

〔原 著〕

## 肺がん検診用らせんCT装置の性能評価

安部 真治, 小倉 泉, 松本 満臣, 根岸 徹, 加藤 洋  
 高木 博\*, 岡田 安弘\*\*, 松尾 晋也\*\*\*, 草野 長二\*\*\*  
 佐々木 恵\*\*\*, 吉田 榮積\*\*\*, 鎌田 憲子\*\*\*

## 〔要 旨〕

近年, らせんCT装置が肺がん検診に用いられている。今回LSCT (Lung-cancer Screening CT) 装置の基本性能について検討した。LSCTのスキャン条件は120 kV, 50 mA, テーブル移動速度20 mm/s, X線ビーム幅10mmである。評価項目は雑音, 高コントラスト分解能, 低コントラスト分解能, 空間分解能について行った。LSCTは一般のCTに比べ雑音, 低コントラスト分解能は劣るが, 高コントラスト分解能は良好である。被曝線量低減化と撮影時間の短縮により, 肺がん検診には有用である。

## 〔キーワード〕

ヘリカルCT, 肺がん検診, 性能評価, 低コントラスト分解能, 高コントラスト分解能

## 1. はじめに

1972年G. N. HounsfieldによるCTスキャナの発表以来, X線コンピュータ断層撮影装置(以下:X線CT装置)は画期的な画像診断装置として急速に普及, 発展してきた。この間, 撮影時間, 画像演算時間の短縮, 空間解像度の向上など飛躍的な向上が見られる。近年, X線CT装置ではらせん状CTスキャンが登場し, X線管の連続回転と連続寝台移動によるらせんCTが可能となり, 検査時間の短縮, 三次元画像による画像診断が容易になってきている<sup>1), 2)</sup>。最近では, らせんCT装置を集団検診車に搭載可能とした肺がん検診用CT (LSCT: Lung-cancer Screening CT)が開発された<sup>3), 4)</sup>。LSCTの目標は肺がん一次検診への応用であり, 高齢者など通常の呼吸息止めの困難な受診者においては, 平静呼吸下の検査が可能であれば, 受診者の負担軽減と検査時間の短縮が期待できる。このため平静呼吸下でのらせんCTによる肺がん検診のパイロットスタディにより, その有用性も示唆されている<sup>5)</sup>。この基礎的データとして, 我々は可動模擬病巣ファントムを用いた平静呼吸下での病変検出能を検討し, らせんCTにおける呼吸性移動時の画像変化に関する研究を行っている<sup>6)</sup>。このためLSCT装置の基本性能についての評価を行い, 画像と画質の関係など装置の持つ基本特性を把握する必要があるが, これらについての検討は少ない。ま

た, 検診においては一般に健常者が対象であるため, いかに少ない線量で目的の画像を得られるかがLSCTの主要なテーマである。これまで検診車によるLSCTが行われているが, 今回据置型のLSCT装置について, 雑音, 低コントラスト分解能, 高コントラスト分解能, 空間分解能などの基本性能の評価を行なった。また, 臨床における精密検査レベルでのCT装置とも比較, 検討を行ったので報告する。

## 2. 方法及び結果

肺がん検診を目的としたLSCTにおけるCT装置の基本的な特性について評価を行った。また臨床での精密検査における胸部CTとの比較を行った。評価にはヘリカルCT測定用ファントム, JIS準拠CTファントムを使用し, 通常の撮影条件を考慮し, LSCTでは120 kV, 50 mA, スライス厚10 mm, テーブル移動速度(Ts) 20 mm/s, 一般の胸部CTでは120 kV, 200 mA, スライス厚10 mm, Ts 10 mm/sを基準に比較検討する。評価項目は雑音(ノイズ), 低コントラスト分解能, 高コントラスト分解能, 空間分解能などである。

## 2.1 装置・器具

・X線CT装置  
 装置A RADIX (日立メディコ)

