

Title	高速螺旋CTによる肺癌検診のための検討-第三報 低管電流とフィルタ使用による超低線量CTのための基礎的検討-
Author(s)	伊藤, 茂樹; 小山, 修司; 津坂, 昌利 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1996, 56(13), p. 961-966
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15087
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

高速螺旋CTによる肺癌検診のための検討

— 第三報 低管電流とフィルタ使用による超低線量CTのための基礎的検討 —

伊藤 茂樹¹⁾ 小山 修司²⁾ 津坂 昌利²⁾
前越 久²⁾ 佐竹 弘子³⁾ 石垣 武男³⁾

1)名古屋記念病院放射線科 2)名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 3)名古屋大学放射線医学教室

Helical CT for Lung-Cancer Screening: Third Report: Fundamental study for ultra- low-dose CT by application of small tube current and filter

Shigeki Itoh¹⁾, Shuji Koyama²⁾,
Masatoshi Tusaka²⁾,
Hisashi Maekoshi²⁾, Hiroko Satake³⁾
and Takeo Ishigaki³⁾

In order to develop ultra-low-dose helical CT for lung cancer screening, the effect of reduction of the tube current to 20mA and application of a 10mm thick aluminium filter upon radiation dose and image quality was evaluated with a phantom. Exposure dose at the center of a gantry and absorbed dose at the center of an acrylic phantom at 20mA with the filter were 15% and 29% of the dose at 50mA without the filter, respectively. For reduction of absorbed dose, reduction of the tube current was more useful than application of the filter. Image noise at 20mA with the filter was double that at 50mA without the filter. Neither reduction of the tube current nor application of the filter changed full width at half maximum on section sensitivity of the Z-axis. Although reduction of the tube current did not affect the difference in CT values between an acrylic sphere and styroform, application of the filter caused a reduction of 4.5% in the difference in CT values. Neither reduction of the tube current nor application of the filter affected the contrast resolution of the high-contrast phantom; however, that of the low-contrast phantom deteriorated. Although improvement of the filter and evaluation of clinical images are necessary, reduction of the tube current to 20mA and application of the aluminium filter appear to be a promising method for ultra-low-dose helical CT of the lung.

Research Code No. : 206. J

Key words : Helical CT, Lung cancer, Screening

Received Mar. 29, 1995; revision accepted May. 31, 1996

- 1) Department of Radiology, Nagoya Memorial Hospital
2) Department of Radiological Technology, Nagoya University College of Medical Technology
3) Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine

はじめに

現在の胸部単純写真による肺野末梢型肺癌の検診には問題があることが報告され^{1),2)}, 近年, 肺癌をより早期に, かつ, より確実に発見するために高速螺旋CTを肺癌検診に応用する試みがなされている^{3),4)}. しかしながら, この方法をより一般的な検診システムにするためには, CTの被曝線量をさらに低下させることが望ましい. われわれは, 先に高速螺旋CTの撮影条件が被曝線量と画質に及ぼす影響について検討し, 50mAまでの管電流の低下は画質の著明な劣化を生じることなく被曝線量を低下できるが, テーブル移動速度の増大は画質の劣化を生じる割に被曝線量の低下に寄与しないことを報告した^{6),7)}. このことから高速螺旋CTの被曝線量をさらに低下させるためには, 管電流を下げる必要があると考えられる. 本論文では, ファントムを用いた基礎的検討により管電流を20mAまで下げることと被曝軽減用フィルタを用いることによる被曝線量と画質の変化について明らかにする.

実験方法

使用したCT装置は東芝Vigorである. 高速螺旋CTの撮影条件のうちビーム幅10mm, スキャン時間1秒/1回転, テーブル移動速度20mm/秒は一定とした. 一方, 管電流は50mA, 30mA, 20mAと変化させ, かつ, 30mAと20mAでは被曝軽減用フィルタも用いた. また, 管電圧は120kVpを使用したが, 被曝軽減用フィルタを用いた際には135kVpも併用した. なお, 今回の検討では被曝軽減用フィルタ(以下, フィルタ)として, 本機種に装備されているCT透視用の厚さ10mmのアルミニウム製フィルタを通常撮影にも使用できるように装置を改造して用いた.

