

## 胸部 CT 検診専用ファントムによる精度管理

村松禎久<sup>1</sup>

**要旨** **目的**．現在までに，胸部 CT 検診の実施に対する利益が不利益を上回ることを示す科学的根拠は得られていない．ターゲットを捉える画質と線量のバランスは，特に重要となる．本報告では，胸部 CT 検診専用ファントムについて概説する．また，ファントムの活用例を提示し，その有効性について述べる．**方法**．本ファントムシステム( LSCT-001: Kyoto-kagaku )は，胸部ファントムとリニアリティファントムから構成される．挙上位をとる胸部ファントムには，模擬肺と模擬腫瘍が封入されている．模擬腫瘍は，模擬肺に対し， $\Delta CT = 100 \text{ HU}$  ( 12.4 mm $\phi$  )と 270 HU ( 10.2 mm $\phi$  )である．ファントムの中心軸に線量測定用ホールが空いている．リニアリティファントムは直径 200 mm $\phi$ ，高さ 100 mm で，8 種類のロッドが封入されている．本ファントムを使用し，システム間における濃度曲線の規格化およびスキャン条件の最適化について，胸部 CT 検診の標準的条件を中心に実験を行った．**結果**．レーザプリンタの LUT ( look up table )の調整により，2 機種濃度曲線はほぼ一致した．呼吸停止時間 ( 17 s )と線量が同等 ( 2.5 mGy )のスキャン条件下において，各 CT 装置により最小識別能は変化した．**結論**．本ファントムの利用により，各 CT 装置における最適なスキャン条件を客観的に評価することが可能である．( 肺癌．2003;43:1006-1012 )

**索引用語** CT 検診，肺がん，品質管理，ファントム

## Quality Control of Chest CT Screening by Dedicated Phantom

Sadahisa Muramatsu<sup>1</sup>

**ABSTRACT** **Objective.** It has not yet been scientifically demonstrated that the advantages of chest screening CT outweigh its disadvantages. Determining the optimal balance between image quality and exposure dose required to clearly visualize the target is of particular importance. This paper provides a general description of a dedicated phantom for chest screening CT, presents practical examples of the use of this phantom, and discusses its usefulness. **Methods.** The phantom system used in the present study ( LSCT-001, Kyoto-kagaku ) comprises a chest phantom and a linearity phantom. The arms-raised chest phantom contains simulated lung tissue and simulated tumors. The  $\Delta CT$  values for the simulated tumors relative to the simulated lung tissue are 100 HU ( 12.4 mm in diameter ) and 270 HU ( 10.2 mm in diameter ). A hole is provided in the central axis of the phantom for dose measurement. The linearity phantom, which is 200 mm in diameter and 100 mm high, has 8 types of rods embedded in it. Using this phantom, experiments were conducted focusing on the standard conditions for chest screening CT examinations, such as the normalization of density curves between systems and the optimization of scanning conditions. **Results.** The density curves were almost identical between two systems following adjustment of the look-up table ( LUT ) of the laser printer. Under the same scanning conditions with regard to the breath-holding time ( 17 s ) and dose ( 2.5 mGy ), different CT systems were found to exhibit differences in minimum-diameter identification capabilities. **Conclusion.** The use of the phantom described here makes it possible to objectively determine the optimal scanning conditions for various CT systems. ( *JJLC*. 2003;43:1006-1012 )

<sup>1</sup> 国立がんセンター東病院放射線部．

別刷請求先：村松禎久，国立がんセンター東病院放射線部，〒277-8577 千葉県柏市柏の葉 6-5-1 ( e-mail: ysmurama@east.ncc.go.jp )．

<sup>1</sup>Department of Radiology, National Cancer Center Hospital

EAST

Reprints: Yoshihisa Muramatsu, Department of Radiology, National Cancer Center Hospital EAST, 6-5-1 Kashiwanoha Kashiwa-shi, 277-8577 Chiba, Japan ( e-mail: ysmurama@east.ncc.go.jp )