\*日立メディコ

\*\*荒川区がん予防センター

\*\*\*東京都立駒込病院

- 装置B ProSeed SA (GE横河メディカルシステムズ)
- ・ヘリカルCTテストファントムHT型 (京都科学)
- ・JIS準拠 (JIS Z 4923) CTファントム (京都科学)

## 2.2 雑音 (ノイズ)

均一性ファントム (雑音測定用) 及びJIS性能評価ファントムを用い雑音測定を行う。これより水のCT値とSD値を測定する。CS (コントラストスケール) 及びCT<sub>air</sub>値はJIS性能評価ファントムにより通常CTを行い、この測定値を使用する。CSおよびノイズ (%  $\mu_{water}$ ) は次式より求める<sup>7)~9)</sup>。

$$CS = \mu_{water} / (CT_{water} - CT_{air}) \quad (1)$$

$\mu_{water}$  : 水の吸収係数 ( $0.195\text{cm}^{-1}$ )

$CT_{water}$  : 水のCT値,  $CT_{air}$  : 空気のCT値

$$\% \mu_{water} = \sigma_{av} \cdot 100 / (CT_{water} - CT_{air}) \quad (2)$$

$\sigma_{av}$  : 中央部および周辺4カ所の標準偏差(SD)の加算平均値,

$CT_{water}$  : 水のCT値,  $CT_{air}$  : 空気のCT値

ノイズの測定の前にCSの測定を行った。CSは $1.96 \sim 1.97 \times 10^{-4}$  ( $\text{cm}^{-1}/\text{HU}$ )であった。CS値は理論的には $1.95 \times 10^{-4}$  ( $\text{cm}^{-1}/\text{HU}$ )であり、装置のCT値の調整管理はほぼ良好といえる。ノイズの測定結果を表1に示す。装置Aではテーブル移動速度(以下:Ts) 20 mm/sで0.77~1.45, 10 mm/sで0.81~1.50である。これらの値は管電流の増加に従い、線量も増加するためノイズは少なくなる。一般の胸部CT (装置B) ではLSCTに比較し、管電流が数倍多く、線量も多いため装置Aに比較しノイズは少ない値を示す。またノイズはX線管側の付加フィルタや画像再

表1 雑音 (ノイズ)

(a) 装置A

FOV (cm)	管電流 mA	スライス厚 mm	Ts (mm/s)	% $\sigma_{\mu_{water}}$
35	50	10	20	1.45
	100	10	20	0.98
	150	10	20	0.77
	50	10	10	1.50
	150	10	10	0.81

(b) 装置B

FOV (cm)	管電流 mA	スライス厚 mm	Ts (mm/s)	% $\sigma_{\mu_{water}}$
35	200	10	10	0.49
	200	10	20	0.42

構成フィルタ関数によっても異なるため、同一撮影条件でも装置によってノイズの値はかなり異なるものと考えられる。また、両装置ともTs 10 mm/sと20 mm/sでは20 mm/sの方がノイズは少ない傾向を示している。これはTs 20 mm/sでは、補間エリアが増大するためノイズが減少していると思われる。

## 2.3 低コントラスト分解能

低コントラストファントムを用いて主に腹部病変領域CT値の分解能の評価を行う。低コントラストファントムは水等価物質 (ウレタン) に各々CT値の異なる (CT値差10, 20, 30) 3種類の球を含む直径5.0, 7.5, 10.0, 12.5, 15.0mmの球体 (ウレタン) を同心円上に配列している (図1)<sup>9)</sup>。図2にCT画像, 図3に低コントラスト分解能の比較 (通常の使用状態) を示す。これより装置AはTs 20 mm/sでは管電流50 mAは線量がかなり少なく、雑音も多くなるためコントラスト比1% (CT値10の差) はほとんど識別できず、全体的に装置Bに比較して劣っている。しかし、Ts 10 mm/sや管電流 (線量) を増加することにより向上がみられた。装置Bは管電流が200 mAと多く、装置Aに比較すると低コントラスト分解能の識別能はかなり良好であった。低コントラスト分解能に関しては、フィルタ関数を腹部条件 (スムーズ) に適した関数を設定し、再構成すればかなり向上すると思われるが、LSCTでは肺がん検診を目的とした撮影のため、肺野、縦隔部 (シャープ) に再構成フィルタ関数を設定している。したがって、低コントラスト分解能よりもむしろ高コントラスト分解能が評価の重要な要素となる。