1) 被曝線量の評価

線量計はラドカル社製 mdhペンシル型電離箱線量計を, ファントムはアクリル樹脂製の直径300mmの円柱を用いた. 測定項目は, A)半価層と実効エネルギー, B)ガントリ中心の照射線量, C)ファントム中心の吸収線量である. 半価層と実効エネルギーの測定はアルミニウム吸収法を用い

た。また、線量測定の方法は先の報告⁵⁾の通りであるが、照射線量の測定では線量計のみを、また、吸収線量の測定ではファントム中心に線量計を装着したファントムを、それぞれガントリ中心に固定して、テーブルのみを300mm移動させて高速螺旋撮影を行い、線量を測定した。測定は2回行い、その平均値を用いた。なお、線積分線量から照射線量への換算は、先の報告⁵⁾での測定結果から以下の式を用いた。

$$\text{照射線量} = \text{線積分線量} \times 0.868 \times 17.6$$

換算係数：0.868

線量計の校正定数：17.6

2) 画質の評価

京都科学社製のヘリカルCT用ファントムを用いて、A)ノイズ、B)体軸方向の半値幅、C)コントラスト分解能、それぞれの評価を行った。また、発泡スチロールに直径10mmの亚克力球を埋め込んだ自作ファントムを用いて、D)亚克力球と発泡スチロールのCT値の差の評価を行った。画像再構成法は180度補間法を用いた。ノイズは、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)⁷⁾に従って、また、体軸方向の半値幅は、花井らの報告したコイン法⁸⁾に従って測定した。高コントラストファントムには、セノール発泡体を基盤にリン酸エステルの含有量により、CT値差800に調整した直径2mmから10mmの球が、また、低コントラストファントムには、ウレタンを基盤に同様の方法でCT値差10、20、30に調整した直径5mmから15mmの球が埋め込まれている。自作ファントムでの評価方法は先の報告の通り⁵⁾であるが、亚克力球の中央部で再構成した画像を用い、亚克力球のCT値はその中心部で測定した。

実験結果

1) 被曝線量の評価

A) 半値層と実効エネルギー (Table 1)

フィルタを用いると実効エネルギーは、41.6keVから56.1keVに約40%増大した。また、フィルタを用いた状態で管電圧を120kVpから135kVpに上げると、同じく実効エネルギーは56.1keVから60.3keVに約7.5%増大した。

B) ガントリ中心の照射線量 (Table 2, Fig.1)

ガントリ中心の照射線量は管電流に比例して変化した。管電流が同じ場合にフィルタを用いると、照射線量は約64

Table 1 Half value layer and effective energy

aluminium filter	tube voltage (kVp)	half value layer (mmAl)	effective energy (keV)
(-)	120	4.91	41.6
(+)	120	8.40	56.1
(+)	135	9.30	60.3

Table 2 Exposure dose at the center of a gantry vs tube current with different tube voltage and filter (C/kg × 10⁻³)

tube current (mA)	aluminium filter (-)		aluminium filter (+)	
	120kVp	120kVp	120kVp	135kVp
50	7.95	2.89		
30	4.68	1.70	2.37	
20		1.19	1.59	