© 2003 The Japan Lung Cancer Society

**KEY WORDS** CT screening, Lung cancer, Quality control, Phantom**1. はじめに**

早期肺がん検出を第一目的としたヘリカルスキャンCTによる胸部検診(胸部CT検診)が各地で行われている。胸部CT検診の実施により、従来の胸部単純X線写真では検出できなかった、淡く小さな肺がん様病変が多数見つかるようになった。そして、先駆的に胸部CT検診を実施してきた東京都予防医学協会内「東京から肺がんをなくす会:ALCA」からは、5年生存率が報告<sup>1</sup>され、肺がん検出に対する有効性を証明する1つの根拠とされている。

しかし、一方では胸部単純X線検診に比べて高い要精検率(6.6~23.3%)が報告され、非肺がん病変を有する受診者においては、確定診断までの侵襲的検査に伴うリスクを被ることになる。また、胸部CT検診で発見された肺がん患者の一部はOverdiagnosisの可能性もある。したがって、胸部CT検診の実施に対する利益(死亡率減少効果)が不利益を上回ることを示す科学的根拠(Evidence)が得られない現状<sup>2</sup>において、胸部CT検診の精度管理は重要である。

診療放射線技師の立場から、胸部CT検診における精度管理上重要なことは、スキャンパラメータの最適化と考えられる。患者を対象とする一般的なCT検査では、被曝より画質が優先されてきた背景から、真正面から被曝と画質を議論することはほとんどなかった。しかし、健常者が対象となる検診では、検出すべきターゲットを確実に捉える画質と線量のバランスが重要となる。特に、ヘリカルスキャンの画像および線量特性は複雑であり、スキャンパラメータの選択により大きく変化する。また、従来からCT装置によりその絶対的な性能は異なっていたが、近年のマルチスライスCT(MSCTまたはMDCT)の実用化により、さらに性能差は広がっている。

我々は、使用するCT装置に最適なバランス点を客観的に評価するためのアイテムとして、胸部CT検診専用ファントム(LSCT-001:京都科学社製)を開発<sup>3</sup>した。本稿では、本ファントムについて概説するとともに、具体的な活用例を元に、その有効性について述べる。なお、現在のところ、胸部CT検診における検出ターゲットの定義は未確定であり、胸部単純写真で描出が困難で、CT画像上、淡いまたは小さい肺がん様病変と規定し進める。

**2. 胸部CT検診ファントムの要求仕様**

現在、CT装置における画質評価は、円柱型のアクリル

樹脂製の容器に、空間分解能、コントラスト分解能、画像ノイズ、およびスライス厚などを個別に評価するディスクが封入<sup>4</sup>されている。これらの項目別の測定結果からは、装置特性を詳細に把握することが可能であるが、検出すべきターゲットを描出するスキャン条件を評価・決定することは困難であり煩雑である。最も直感的な結果が得られる、低コントラスト分解能の評価も重要であるが、CT画像上の背景となる物質、つまりファントムのベース材質は、水等価または組織等価物質で作製されているため、その実験結果が肺野内と等価とは限らない。

また、模擬腫瘍が封入された胸部人体等価ファントムも報告<sup>5</sup>されているが、模擬腫瘍の形状は円柱状であり臨床的に現実性がない。さらに模擬腫瘍のCT値は約160HUで、肺野とのCT値差(画像コントラスト)は $\Delta CT = 1000$ 以上であり、検出ターゲットとは明らかに異なるものである。

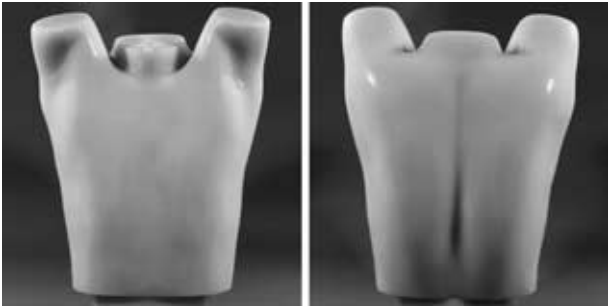
一方、CT装置における線量評価は、CT Dose Index (CTDI)による評価<sup>6</sup>が行われている。CTDIの測定には、アクリル樹脂製の円柱型ファントムとペンシル型電離箱線量計が用いられる。測定方法は国際的に規格化されており測定は容易である。しかし、あくまでも装置固有の線量指数を測定するにすぎない。