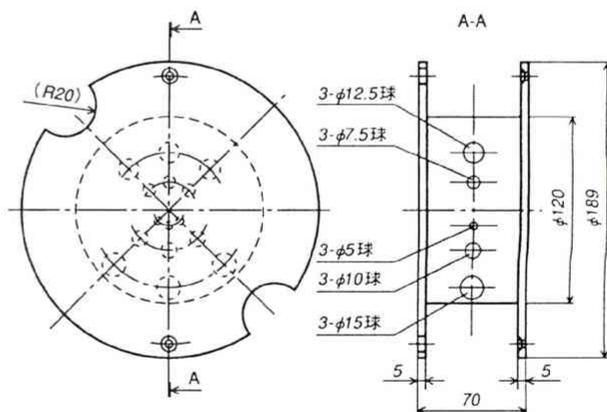


図1 低コントラストファントム

## 2.4 高コントラスト分解能

高コントラストファントムを用いて肺野内腫瘍病変領域CT値の分解能の評価を行う。高コントラストファントムは空気等価物質 (フェノール発泡体) に直径2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 7.5, 10.0 mmの球体 (材質:ウレタン, 周囲物質とのCT

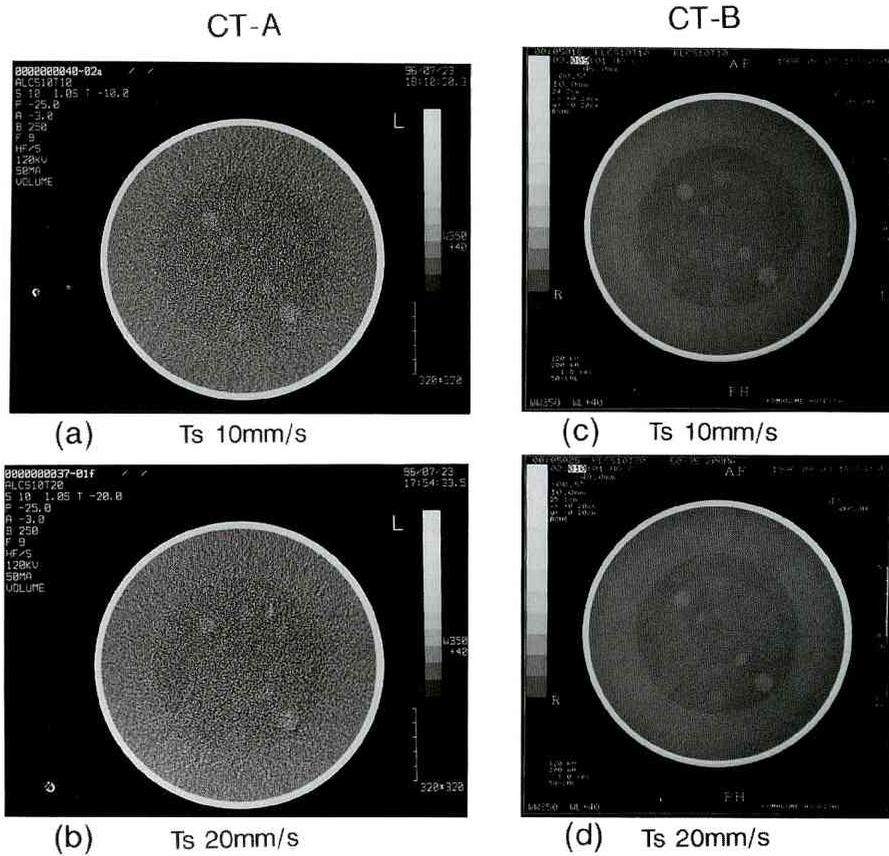
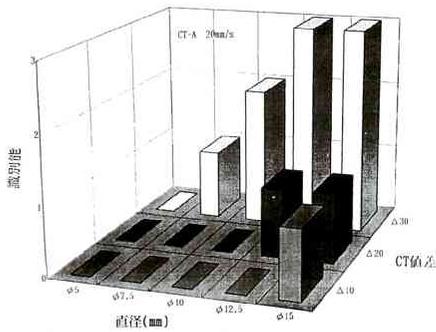
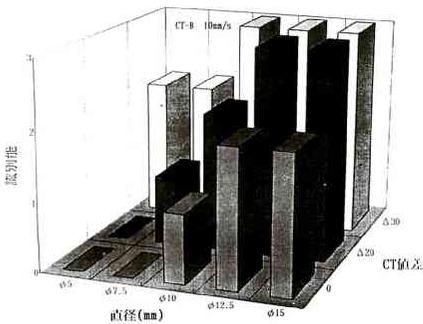