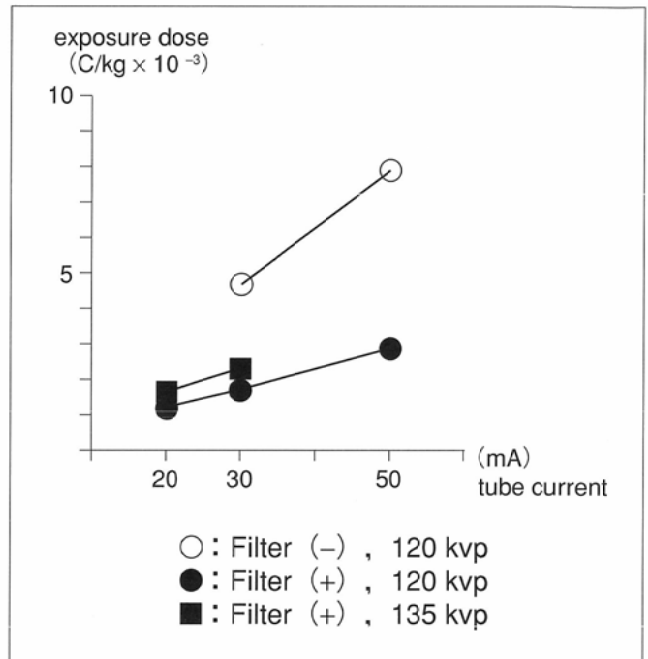


Fig.1 Exposure dose at the center of a gantry vs tube current with different tube voltage and filter.

%低下した。一方、管電圧を120kVpから135kVpに上げると、照射線量は約33%増大した。120kVp、20mAでフィルタを用いた場合の照射線量は $1.19 \times 10^{-3} \text{C/kg}$ となり、50mAでフィルタを用いない場合の約15%まで低下した。

C) ファントム中心の吸収線量 (Table 3, Fig.2)

ファントム中心の吸収線量も管電流に比例して変化した。管電流が同じ場合にフィルタを用いると、吸収線量は約38%低下した。一方、管電圧を120kVpから135kVpに上げると吸収線量は約40%増大し、フィルタによる線量低下の効果が相殺された。120kVp、20mAでフィルタを用いた場合の吸収線量は10.1mGyとなり、50mAでフィルタを用いない場合の約29%まで低下した。

Table 3 Absorbed dose at the center of phantom vs tube current with different tube voltage and filter (mGy)

tube current (mA)	aluminium filter (-)		aluminium filter (+)	
	120kVp	120kVp	120kVp	135kVp
50	35.0	25.1		
30	20.5	14.9	21.7	
20		10.1	15.0	

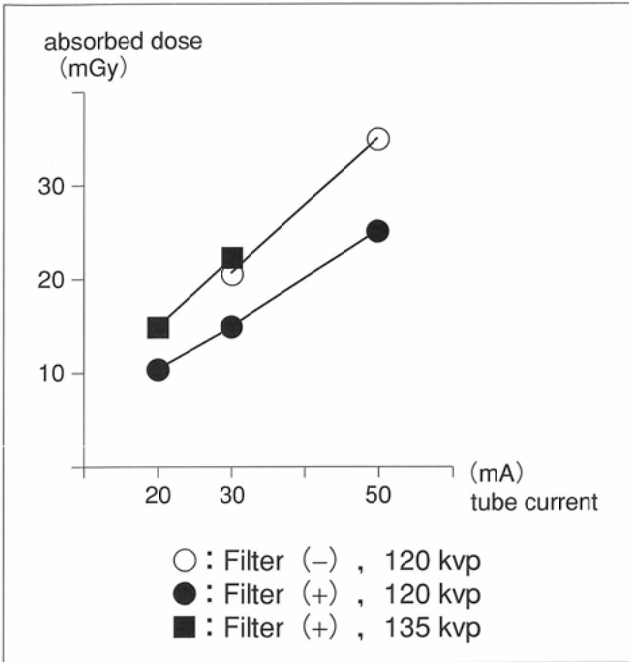


Fig.2 Absorbed dose at the center of an acrylic phantom vs tube current with different tube voltage and filter.