また、CT検査上の被曝線量評価は、組織・臓器線量の測定と実効線量の算出により行われる。測定には、人体等価ファントム、たとえばRAND Phantom<sup>7</sup>と熱ルミネセンス線量計(TLD)が使用される。各部の線量を詳細に把握することが可能であるが、TLDの測定は取扱いが煩雑でありリアルタイムに読み値を測定できない。またその測定精度も高いとはいえない。

したがって、現状において、検診ターゲットの描出能を議論するためのファントムは存在しない。また、日本の医療現場に品質管理を専門とする部署も医学物理士もほとんど存在しない上に、業務は過密スケジュールの中で遂行されており、診療放射線技師が休む間もなく品質管理を実施しているのが現状である。

以上から、胸部CT検診ファントムの要求仕様は、

1. 胸部CT画像および検出ターゲットに類似した画像が得られること
  2. 画質と線量を1つのファントムシステムで同時に測定が可能、かつ定量的な評価が行えること
  3. 施設やCTシステムおよび使用者に関係なく容易に取り扱え、かつ測定精度に優れていること
- とした。なお、開発にあたり、対象となったすべてのポ



**Figure 1.** External appearance of the chest CT screening examination phantom. Rt.: frontal side. Lt.: postal side.

ボランティアには事前に研究開発に関するインフォームドコンセントを行い、十分に理解を得た上で実験が実施された。

### 3. 胸部 CT 検診ファントム(LSCT-001)の構成と構造

要求仕様に基づき、胸部検診 CT ファントム (LSCT 001, 京都科学) を作製した。本ファントムシステムは、胸部人体等価ファントムとリニアリティファントムから構成される。

#### 3.1. 胸部人体等価ファントム

ファントム外観は、拳上位をとる胸部ファントムである (Figure 1)。材質は、胸壁部分および縦隔部は筋肉等価物質、胸郭を構成する骨全体は骨等価物質により作製されている。外観サイズは、胸囲 930 mm、高さ 370 mm である。胸壁厚は、ボランティアの 40 歳以上の日本人男性 55 人を対象に計測し決定した。

両肺野の肺尖部、気管分岐部、肺底部に模擬肺と模擬腫瘍が封入されている。Figure 2 は、各スライス面の設計画像である。模擬肺の設計上の CT 値は、- 900 HU である。模擬腫瘍の設計上のコントラスト ( $\Delta CT$ ) は、バックグラウンドとなる模擬肺に対し、 $\Delta CT = 100$  HU と 270 HU の 2 種類である。サイズは、 $\Delta CT = 100$  HU については直径 12 ~ 4 mm $\phi$  (2 mm step)、 $\Delta CT = 270$  HU については直径 10 ~ 2 mm $\phi$  (2 mm step) の 5 段階である。決定背景として、ALCA と神奈川予防医学協会で開催された胸部 CT 検診により発見された肺野型腺がん 32 症例 (野口分類 A, B, C-type) を対象に、画像コントラストおよび腫瘍径を測定し、その統計結果の平均値および最低値を考慮し決定した。なお、すべての模擬腫瘍は、各部断面に対し最大径になるように設計されている。

ファントムの中心軸に線量測定用ホールが作成されている。決定背景として、ヘリカルスキャンでは、体軸上の中心の線量プロファイルは一定である。一方、中心以



**Figure 2.** Placement of simulated tumors in various standard cross sections. Top: lung apex, middle: bifurcation of the trachea, bottom: lung base. # right lung:  $\Delta CT = 100$ , spheres 4 to 12 mm in diameter (in 2-mm steps). ## left lung:  $\Delta CT = 270$ , spheres 2 to 10 mm in diameter (in 2-mm steps) Arrow: Hole for dosimeter.