図2 低コントラスト分解能 (CT画像)



(a) CT-A Ts 20mm/s (I:50mA)



(b) CT-B Ts 10mm/s (I:200mA)

図3 低コントラスト分解能の比較  
識別能 (3: 識別良, 2: 識別可能,  
1: 識別難, 0: 存在なし)

値差800)を配列している(図4)<sup>9)</sup>。図5に高コントラスト分解能のCT画像を示す。装置A,B共最小の直径2mmまで識別可能であった。特に装置Aにおいて、Ts 20 mm/s, 10 mm/s及び管電流50~150 mAの条件について測定したが全て2mmφまで識別可能であった。また、Ts 20 mm/sでは両装置ともテーブル移動によるモーションアーチファクトの影響が若干みられるため、Tsが20 mm/s以上になると特に注意が必要と思われる。高コントラスト分解能については、撮影条件が低くても識別能は良好であり、

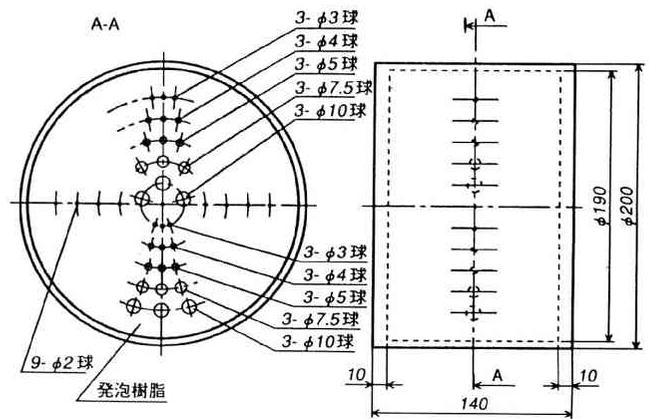


図4 高コントラスト ファントム

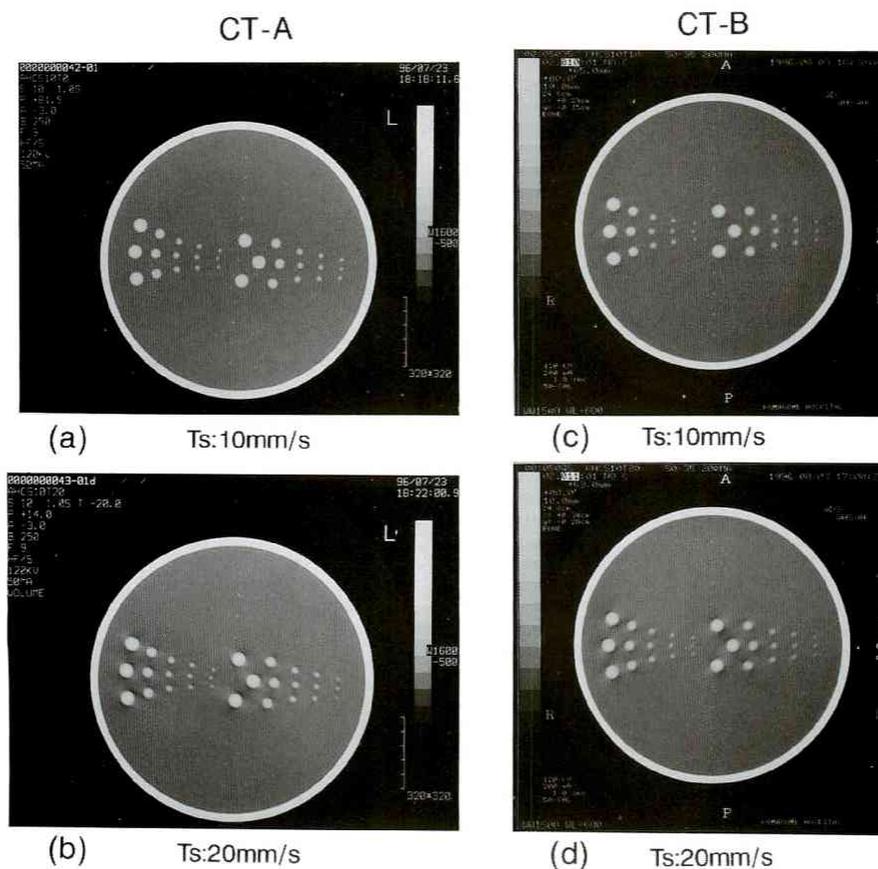


図5 高コントラスト分解能 (CT画像)

LSCTにおいても高コントラスト分解能は良好に保たれている。

### 2.5 空間分解能

従来のCTはスライス面内に対して行なったが、らせんCTでは寝台移動方向にデータがあり軸方向に対して行う。評価はラダーファントムを用いて行う。