法人の成立の日から平成18年12月31日決算に係る通常総会が開催される月の末日までとする。ただし、通常総会は決算日から起算して3ヶ月以内に開催する。
- 4 この法人の設立当初の事業年度は、第45条の規定にかかわらず、この法人の成立の日から平成18年12月31日までとする。
- 5 この法人の設立当初の事業計画及び収支予算は、第46条の規定にかかわらず、設立総会の定めるところによる。
- 6 この法人の設立当初の入会金及び会費は、第8条の規定にかかわらず、次に掲げる額とする。
  - (1) 正会員（個人）  
入会金 0円  
年会費 10,000円
  - (2) 賛助会員（個人及び団体）  
入会金 0円  
年会費 一口100,000円（一口以上）

## 特定非営利活動法人 日本CT検診学会

## 専門部会内規

2007年11月26日制定

## 第1条 (定義)

NPO 法人日本CT検診学会 (以下本学会) は、専門領域に関する学会の活動を発展・普及させるために専門部会を設ける。専門部会は以下の目的・機能、組織を有する。

## 第2条 (目的・機能)

専門部会は専門領域の基礎研究並びに臨床研究を推進するため、情報の収集、解釈、そしてその浸透を促進することを目的とし、以下の機能を持つ。

2. 専門領域の研究・臨床課題を継続性や教育的視点を勘案し、シンポジウム、ワークショップ、教育セミナーなどの企画・実施に貢献する。
3. それぞれの専門領域におけるガイドライン、宣言等の作成をおこなう。
4. 国内関連学会との交流・調整をはかり学会相互の活動を促進する。
5. 関連の国際学会と相互交流し、当該専門領域における課題の国際的研究協力に貢献し、それら活動を通し若手会員の相互理解や国際的活動を援助・促進する。

## 第3条 (組織)

専門部会とは以下の6部会を指す。

- (1) 技術部会
  - (2) 肺癌診断基準部会
  - (3) 精度管理部会
  - (4) 肺気腫部会
  - (5) 循環器部会
  - (6) 結核部会
2. 理事会の承認を経て新規に専門部会を創設することができる。
  3. 理事会の承認を経て、既存専門部会を整理統合ないし廃止することができる。

## 第4条 (構成)

各専門部会は、理事会により、正会員から選任された部会長1名副部会長1名および3名以上の部会員からなる。

2. 専門部会長、副部会長の任期は3年とする。ただし、再任を妨げない。
3. 副部会長は部会長がやむをえぬ理由により職責を果たせない場合に代理として部会長を補佐する。
4. 専門部会会長及び部会員には、委嘱状を理事長名で発行する。

## 第5条 (運営)

各専門部会は年次学術講演会開催中をふくめ、年2回の定期会議を開催する。

緊急性・必要性に応じて臨時会議をおこなうことができる。

2. 各専門部会は、当該専門領域に関する年次学術集会プログラム案を次期学会長に提案する。
3. 専門部会は当該領域においての検診方法論の開発、検診の精度管理向上などに関するガイドラインを作成し、全国に普及させる活動を円滑におこなう。
4. 各専門部会は、NPO 法人事業として毎年度の規定された期限内に年度計画を立て、必要な予算を事務局に申請すること、および年度報告を事務局に提出することの義務を持つ。

## 第6条

本内規は、理事会の審議承認をへて修正追加できる。

## 附 則

本内規は、平成19年11月27日から発効する。

## 肺がん CT 検診ガイドライン

本学会ホームページに掲載されています。

<http://www.jscts.org>

- ◆ 精度管理部会編  
「CT検診精度管理ガイドライン」(第1版)
- ◆ 技術部会編  
「CT検診撮影マニュアル」
- ◆ 肺癌診断基準部会編  
「判定基準と経過観察ガイドライン」  
「Single slice helical CTによる肺癌CT検診の判定基準と経過観察ガイドライン」

これらのマニュアルに関するご意見・ご要望は、下記までお願いします。

精度管理部会長： 中山 富雄 大阪府立成人病センター  
TEL：06-6972-7561 FAX：06-6972-7581  
E-mail：nakayama-to@mc.pref.osaka.jp