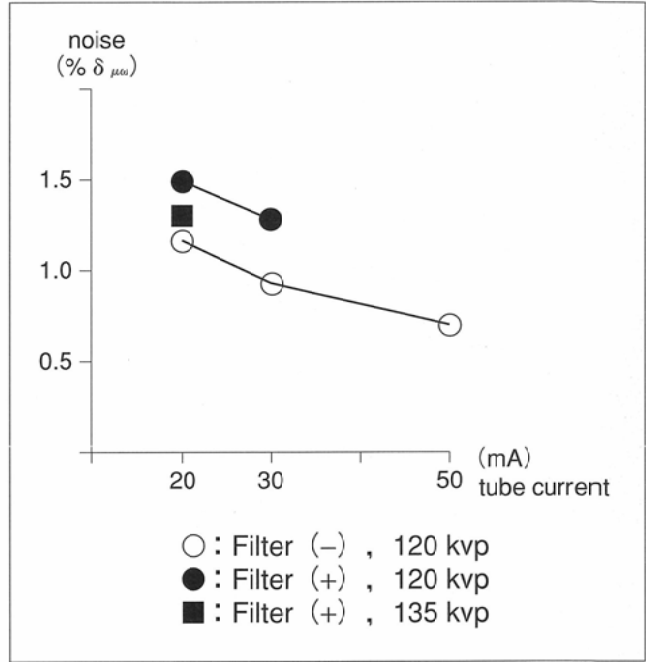


Fig.3 Noise vs tube current with different tube voltage and filter.

Table 4 Noise vs tube current with different tube voltage and filter (% δ μω)

tube current (mA)	aluminium filter(-)		aluminium filter(+)	
	120kVp	120kVp	120kVp	135kVp
50	0.697			
30	0.928	1.283		
20	1.160	1.495	1.259	

Table 5 Full width at half maximum on section sensitivity profile of Z-axis vs tube current with different tube voltage and filter (mm)

tube current (mA)	aluminium filter(-)		aluminium filter(+)	
	120kVp	120kVp	120kVp	135kVp
50	12.5			
30	12.5	12.5	12.5	12.5
20	12.5	12.5	12.5	12.5

2)画質の評価

A)ノイズ(Table 4, Fig.3)

ノイズは管電流を下げると増大したが、その程度は、50mAから30mAに下げた場合に比べて、30mAから20mAに下げた場合の方が大きかった。フィルタを用いた場合、ノイズは30mAで約38%、20mAで約29%増大した。一方、管電圧を120kVpから135kVpに上げるとノイズは約16%低下した。120kV,20mAでフィルタを用いた場合のノイズは、50mAでフィルタを用いない場合の2倍以上に増大した。

B)体軸方向の半値幅(Table 5)

体軸方向の半値幅は、管電流や管電圧の相違やフィルタの使用の有無にかかわらず、12.5mmで一定であった。

C)コントラスト分解能(Fig.4, 5)

管電流を20mAに下げても、また、フィルタを用いても高コントラストファントムの描出の劣化は認めず、いずれも3mm球まで描出された。一方、低コントラストファントムの描出能は、管電流を下げたりフィルタを使用することにより劣化し、特に、管電流20mAでフィルタを用いた場合にはCT差30の15mm球のみが描出された。管電圧を135kVpにすると軽度ながら改善がみられた。

D)アクリル球と発泡スチロールのCT値の差(Table 6, Fig.6)

アクリル球と発泡スチロールのCT値の差は、管電流を20mAまで下げても約670H.U.で一定だったが、フィルタを用いると約640H.U.となり、CT値の差が約4.5%小さくなった。このCT値差の狭小化は管電圧を135kVpに上げてほとんど改善されなかった。

考 察

高速螺旋CTを肺癌の一次検診に応用するためには、被曝線量をできる限り小さくする必要がある。高速螺旋CTで肺全体を撮影する際の被曝線量は曝射する線量と時間に依存する。撮影時間を短くする方法としてスキャン時間の短縮とテーブル移動速度の増大が考えられる。しかしながら、前者は現時点では技術的に困難であり、また、移動速度を20mm/秒より大きくすることは画質の著明な劣化を生じるので問題がある。このため曝射する線量を少なくすることで被曝線量の低下を計った。先の検討結果^{5),6)}から、管電圧120kVpで管電流を50mAまで下げても画質の有意な劣化を