ラダーファントムは複数のアクリル樹脂の円盤を軸方向に配置したもので測定するX線ビーム幅とピッチに応じて、直流値用(ロッド)、低周波用(円盤厚み7.5, 13.0, 20.0 mm)、中周波用(1.3, 3.0 mm)の6種類があり、一枚の共通した台座に最大5組まで固定できる。中央部には直流値用を取り付けて測定する(図6)<sup>9)</sup>。今回の測定は円盤厚み20.0 mm (0.25 cycle/cm)~3.0 mm (1.67 cycle/cm)を用いた。図7(a)に装置A(電流50 mA)、b)に装置B(管電流200 mA)の空間分解能(軸方向)を示す。空間分解能は両装置ともほぼ同様の傾向を示し、Ts 10 mm/sは20 mm/sと比較して空間分解能は良好であり、テーブル移動速度が速くなると軸方向の分解能は低下している。このため体軸方向の分解能はテーブル移動速度やスライス幅により影響され、実効スライス厚が若干厚くなることへの認識が必要となる<sup>10)</sup>。

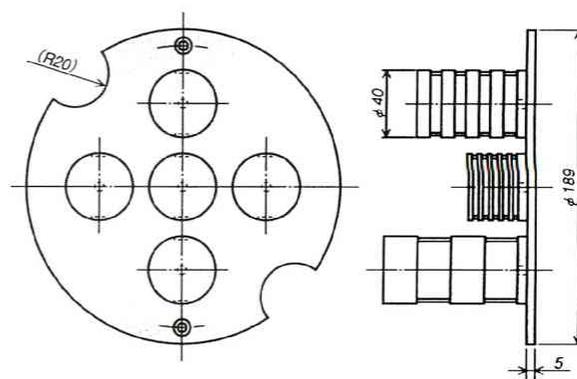


図6 空間分解能測定用ファントム

### 3. 考 察

現在LSCTの撮影条件は検診車では120 kV, 50 mA, 2 s (1回転)スキャン、撮影時間30秒が多く用いられている。荒川区がん予防センターに設置されている据置型のLSCT装置は、120 kV, 50 mA, 1 s/1回転スキャンで行っている。このため撮影時間は15秒程度で終了する。一方、病院等で行われる胸部精密CT検査では管電流が150~200 mA,