外の周囲では、設定スライス厚と Pitch Factor の積、たとえばスライス厚 10 mm、Pitch Factor 2.0 ならば 20 mm を周期とする線量プロファイル<sup>8</sup>となる。測定の再現性を考慮し、中心軸のみとした。測定システムは、CTDI の測定に汎用されているペンシル型電離箱式線量計<sup>9</sup>を使用する。なお、Pitch Factor とは、画像スライス厚に対する 1 回転あたりの移動距離と定義される。Helical Pitch とは、画像スライス厚に対する 1DAS あたりの移動距離と定義される。

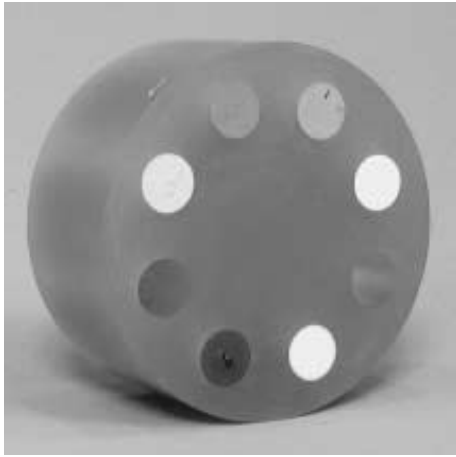


Figure 3. External appearance of the linearity phantom.

### 3.2 リニアリティファントム

現在、モニター診断に移行する施設もあるが、ほとんどの施設ではフィルム上で観察が行われている。フィルム上の濃度スケールを標準化するために、段階的にCT値を持つファントム（リニアリティファントム）を作製した。外観は円柱体であり、サイズは直径200mmφ、高さ100mmである。

ベースとなる材質は水等価物質で、直径160mmφの同心円上に直径30mmφの8種類のロッドが封入されている。Figure 3は、リニアリティファントムの外観写真である。封入したロッドの設計上のCT値は、-1000～400HU（150～200HU間隔）の範囲である。

## 4. 胸部CT検診ファントムの活用例

### 4.1 リニアリティファントムによる濃度表示スケールの規格化

2機種の間における画像濃度曲線の規格化について実験を行った。リニアリティファントムをガントリの回転中心に設定し、シングルスキャンを行い、各材質のCT値を測定した。つぎに、ウィンド幅WW=2000、ウィンドレベルWL=-600の表示条件でフィルムプリントを行い、画像上の各材質の濃度を測定した。各材質が基準濃度になるようにレーザープリンタのルックアップテーブルを調整した後で、再度フィルムプリントを行った。使用したシステムのCT装置とレーザープリンタの組み合わせは、

システム A : X-Vision/Real (東芝) + Li-1417 DH (コニカ)

システム B : X-Vision/GX (東芝) + Li-1417 DH (コニカ)

である。なお、各材質の基準濃度は暫定的にシステム A

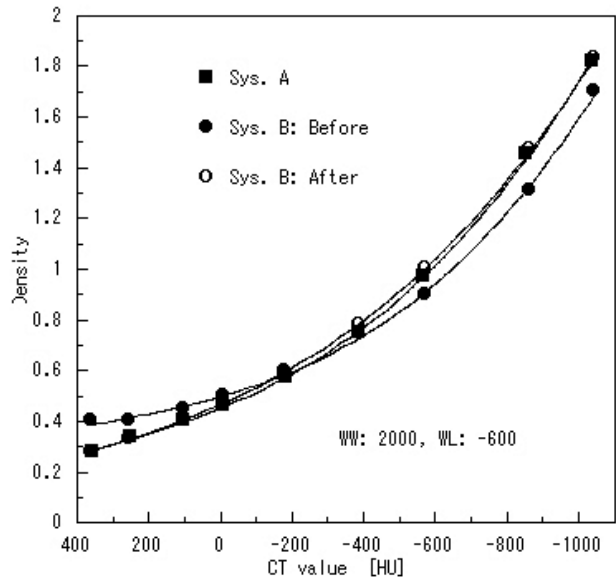


Figure 4. Changes in Density Scales Before and After Adjustment of the Image Printer. Comparison of Systems A and B.