技術部会長： 村松 禎久 国立がん研究センター東病院  
TEL：04-7133-1111 FAX：04-7134-6925  
E-mail：ysmurama@east.ncc.go.jp

肺癌診断基準部会長： 柿沼 龍太郎 国立がん研究センター  
がん予防・検診研究センター  
TEL：03-3542-2511 FAX：03-3547-5304  
E-mail：rkaki@ncc.go.jp

## 肺がんCT 検診の教育用ソフトウェア

肺がんCT 検診の教育用ソフトウェアは4部構成となっております。

- 第1部：微小肺がんの症例集
- 第2部：CT 検診の読影シミュレーション
- 第3部：微小結節の症例集（一部炎症を含む）
- 第4部：Threshold Checker

本ソフトウェアは、会員である方が購入できます。

詳細はホームページをご覧ください。

**購入料金1万円（1部～4部のセット料金です）。**

すでに第1部および第4部のみを購入された方は、事務局までお問い合わせください。容量が大きくなったため、DVDにての提供となります。WindowsおよびMacintoshの両方にて作動します。画面上は、英語版ですが、平易で短い文章で解説しています。日本語のマニュアルもPDFファイルで入っています。

下記銀行口座にお振り込みの上、「教育用ソフトウェアALCA Project購入希望」と明記して、支払い書のコピーを事務局までFAXまたは郵送でご送信下さい。

また、バージョン・アップなどをお知らせするためにEメールアドレスが必要となります。事務局までお知らせ下さい。

---

特定非営利活動法人 日本CT 検診学会 事務局

〒102-0072 東京都千代田区飯田橋3-11-15 UEDAビル6F

株式会社クバプロ内

TEL 03-3238-1689

FAX 03-3238-1837

E-mail jscts-office@kuba.jp

URL <http://www.jscts.org/>

銀行口座： 三井住友銀行 飯田橋支店 普通預金 6982098

「特定非営利活動法人日本CT 検診学会」

※銀行口座が変更となりました。ご注意ください。

---



## 「CT 検診」投稿規定

### 1. 投稿資格

本誌への投稿は主著者が本学会会員であるか、投稿料を納められるものに限る。

### 2. 投稿原稿の採否

投稿論文に対しては複数の委員による査読を行い、編集委員会において最終的に採否を決定する。

### 3. 論文の種類

原稿は、CT 検診に関するもので、下記の種類に分類する。

- a) 原 著：他誌に発表されていない知見を有し、原著にする意義があると著者が判断する論文。
- b) 速 報：他誌に発表されていない知見を有し、速報する意義があると著者が判断する論文。
- c) 技 術：他誌に発表されていない知見を有する技術論文。
- d) 症例報告：CTでの検診に関連した興味ある症例の紹介で、他誌に報告されていないもの。
- e) 特 集：決められた主題に基づき執筆される編集委員会からの依頼論文。
- f) 総 説：既に他誌へ原著として投稿した論文に関連した内容の論文。他誌へ掲載した図表などを転載する場合には、掲載誌の編集委員長の許可が必要となる。
- g) 資 料：研究、技術および症例に関する資料・調査結果など。
- h) 報告・意見：当研究会関連部会・委員会報告、本研究会活動全般および本誌掲載論文に対する意見や批評。
- i) そ の 他：上記に分類できないもので、編集委員会が必要と認めたもの。