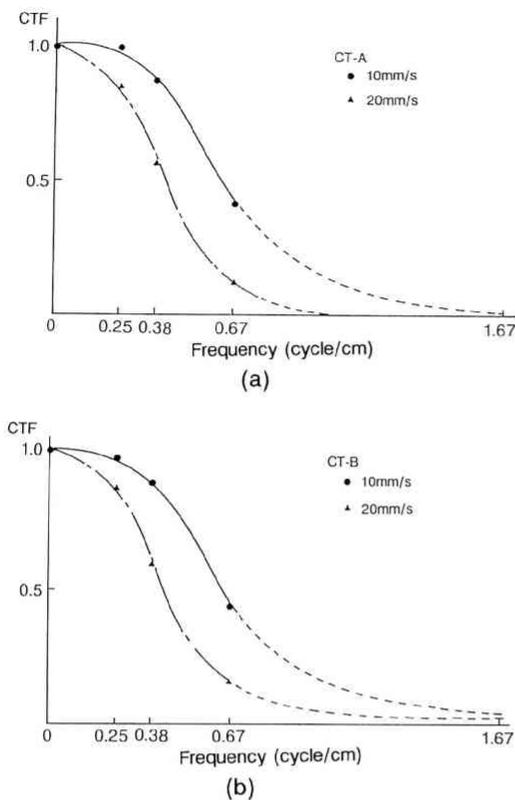


図7 空間分解能  
(a) 装置A, (b) 装置B

1 s/1回転, 撮影時間30秒が一般的である。ノイズは撮影条件(線量)や画像再構成フィルタなどに影響される。したがってLSCTでは一般のCTに比較し線量が少ないため, ノイズは大きくなる。ノイズの増加は画質に影響し, 画像の劣化につながってくる。これは特に低コントラスト分解能に影響するものと考えられる。特にCT値の差の小さい部位(腹部)などの評価にはかなり厳しくなる。しかし, 高コントラスト分解能は一般のCTもLSCT装置も両者とも良好である。胸部の評価では肺野と結節性病変はCT値の差の大きい部位であり, 読影に支障を与えるほどの大きな影響とはなっていない。このためLSCTにおいては線量を少なくしても, 診断に有効な画像が得られることになり, さらに低管電流の撮影も可能と考えられる。

らせんCTの空間分解能は通常のCTと異なり, 軸方向(テーブル移動方向)に対しての評価である。このため特にテーブル移動速度の影響が大きく, Ts 20 mm/sは10 mm/sに比較し, CT値のコントラスト差は少なくなり, 空間分解能は低下する。空間分解能の点からはTs 10 mm/sが良好と思われるが, この場合胸部CT撮影30秒のスキャン時間を要する。これは呼吸息止めの場合に30秒以上の時間が必要であり, 被験者によってはかなりの苦痛であり, 呼吸によるモーションアーチファクトへの影響も考

えられる。一方Ts 20 mm/sでは約15秒程度で終了するため, 呼吸息止めの苦痛はかなり和らげられる。従来の検査車によるLSCTに比較し, 今回の検査は1回転1 sスキャン, 撮影時間15秒であり, 同一撮影条件で撮影時間が1/2と短いため, 被験者の被曝線量も約1/2に減少させることが可能である。画像再構成を工夫し, 特性を十分に把握することによりTs 20 mm/sでの評価は可能と考えられる。また, 実効スライス厚はテーブル移動速度に依存し, テーブル移動速度が速くなるに従い多くなる傾向にあり, これらはパーシャルボリューム効果の影響を生じるため, 特にTsが20 mm/s以上になると注意が必要である<sup>11), 12)</sup>。