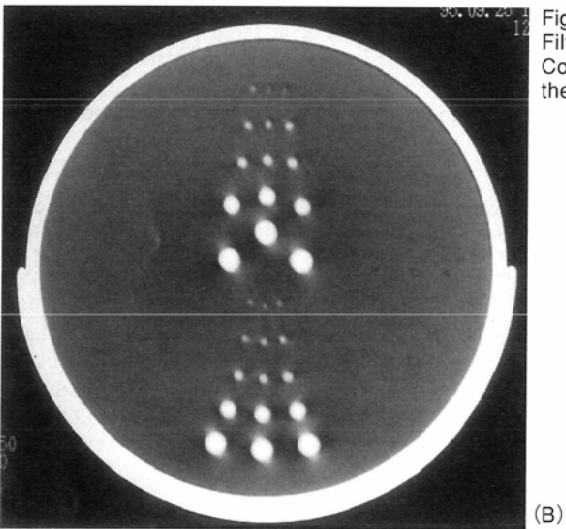
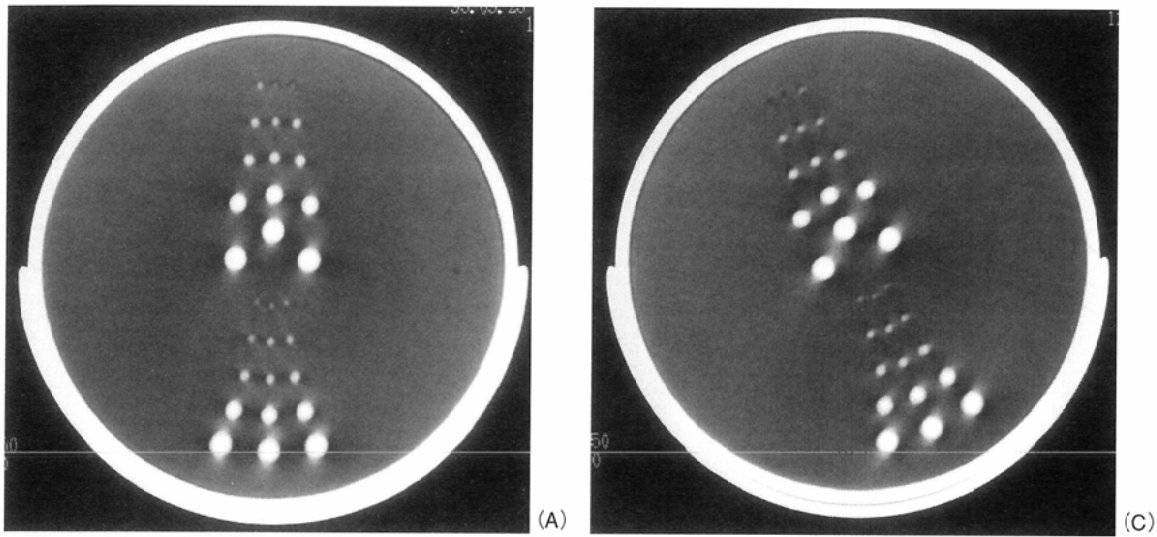


Fig.4 Image of high-contrast phantom. A: 120kV 50mA Filter(-), B: 120kV 20mA Filter(-), C: 120kV 20mA Filter(+)
 Contrast resolution of high-contrast phantom did not changed by the reduction of the tube current and application of the filter.