の濃度とした。

Figure 4は、各CTシステムにおけるレーザープリンタの調整前後の濃度曲線を示したものである。システムAに対してシステムBでは、レーザープリンタの調整前は明らかに濃度曲線が異なっている。しかし、レーザープリンタの調整後は、システムAの濃度曲線にほぼ一致した。

濃度表示スケールに規格化の意義について考察する。胸部CT検診の標準的スキャン条件におけるフィルムの表示条件は、ウィンド幅(WW)は1500～2000HU、ウィンドレベル(WL)は-500～-600HUである。WLは、任意に設定されたCT値を表す。WWは、WLを中心としたCT値の範囲で、画像上、この範囲が8bitの濃度階調として表示される。WW、WLの設定によっては、正常構造や病変の見え方の印象が大きく異なる。一般的に肺野部におけるウィンド条件は施設毎に一定の値でプリントされる。しかし、Figure 4に示されたように、レーザープリンタおよび自動現像機の調整によっては、同一のウィンド条件でも画像コントラストが異なり、ウィンド条件を変更した時と同じ結果となる。リニアリティファントムの活用により、施設間やCTシステム間に依存せず、濃度スケールの規格化が可能である。

### 4.2 胸部人体等価ファントムによるスキャンパラメータの理解と最適化

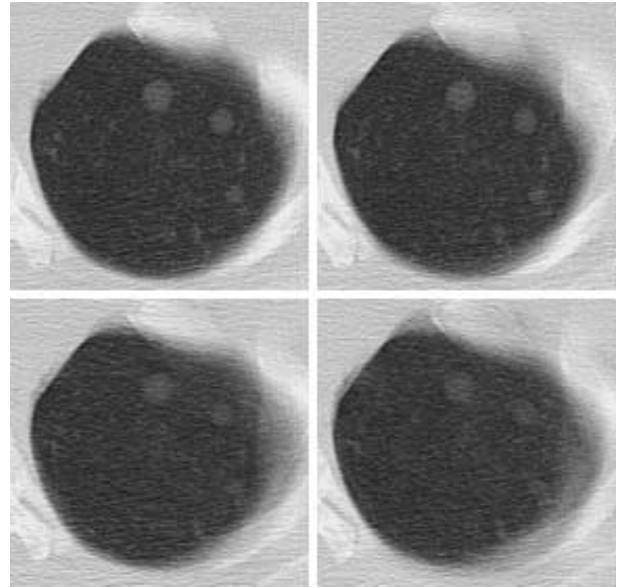
胸部CT検診における標準的スキャン条件は、120kV、50mAs、10mm-slice、Pitch Factor 2.0、10mm-Intervalと規定<sup>10</sup>されている。このスキャン条件は、CT検診が実施された当初のシングルスライスCT(SSCT)装置、たと

例えば TCT-900S : 東芝など, を基準に設定された, あくまでも標準的な条件であり, 各スキャンパラメータを理解し, 使用する CT 装置に最適な条件を構築する必要がある. なお, パーシャルボリューム効果を考慮すると, スライス位置と模擬腫瘍が偏位した時についても検討が必要であるが, 今回はスライス位置と模擬腫瘍が一致した時についてのみとした.