LSCTは病院での胸部CTに比べ, 高コントラスト分解能以外は画質的に劣ると考えてよい。画質面のみを考慮すれば撮影条件を上げ, X線量を増加すれば解決できるものと思われる。しかし, 多くは健常者を対象にした検査では, いかに画質を損なわない程度に保ち, 被曝線量を低減できるかが重要となる。LSCTでは目的がはっきりしているため, 高コントラスト分解能を保ちながら, その他の点は再構成画像の工夫などにより解決が可能と思われる。荒川区がん予防センターではCT画像の読影はCRT上で1 mm再構成画像をシネモードで行い, 精密検査に必要な症例をハードコピーを行う。総合判定にはCR(Computed Radiography)による従来の肺がん検査も併用しており, CRとCTの読影結果を第3の医師が総合的に判定するシステムを構築している。図8は装置Aにおいて撮影されたLSCTの画像例で, 右肺に直径7 mm程度の結節性病変が明瞭に認められる。

以上より, LSCTが肺がん検査を目的とした一次検査であるためには, 被験者の多くは健常者であり, 検査での被曝線量を極力少なくし, かつ診断に値する画像を得ることが必要条件である。このためLSCTでは病院などにおける一般の胸部CTに比較し, 撮影条件が低く, 被曝

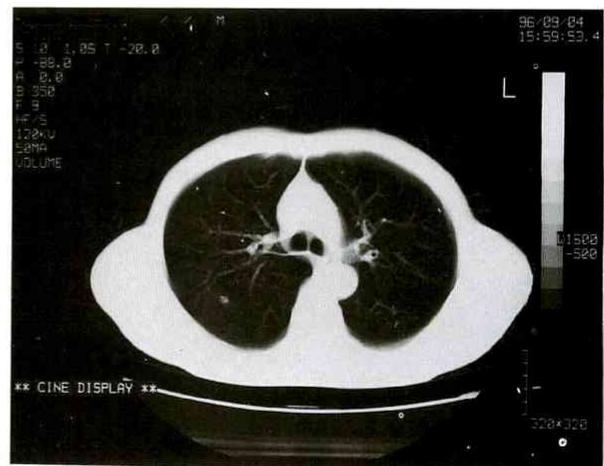


図8 LSCTの画像(装置A)

線量は1/4～1/8程度に低減可能と思われる<sup>11), 13)</sup>。今後さらに少ない線量で画質を維持する努力と目的に応じた撮影法, 撮影条件の定量化が必要と思われる。高電圧撮影(140 kV)と固体検出器の組み合わせによる有用性<sup>2)</sup>や低線量LSCTの評価も試みられ, 120kV, 6 mAの撮影条件での可能性が示唆されている<sup>14)</sup>。そうすると胸部一般検診に近い線量でCTが行われることになり, LSCTの一次検診としての意義がますます大きくなるものと考えられる。

#### 4. ま と め

LSCTでは一般の胸部らせんCTに比較し, 撮影条件が少ないため, ノイズ, 低コントラスト分解能は若干劣るが, 高コントラスト分解能は良好であり, 肺野内結節性病変の検出が可能であった。これらより精密検査レベルの胸部らせんCTに比較し, 被曝線量は1/4～1/8程度の低減が可能と思われる。今後撮影条件の選択, 検出器, 画像再構成などの向上により, さらに低線量撮影が可能と考える。

本研究は東京都立医療技術短期大学平成8年度プロジェクト研究「らせんCTにおける呼吸性移動時の画像変化に関する研究」の一環として行った。

#### 謝 辞

本研究にあたり, 多くのご協力をいただいた荒川区がん予防センター, 都立駒込病院技師諸兄および性能評価ファントムでご協力いただいた京都科学江端, 丹羽氏に深謝致します。