### 4. 記載の形式

- a) 原稿は和文または英文とし、A4 版、横書きとする。本文は、和文、英文とも 1 段組とする。  
原稿の記述は、希望する種類、標題、著者氏名、所属、和文要旨 (400 字以内)、和文キーワード (5 語以内)、英文標題、ローマ字著者氏名、英文所属、英文要旨 (200 語以内)、英文キーワード (英文 5 語以内)、本文、文献、図の説明とする。ただし、症例、資料、報告・意見については、要旨・キーワードは省略できる。
- b) 図・写真は A4 版を越えないようにし、図表の枚数は、必要以上に多くせず、本文分量に適度に合ったものとする。図表の説明は英文 (Fig.1..., Table 1...) とする。
- c) 引用文献は本文に引用された順に [1], [2], [3] ... と番号をつけ、末尾の文献の項に一括して記載する。  
原著は 30 以内、速報および症例報告は 15 以内とするが、総説、その他に関しては著者の判断に任せる。
- d) 引用文献の記載方法  
雑誌の場合、著者名 (3 名以内は全員、それ以上の場合 4 名以降は他または et al) : 論文名・雑誌名 (欧文はイタリック) 発行年 (西暦) ; 巻数 : 頁 - 頁。  
[例] 飯沼 武、館野之男、松本 徹、他 : 肺癌検診用 CT (LSCT) の基本構想とその事前評価。日医放会誌 1992; 52: 182-190  
[例] Kaneko M, Eguchi K, Ohmatsu H, et al: Peripheral lung cancer; screening and detection with low-dose spiral CT versus radiography. Radiology 1996; 201: 798-801  
単行本の場合、和書 ; 著者 : 題名、編集者 (または監修者)、書名、版数、発行地 : 発行所 ; 年号 (西暦) : 掲載頁。洋書 ; Authors' last names and initials: Chapter title. Editor's name. Book title (Italic) . Edition. Publisher, City, Year: Pages.  
[例] 柿沼龍太郎 : 第 4 章 画像診断 1. ヘリカル CT 肺癌検診の画像診断、末舛恵一、先端医療シリーズ 20・癌 肺癌の最新医療、初版、東京 : 先端医療技術研究所 ; 2003: 101-104  
[例] Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA et al: Numerical recipe in C. Cambridge University Press, Cambridge, 1988: 10-24  
[例] 胸部 CT 検診研究会 : <http://www.thoracic-CT-screening.org>  
(ホームページのアドレスを掲載する場合、時間がたつと、そのページがなくなってしまうことが多いので、著者がそのページのファイルを保存できる場合のみ引用可能とする。)

## 5. 投稿方法

- a) 初回投稿は、本学会ホームページ投稿原稿見本に従って作成した原稿正一部のほか、査読用副2部、投稿原稿表紙、および電子ファイル（CDまたはUSBメモリーに収納）を本会事務局へ簡易書留便で郵送する。または下記へ原稿のファイルと投稿原稿表紙ファイルをe-mailで送付する。
- b) 査読後に掲載許可の出た論文は、下記へ原稿のファイルと投稿原稿表紙ファイルをe-mailで送付する。

〒102-0072 東京都千代田区飯田橋3-11-15 UEDAビル6F 株式会社クバプロ内  
特定非営利活動法人 日本CT検診学会事務局編集担当  
TEL：03-3238-1689 FAX：03-3238-1837 e-mail: jscts-kaisi@kuba.jp

## 6. 著作権

本誌掲載の論文の著作権は日本CT検診学会に帰属する。著者は、本会事務局から折り返し送付される著作権に関する「誓約書」に必要事項を記入の上、本学会へ提出するものとする。

## 7. その他

本学会会員の職種は医療関係者、工学研究者、医療機器メーカー研究者等と多岐にわたるので、専門用語や略語はできるだけ避け、使用する場合には必要に応じて簡単な説明を加えること。

## ご登録ください

メールアドレスをご登録いただきますと、メールマガジンの購読、メールマガジン等でのタイムリーな情報の提供や、会員専用 Web サイトへのアクセスが可能となります。

まだメールアドレスをご登録されていない方は、メールアドレス登録希望と明記の上、事務局まで、メールにて速やかにご連絡ください。メールアドレス登録および会員専用 Web サイトへのアクセスの際の会員 ID、パスワードの発行をいたします。

なお、メールアドレス変更時は、事務局にもご連絡ください。

※メールアドレス登録希望時は、下記をお知らせください。

- ・お名前（ふりがな）
- ・ご所属
- ・メールアドレス

<ご連絡先>

特定非営利活動法人 日本 CT 検診学会 事務局

E-mail : jscts-office@kuba.jp

## 日本CT検診学会 入会のご案内

日本CT検診学会（旧称・胸部CT検診研究会）は、CTを検診に役立てることを目的に1994年2月19日に設立されました。現在、会員数は約800名。胸部を中心に研究しています。

胸部CT検診は、今でこそ欧米でも研究が始まりましたが、この会の発足時には、世界中で我々だけでしたので、この会には医師、技師のほか、医学物理学者や情報処理研究者、疫学者、保健婦、事務関係者なども参加して基本的なところから活動してきました。