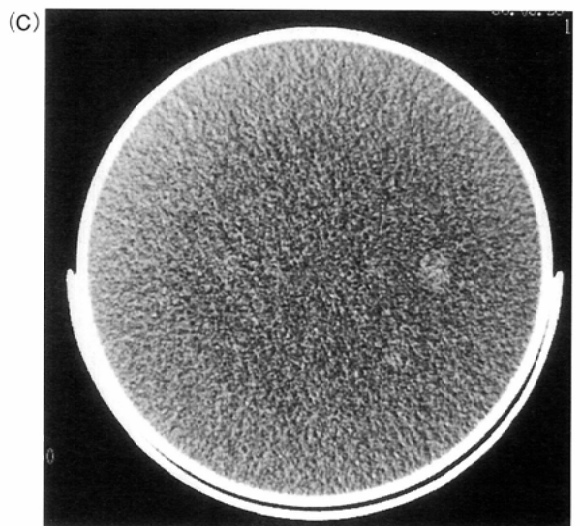
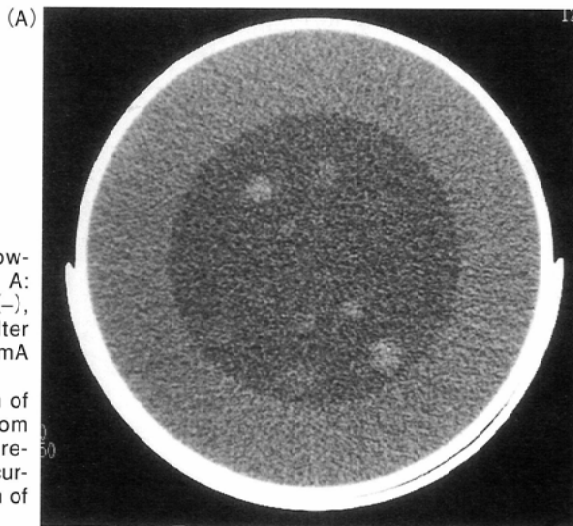
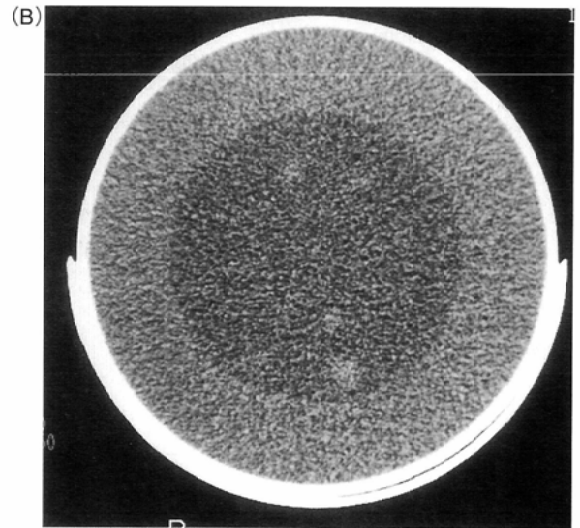


Fig. 5: Image of low-contrast phantom. A: 120kV 50mA Filter(-), B: 120kV 20mA Filter(-), C: 120kV 20mA Filter(+)
 Contrast resolution of low-contrast phantom deteriorated by the reduction of the tube current and application of the filter.

Table 6 Variation of CT value between acrylic sphere and styroform vs tube current with different tube voltage and filter

tube current (mA)	aluminium filter(-)		aluminium filter(+)	
	120kVp	120kVp	120kVp	135kVp
50	665			
30	669	641	626	
20	669	638	627	

生じないと考えられたので、今回の検討では、低管電流と被曝軽減用フィルタの使用により120kVp, 50mAでの被曝線量よりも少ない線量で撮影することを試みた。

曝射する線量を下げる方法として、管電流自身を下げる方法とフィルタを用いる方法が考えられる。われわれは、管電流を20mAまで下げて厚さ10mmのアルミニウム製フィルタを用いたが、新田ら⁹⁾は、管電流は40mAとしてアルミニウム製の26mmと37mmの厚いフィルタを用いる方法を報告している。しかしながら、今回の検討結果からフィルタを用いると実効エネルギーが増大するため、ガントリ中心の照射線量の低下に比べてファントム中心の吸収線量の低下の効果が小さくなることが明らかであり、かつ、フィルタを厚くする程この傾向が強まると考えられる。このことから、曝射する線量を下げる方法として、単にフィルタを用いるのではなく、管電流をできるだけ下げたうえでフィルタを付加する方法の方が肺の吸収線量低下のためには望ましいと考えられる。