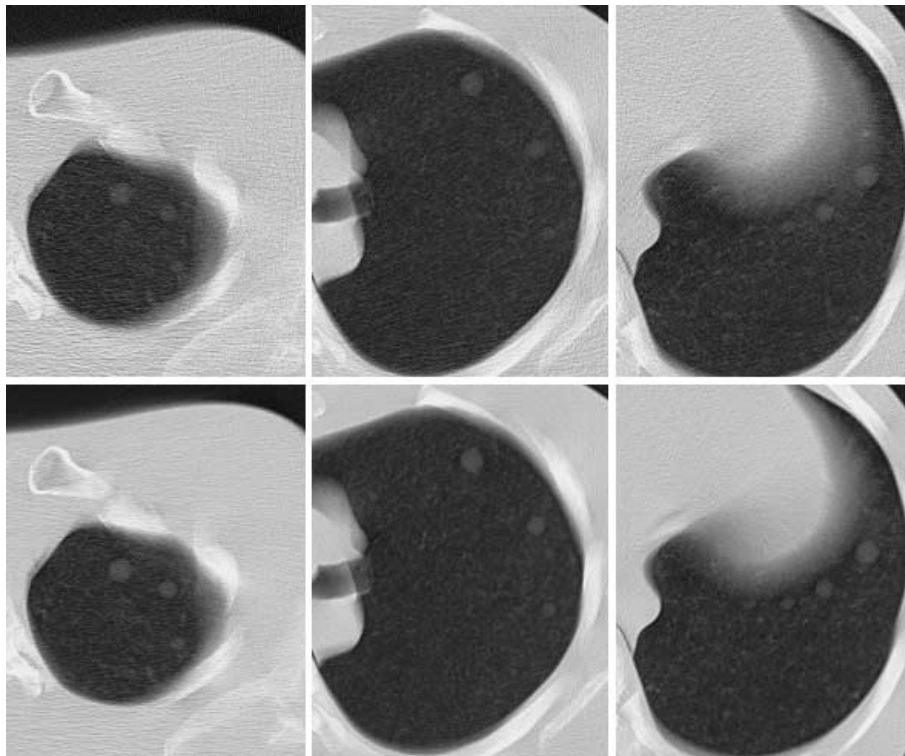
#### 4.2.1 Pitch Factor および X 線出力 (mAs 値) の変化

Figure 5 は SSCT (X-Vision/Real : 東芝) を使用し, Pitch Factor を変化したときの左肺尖部の画像例である. スキャン条件は, 120 kV, 30 mA, 1s/rot(30 mAs), 10 mm-slice で, 30 mA は使用 CT 装置の最低管電流である. Pitch Factor と線量は反比例の関係にあることが理解できる. また, 高い Pitch Factor では, 模擬腫瘍のコントラストが低下し描出能が低下している.

Figure 6 は同一装置を使用し, 30 mAs から 150 mAs に変更したときの左肺における各部の画像例である. 線量は約 5 倍も異なるが, 肺尖部でややアーチファクトが増加するものの, 描出能は同等である. このことから使用 CT 装置における胸部 CT 検診の画像は, X 線出力より Pitch Factor に依存していることが理解できる.



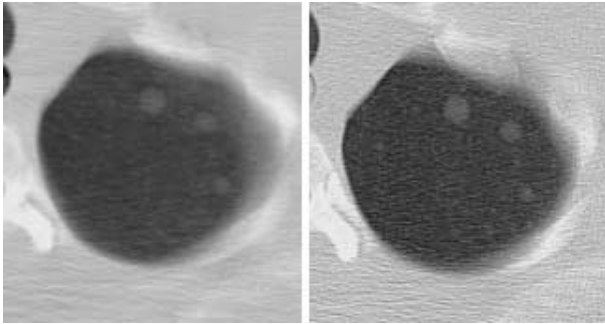
**Figure 5.** Depiction capabilities and dose vs. changes in pitch: lung apex at left lung. Scan conditions: 120 kV, 30 mA, 1 s/rot., 10-mm slice thickness. Lt. upper; pitch f. 1.0, Rt. upper; pitch f. 1.5. Lt. lower; pitch f. 2.0, Rt. lower; pitch f. 2.5.



**Figure 6.** Depiction capabilities and dose vs. changes in X-ray output: apex, bifurcation, base at left lung. Scan conditions: 120 kV, 1 s/rot., 10-mm slice thickness, pitch f. 2.0. Upper; 30 mAs, Lower; 150 mAs.

