The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	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-
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(11), p. 731-735
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15154
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

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—

伊藤　茂樹[1)]　小山　修司[2)]　津坂　昌利[2)]　前越　久[2)]
池田　充[3)]　太田　豊裕[4)]　石口　恒男[4)]　石垣　武男[4)]

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)名古屋大学医療情報部　4)名古屋大学放射線医学教室

Fundamental Study for Lung-cancer Screening by Helical CT
First Report: Evaluation of radiation dose and image quality using a phantom

Shigeki Itoh[1)], Shuji Koyama[2)], Masatoshi Tusaka[2)], Hisashi Maekoshi[2)], Mitsuru Ikeda[3)], Toyohiro Ohta[4)], Tuneo Ishiguchi[4)] and Takeo Ishigaki[4)]

In a fundamental study on the early detection of lung cancer by helical computed tomography (CT), we evaluated the effect of scanning parameters on radiation dose and image quality using a phantom. The exposure dose at the center of the gantry and the absorbed dose at the center of an acrylic phantom changed linearly in proportion to tube current. On the other hand, as the table feed speed increased, the rate of reduction in these doses became smaller. While the change in CT value of an acrylic sphere in the longitudinal axis, the difference in CT value between an acrylic sphere and styrofoam in the horizontal plane and the CT profile curve of an acrylic sphere in the horizontal plane did not change according to tube current, an increase in table feed speed brought about the degradation of these items. In conclusion, reduction of the tube current in helical scanning is able to reduce radiation dose without causing a significant change in image quality, but an excessive increase in table feed speed does not reduce radiation dose effectively and is associated with degradation in image quality.

Research Code No. : *206.1*

Key words : *Helical CT, Exposure dose, Image quality, Lung cancer, Screening*

Received Jun. 23, 1995 ; revision accepted Dec. 19, 1995

1) Department of Radiology, Nagoya Memorial Hospital
2) Department of Radiological Technology, Nagoya University College of Medical Technology
3) Department of medical information and medical record, Nagoya University School of Medicine
4) Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine

はじめに

現在肺癌による死亡者数は全ての悪性新生物の中で最も多く，かつ，その数は増加しつつある．また，肺癌は進行するまで無症状な例が多く，その予後は進行例ほど不良である．ゆえに，肺癌の治療成績の向上のためには適切な検診システムによる早期発見が重要である．現在，末梢型肺癌の検診には胸部単純写真が用いられているが，その早期発見に必ずしも十分な方法ではない[1)]．一方，X線computed tomography (CT)は胸部単純写真に比べ肺の結節の検出に優れており，この利点を生かし高速螺旋CTを肺癌検診に応用するための臨床的検討が近年報告されている[2)-4)]．しかしながら，高速螺旋CTの被曝線量についての報告は少なく[5)]，また，肺癌検診に応用する観点からのその画質についての基礎的検討も十分になされていない．本論文では，高速螺旋CTによる肺癌の一次検診を施行するための基礎的検討として，撮影条件が被曝線量と画質に与える影響についてファントムを用いて検討した結果を論ずる．

実験方法

使用したCT装置は東芝X force/SHで，高速螺旋CTの撮影条件の内，管電圧120kVp，ビーム幅10mm，スキャン時間1秒1回転は一定として，管電流とテーブル移動速度を変化させて被曝線量と画質に及ぼす影響について検討した．管電圧の半価層と実効エネルギーは，アルミニウム吸収法による実測値で各々5.7mmと45.7keVであった．

A．被曝線量の測定

検討項目は，線積分線量から照射線量への換算係数と管電流とテーブル移動速度がガントリ中心およびファントム中心の線量に及ぼす影響である．線量計にはラドカル社製mdhペンシル型電離箱線量計を，ファントムには直径300mmのアクリル樹脂製の円柱を用いた．線積分線量から照射線量への換算係数は，まず鉛スリーブにより測定範囲を10mmに限定した線量計を用いてCTの1回転スキャンでの空気中線量を測定し，次いで，鉛スリーブをはずした状態で同様に線量を測定し両者の比を求め計算した．ガントリ中心およびファントム中心の線積分線量の測定は以下の様に行った．線量計のみ，または，線量計を中心にセットし

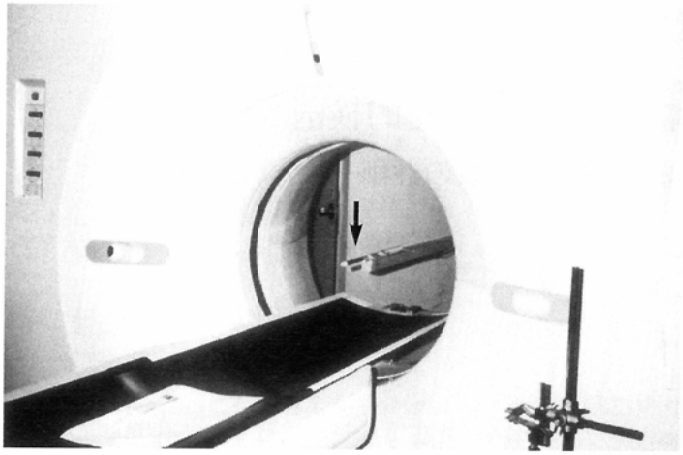

Fig.1　Method for evaluating radiation dose of helical CT
A pencil type ionization chamber (arrow) is fixed in the center of a gantry by the supporting bar. By this method, helical scan in the distance of 300mm can be performed without moving the chamber.