現在、一般に肺癌検診に使用されている管電圧120kVp、管電流50mA、テーブル移動速度20mm/秒の撮影でのガントリ中心の照射線量は $7.95 \times 10^{-3} \text{C/kg}$ 、ファントム中心の吸収線量は35.0mGyであったが、管電流を20mAに下げて厚さ10mmのアルミニウム製フィルタを用いることで、線量をおのおの $1.19 \times 10^{-3} \text{C/kg}$ と10.1mGyまで大きく低下させることができた。飯沼ら¹⁰⁾、CTを肺癌の一次検診に導入する際のリスク利益分析を行い、肺の吸収線量を10mGyにできれば40歳前後でリスクが利益を上回ると推定している。肺と等価のファントムでの測定ではないが、今回の方法によりこの水準にはほぼ到達できたと考えられる。

画質の評価では、体軸方向の半値幅は管電流を20mAまで下げても、また、フィルタを用いても変化を認めなかった。しかしながら、ノイズは管電流を50mAから20mAに下げると約66%増大し、フィルタを用いるとさらに約29%増大した。また、アクリル球と発泡スチロールのCT値の差は管電流を

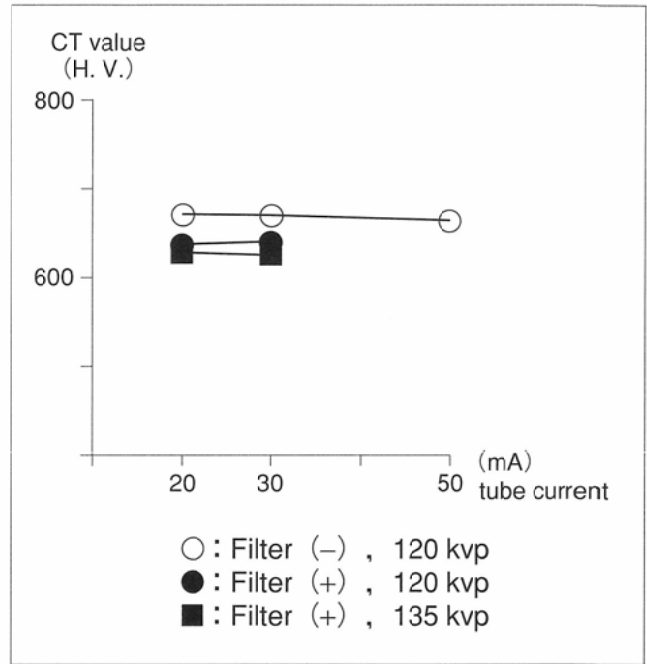


Fig.6 Variation of CT value between an acrylic sphere and a styroform vs. tube current with different tube voltage and filter.



Fig.7 Helical CT images of the lung are obtained at 50mA without the filter (A) and 20mA with the filter (B) using a normal volunteer. The image quality of the latter is deteriorated than the former.

下げても変化しなかったが、フィルタを用いると約4.5%小さくなった。これはフィルタによる線質の変化のためと考えられ、この点からもフィルタをあまり厚くすることは好ましくないと考えられる。このノイズの増大とCT値差の狭小化のため20mAでフィルタを用いた場合に、高コントラストファントムの描出には差を認めなかったが、低コントラストファントムの描出能が劣化した。Naidichら¹¹⁾は20mAsで撮影した胸部CT像で病変の評価は可能であったと報告しているが、われわれの試みはこの半分以下の線量でCTを撮影しようとするものである。同様の試みである新田らの報告⁹⁾では、ボランテアによる検討から線量不足に伴う画質の劣化を認めたとしており、われわれもボランテアの撮影から同様の結論を得ている(Fig.7)。このため、フィルタの改良により画質の改善を目指すことと、この画質の劣化が早期肺癌、特に比較的淡い濃度上昇を呈する病変の検出の支障にならないかを検討することが今後の課題である。