検診と病院で使うCT装置はどこが違うか、から始まって、検診が受検者の役に立ったことをどうやって確認するか、に至るまで、本会は真剣に議論し、実用的な知識・技術の幅広い情報を提供しています。

CT検診にご関心をお持ちの方は、是非ご入会下さい。

### 【事業内容】

- I. 学術集会・学術講演会等の開催
- II. 研究及び調査
- III. 機関誌の発行・その他の研究資料の刊行
- IV. 内外の関連学術団体との連携及び協力
- V. その他目的を達成するために必要な事業

### 【会 員】

正会員 CT検診について学術経験を有する者で、本会の目的に賛同、協力し、会費を納める者

### 【会員の特典】

- I. すべての本会の事業および運営に参加することができます。
- II. 本会主催の学会および講習会等の通知を受けます。
- III. 本会主催の学会に演題を発表、並びに会誌に論文を発表することができます。
- IV. 本会発行の会誌の配布を受けられます。（会誌、次年度の学術集会抄録集を1冊）
- V. home page 上にて、肺癌CT検診で発見された肺癌のTeaching fileを見ることができます。
- VI. home page 上にて、肺癌CT検診のための教育用ソフトウェアを購入することができます。
- VII. home page 上にて、胸部検診用CT撮影精度管理マニュアルを見ることができます。

### 【年会費（1月～12月）】

年額 10,000円

### 【入会手続き】

日本CT検診学会ホームページにアクセスいただき、入会のご案内よりお手続きください。

#### <問合せ先、入会申込書類請求先>

〒102-0072 東京都千代田区飯田橋3-11-15 UEDAビル6F 株式会社クバプロ内  
 特定非営利活動法人 日本CT検診学会 事務局  
 TEL：03-3238-1689  
 FAX：03-3238-1837  
 E-mail：jscts-office@kuba.jp  
 URL：http://www.jscts.org/

## 新規入会及び住所等の変更について

新規入会ご希望の方は、この用紙に必要な事項をご記入のうえ、FAX、または郵送にて事務局までお送りください。また合わせて年会費をお振込ください。振込用紙ご入用の方は、事務局までご連絡ください。

年会費のご入金確認が出来次第、ご入会とし、入会年度分の会誌「CT 検診」をお送りいたします。会員情報のご変更、退会時にもこの用紙をご利用ください。

会員情報変更、退会につきましては、Eメールでのご連絡も承ります。

**FAX 番号 03-3238-1837**

**E メール jscts-office@kuba.jp**

連絡先 特定非営利活動法人 日本 CT 検診学会 事務局

TEL : 03-3238-1689 FAX : 03-3238-1837

		*申込日		
		年	月	日
○をつけてください		・新規入会	・変更	・退会
フリガナ				
氏名				
施設名				
職種		・医師（放射線科・内科・外科・開業医・その他） ・放射線技師 ・工学関係者 ・メーカー ・その他（ ）		
<勤務先>	〒 -			
住所				
電話				
F A X				
E - m a i l				
<自宅>	〒 -			
住所				
電話				
F A X				
E - m a i l				
会誌送付先を○で囲んでください		・勤務先	・自宅	
メールマガジンなどメール連絡先を○で囲んでください		・勤務先	・自宅	

<メールアドレスについて>

メールアドレスのご登録いただいた会員の方にのみ、ホームページのIDとパスワードを発行しております。

また、各種お知らせなどもメールのみにて通知する場合がございますので、できるかぎりメールアドレスのご記入をお願いいたします。

\*ご記入いただきました個人情報につきましては、会誌配布、お知らせ、会費請求等、本学会業務目的以外の使用はいたしません。

---

---

## CT 検診

ISSN 2187-9788

特 別 号

2014年3月3日発行

編集・発行人 日本CT検診学会

理事長 金子昌弘

編集委員長 中川 徹

〒102-0072 東京都千代田区飯田橋3-11-15  
UEDAビル6F 株式会社クバプロ内  
特定非営利活動法人 日本CT検診学会事務局

制 作 株式会社クバプロ

---

---