#### 文 献

- 1) 木村和衛, 古賀祐彦: ヘリカルスキャンの基礎と応用. 医療科学社, 1994.
- 2) 片田和廣, 他: 螺旋走査型CTの現状と問題点. 日獨医報 38 (3): 7-128, 1993.
- 3) 飯沼 武, 他: 肺癌検診用CT(LSCT)の開発(II). 日本医学放射線学会誌55: 322, 1992.
- 4) 松本徹: 高速らせんCT搭載検診車による肺癌検診システムも開発. エネルギーレビュー1996.4: 40-43, 1996.
- 5) 松本満臣, 堀越宏幸, 茂木孝夫, 他: らせんCTによる肺癌二次検診-肺癌検診用CT(LSCT)のパイロットスタディと診断結果-. 日本医学放射線学会誌55(3): 172-179, 1995.
- 6) 小倉泉, 松本満臣, 根岸徹, 他: らせんCTによる平静呼吸下スキャンでの病変検出能の検討-可動模擬ファントムによる基礎的検討-. 東京都立医療技術短期大学紀要9: 63-73, 1996.
- 7) 竹中栄一, 他: X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第二次勧告). 日本医放会誌88(8): 759-771, 1982.
- 8) JISハンドブック放射線(能)1994: JIS Z4923-1989 X線コンピュータ断層撮影用ファントム. 日本規格協会, 1994.
- 9) 花井耕造: X線CT検査系, 日本放射線技術学会編, 臨床放射線技術実験ハンドブック(上), 433-453, 通商産業研究社, 東京, 1996.
- 10) 安野泰史, 片田和廣, 辻岡勝美他: ヘリカルスキャンCTの基礎的研究-体軸方向の空間分解能の評価
- 11) 大谷匡史, 田中隆, 花井耕造, 他: 螺旋状スキャン方式(ヘリカルスキャン方式)を用いた胸部CTスクリーニングに関する研究. 日本放射線技術学会雑誌48 (10): 1828-1835, 1992.
- 12) Arkadiusz Polacin, Willi A. Kalender, Guy Marchal: Evaluation of Section sensitivity Profiles and Image Noise in Spiral CT. Radiology 185: 29-35. 1992.
- 13) 西沢かな枝, 岩井一男, 松本 徹, 他: LSCTによる被検者の被曝線量. 胸部CT検診3: 38-41, 1996.
- 14) 新田哲久, 高橋雅士, 村田喜代志, 他: 超低線量スパイラル(ヘリカル)CT-付加フィルターを用いた被曝線量軽減の試み-. 日本医放会誌56(1): 63-65, 1996.

## **The Performance Evaluation of the Helical X-CT Apparatus for Lung-cancer Screening**

Shinji ABE, Izumi OGURA, Mitsuomi MATSUMOTO, Toru NEGISHI, Yoh KATOH  
Hiroshi TAKAGI\*, Yasuhiro OKADA\*\*, Shinya MATUO\*\*\*, Tyouji KUSANO\*\*\*  
Megumi SASAKI\*\*\*, Ezumi YOSHIDA\*\*\* and Noriko KAMATA\*\*\*

### **Abstract**

Lately, helical volume CT has been used in lung-cancer screening (LSCT). In this report, we studied basic performance of LSCT. For the study of these, scanning parameter of LSCT were 120kV, 50mA, and the helical protocol of table incrementation of 20mm/s with 10mm collimation. The items of performance evaluation are noise, low contrast resolution, high contrast resolution, and spatial resolution.

As a result, the noise and low contrast resolution of LSCT were deteriorated, however, the high contrast resolution shows equivalent performance in comparison with conventional helical CT. Therefore, the usefulness of the LSCT was confirmed with a reduction of exposure dose and examination time.

### **Key Words**

**Helical CT, Lung-cancer screening, Performance evaluation,  
Low contrast resolution, High contrast resolution**