今回の検討では、低管電流とフィルタの使用による線量低下を管電圧の増大により補う方法も検討した。しかしながら、管電圧を135kVpにすると実効エネルギーの増大によるファントム中心の吸収線量の増加が、フィルタによる線量低下の効果を相殺した。一方、120kVp、20mAでフィルタを用いない場合の吸収線量は測定していないが、線量と管電流の比例関係から約14mGyになると考えられる。これは135kVp、20mAでフィルタを用いた場合の吸収線量とほぼ同等であるが、両者のノイズを比較すると後者の方が大きく、かつ、コントラスト分解能にも差を認めなかった。こ

の結果からフィルタの使用による線量低下を管電圧の増大により補う方法は望ましくないと考えられる。

まとめ

- 1) 肺癌検診用の超低線量CTの開発を目的として、管電流を20mAまで下げることと被曝軽減用フィルタを用いることの被曝線量と画質に及ぼす影響について基礎的検討を行った。
- 2) 管電流20mAでフィルタを用いた場合のガントリ中心の照射線量とファントム中心の吸収線量は、50mAでフィルタを用いない場合のおおの約15%と約29%まで低下した。
- 3) 管電流20mAでフィルタを用いた場合のノイズは、50mAでフィルタを用いない場合の2倍以上となった。体軸方向の半値幅は管電流の変化やフィルタの使用により変化しなかった。アクリル球と発泡スチロールのCT値の差はフィルタの使用により約4.5%小さくなった。
- 4) 高コントラスト分解能は、管電流20mAでフィルタを用いた場合も50mAでフィルタを用いない場合に比べ差を認めなかったが、低コントラスト分解能は劣化した。
- 5) フィルタの改良による画質の改善、および、実際の画像による画質と病変の存在診断能の評価が今後の検討課題である。

本研究の実験に御協力いただいた名古屋記念病院放射線部の技師諸君に深謝します。

文 献

- 1) Flehinger BJ, Kimmel M, Melamed MR: Natural history of adenocarcinoma-large cell carcinoma of the lung: Conclusion from screening programs in New York and Baltimore. *J Natl Cancer Inst* 80: 337-344, 1988
- 2) Soda H, Tomita H, Kohno S, et al: Limitation of annual screening chest radiography for the diagnosis of lung cancer A retrospective study. *Cancer* 72: 2341-2346, 1993
- 3) 大松広伸: 高速螺旋CTによる胸部検診の分析 肺癌の発見頻度. *胸部CT検診研究会誌* 2: 68-70, 1995
- 4) 松本満臣, 堀越浩幸, 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-. *日本医放会誌* 55: 172-179, 1995
- 5) 伊藤茂樹, 小山修司, 津坂昌利, 他: 高速螺旋CTによる肺癌検診のための基礎的検討-第一報 ファントムによる被曝線量と画質の評価-. *日本医放会誌* 56: 731-735, 1996
- 6) 伊藤茂樹, 池田 充, 磯村高之, 他: 高速螺旋CTによる肺癌検診のための基礎的検討-第二報 ボランテアによる画質の評価-. *日本医放会誌* 56: 813-817, 1996
- 7) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広, 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). *日本医師会雑誌* 88: 759-771, 1983
- 8) 花井耕造, 井原完有, 藤田智之, 他: ラセン状CTスキャン装置における性能評価ファントムに関する研究. *日放技学誌* 50: 722-732, 1994
- 9) 新田哲久, 高橋雅士, 村田喜代史, 他: 超低線量胸部スパイラル(ヘリカル)CT-付加フィルタを用いた被曝線量軽減の試み-. *日本医放会誌* 56: 63-65, 1996
- 10) 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. *日本医放会誌* 52: 182-190, 1992
- 11) Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, et al: Low-dose CT of the lungs: Preliminary observations. *Radiology* 175: 729-731, 1990