#### 4 2 2 0.75 s/rot. の SSCT におけるスキャン条件

一呼吸で胸部全体、たとえば 300 mm をスキャンすることを大前提とすると、1 回転あたりのスキャン時間が 1 s/rot. の SSCT では、総スキャン時間、つまり呼吸停止時間は約 17 s であり、Pitch Factor 2.0 を選択せざるを得ない。これに対し、0.75 s/rot. の SSCT では Pitch Factor



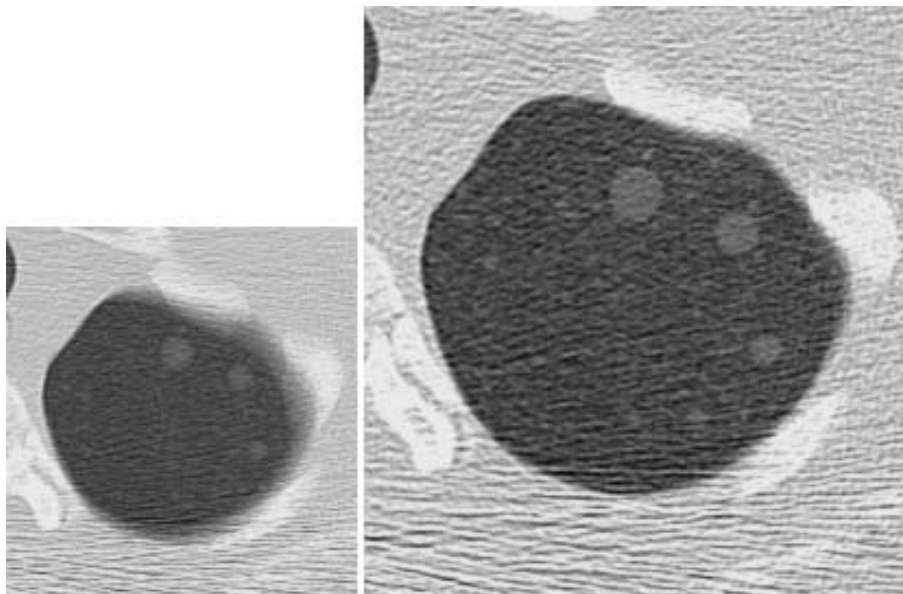
**Figure 7.** Depiction capabilities and scan speed vs. changes in Single slice CT (SSCT) lung apex at left lung. Lt.; 1 sec/rotation Scanner (TCT-900S, Toshiba). Dose: 2.51 mGy, Total Scanning Time: 17 s. Scan conditions: 120 kV, 50 mA, 1 s/rot. (50 mAs) 10-mm slice thickness, pitch f. 2.0. Rt.; 0.75 sec/rotation Scanner (X-Vigor/Laudator, Toshiba) Dose: 2.09 mGy, Total Scanning Time: 16.5 s. Scan conditions: 120 kV, 40 mA, 0.75 s/rot (30 mAs) 10-mm slice thickness, pitch f. 1.5.

1.5 の時約 16.5 s となり、この選択も可能となる。

Figure 7 は 1.0 s/rot. (TCT-900S : 東芝) と 0.75 s/rot. (X-Vigor/Laudator : 東芝) の SSCT における左肺尖部の画像例である。スキャン条件は、900S では 120 kV, 50 mA, 1 s/rot (50 mAs), 10 mm-slice, Pitch Factor 2.0, Laudator では同様に、120, 40, 0.75 (30), 10, 1.5 である。線量は、900S の 2.51 mGy に対し、Laudator では 2.09 mGy と同等以下である。しかし、模擬腫瘍の描出能は明らかに Laudator のほうが優れている。900S と同等の被曝でありながら、明らかな画質向上が期待できる。なお、ここでは呼吸停止時間および線量を一定としたが、Laudator の Pitch Factor を 2.0 として、被曝線量を低減させることも選択肢のひとつである。

#### 4 2 3 マルチスライス CT におけるスキャン条件

MSCT は SSCT に比較して、より広い範囲を、より速く、より精密にスキャンすることが可能である。MSCT の胸部 CT 検診の導入は、すでに始まっており、スキャン条件の考え方を明快にしておく必要がある。スキャン条件を決定する背景として、被曝線量、呼吸停止時間は 1.0 s/rot. の SSCT, たとえば 900S を越えないことを前提に、再構成により Thin-slice 画像の取得が可能であることとした。これは、ALCA において、SSCT の要精検率は約 10% であるが、Thin-slice CT の追加により約 2.5% に減少した統計データ<sup>11</sup> によるものである。また、胸部 CT 検診において必須であるコンピュータ支援診断 (CAD)



**Figure 8.** Scan Condition for Chest screening CT in Multi slice CT (MSCT) lung apex at left lung. Lt.; 10 mm-slice, Rt.; 2 mm-slice (FWHM 2.8 mm) Re-reconstruction depend a raw-data. Dose: 2.07 mGy, Total Scanning Time: 16 s. Scan conditions: 120 kV, 30 mA, 0.5 s/rot. (15 mAs) 2 mm × 4 DAS, Pitch f. 1.375 (Helical Pitch 5.5)

における検出性能を向上させるためには、元となる画像データの画質が高画質化が最も効率がよいと考えるからである。

Figure 8 は、これらの前提条件の元にスキャンされた画像例である。Fig. 8 左は 10 mm-slice、右は同一の生データより再構成された 2 mm-slice の画像である。使用した CT 装置は 4-DAS の MSCT (Aquilion: 東芝) で、スキャン条件は、120 kV, 30 mA, 0.5 s/rot (15 mAs), 2 mm × 4 DAS, Pitch Factor 1.375 (Helical Pitch 5.5) である。線量は 2.07 mGy で、4 2 3 で述べた 900S と同等以下である。最小識別径は 10 mm-slice では 6 mmφ に対し、2 mm-slice ではワンランク上の 4 mmφ を識別することが可能である。MSCT の最大の特徴である、1 つの生データから 1 DAS あたりの画像スライス厚、ここでは 2 mm-slice、を再構成できることを利用した条件設定であり、本ファントムによる実験により、その有効性を客観的に表すことが可能である。なお、本スキャン条件における実効スライス厚 FWHM は 2.8 mm である。

## 5. おわりに

増加する肺がん死の対策として、ヘリカルスキャン CT が胸部検診に応用されている。高線量装置である CT 装置を用いて胸部検診を安全に、精度よく実施するためには、胸部 CT 検診のターゲットを検出できる画質と線量を一元的に評価、管理するファントムが必要である。

本報告では、胸部 CT 検診に特化した専用ファントムについてその概要を述べた。また複数の性能の異なる CT システムに対して本ファントムを活用し、スキャン条件について、具体的な画像と線量値を提示し考察した。そして、各 CT システムに最適なスキャン条件を決定することが可能であることを示した。

周辺機器を含め、CT システムは常に進化を続けている。しかし、放射線従事者はその性能だけに踊らされることなく、胸部 CT 検診に求められる画質と線量につい

て科学的なデータの上に議論されなければならない。本ファントムが主要となる検査センター等に装備され、より多くの従事者に活用され、胸部 CT 検診に有益な情報が発信されることを希望する。

謝辞：本研究は、厚生労働省新対がん十ヵ年総合戦略グループ 5 森山班 (班長：森山紀之) より援助を受けたことを記すとともに感謝を申し上げます。

## REFERENCES

1. 中村義正 塚越伸介 村松禎久, 他. 胸部 CT 検診. 日放技学誌. 2001;9:1089-1097.
2. 肺がん検診における高速らせん CT 法の効果評価研究. 平成 11 年度 厚生省老人保健事業推進費等補助金 (日本公衆衛生協会). 2000;3.
3. 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;27:364-374.
4. Catphan Phantom. Phantom Laboratory, Salem, NY, USA, Available at: <http://www.phantomlab.com>
5. Zerhouni EA, Boukadoum M, Siddiky MA. A standard phantom for quantitative CT analysis of pulmonary nodule. *Radiology.* 1983;149:767-773.
6. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the dose s delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys.* 1981;8:488-495.
7. RAND Phantom. Phantom Laboratory, Salem, NY, USA, Available at: <http://www.phantomlab.com>
8. 村松禎久. らせん状スキャンの被曝線量はどのように測定すべきか. 日放技学誌. 1995;51:642-644.
9. Suzuki A, Suzuki MN. Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. *Med Phys.* 1978;5:536.
10. 日本肺癌学会 編集. 肺癌取扱い規約 改定第 5 版, 東京: 金原出版; 1999.
11. 東京都予防医学協会内 (東京から肺がんをなくす会) 事務局.