たファントムを支持棒によりCTのテーブルから浮かせてガントリ中心に固定した．これにより，線量計やファントムはガントリ中心から移動させずに，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(Fig.1)．測定は2回行い，その値に大きな差のない事を確認し両者の平均値を用いた．テーブル移動速度を20mm/秒に固定して管電流を50mA，100mA，150mA，200mA，250mAと変化させた場合と，管電流を50mAに固定してテーブル移動速度を10mm/秒，15mm/秒，20mm/秒，25mm/秒，30mm/秒と変化させた場合の線量を測定した．

B．画質の評価

発泡スチロールに直径6 mm，10mm，20mmのアクリル球を埋め込んだファントムを用いて，管電流とテーブル移動速度が画質に及ぼす影響について検討した．検討項目は体軸方向でのアクリル球中心部のCT値の変化と，水平面での球中心部と発泡スチロールのCT値の差および球中央部のCT profile curveである．体軸方向でのCT値の変化の検討では，10mm球の前後30mmを撮影した後に，画像を1 mm間隔で再構成しアクリル球中心部のCT値を測定した．また，水平面の画質の評価ではアクリル球の中央部で10mm幅で再構成した画像を用いた．画像再構成は360度補間法を用い，CT値はアクリル球中心部と発泡スチロール部に直径2 mmの関心領域を設定しCTのコンソール上で測定した．テーブル移動速度を20mm/秒に固定して管電流を50mA，100mA，150mAと変化させた場合と，管電流を50mAに固定してテーブル移動速度を10mm/秒，20mm/秒，30mm/秒と変化させた場合について検討した．

Table 1　Coefficient of conversion of integral dose into exposure dose

tube current (mA)	Pb sleeve (+) (R)	Pb sleeve (−) (R·cm)	ratio (cm^{-1})
50	0.057	0.062	0.916
100	0.110	0.127	0.866
150	0.164	0.193	0.850
200	0.220	0.256	0.859
250	0.274	0.323	0.848

mean ± standard deviation: 0.868 ± 0.025

Table 2　Change of radiation dose depending on tube current

tube current (mA)	center of gantry exposure dose ($\times 10^{-3}$ C/kg)	center of phantom absorbed dose (cGy)
50	3.77	3.42
100	7.40	6.74
150	11.1	10.1
200	14.8	13.4
250	18.4	16.7

結　果

A．被曝線量の測定

A-1．線積分線量から照射線量への換算係数

Table 1に各種管電流での換算係数の測定結果をまとめた．その平均値は0.868cm^{-1}であった．その標準偏差が0.025と十分小さかったため，以下の検討では管電流にかかわらず線積分線量の測定値を以下の式により照射線量に換算して表示した．

照射線量=線積分線量×0.868×17.6

(線量計の校正定数：17.6)

なお，校正定数は，今回の実験に用いた測定範囲を10mmに限定した線量計とリファレンス用線量計を同時曝射した際の両者の比として求めた．

A-2．管電流が被曝線量に及ぼす影響

Table 2，Fig.2に各種管電流でのガントリ中心とファントム中心における線量の測定結果をまとめた．両者の線量はともに管電流に比例して変化した．管電流が200mAの時のガントリ中心での照射線量は14.8×10^{-3}C/kg，ファントム中心での吸収線量は13.4cGyであったが，管電流が50mAの時の線量は約4分の1の3.77×10^{-3}C/kgと3.42cGyに減少した．

A-3．テーブル移動速度が被曝線量に及ぼす影響

Table 3，Fig.3に各種テーブル移動速度でのガントリ中心とファントム中心における線量の測定結果をまとめた．両者の線量とテーブル移動速度は比例関係を示さず，速度が増大するにつれて線量の低下の割合が小さくなった．すな

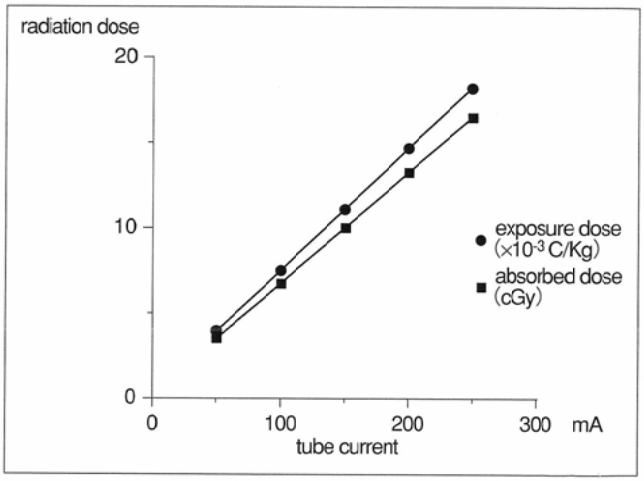

Fig.2　Change of radiation dose depending on tube current

Table 3　Change of radiation dose depending on table feed speed

table feed (mm/second)	center of gantry exposure dose (×10⁻³ C/kg)	center of phantom absorbed dose (cGy)
10	7.02	6.44
15	4.82	4.41
20	3.77	3.42
25	3.07	2.82
30	2.63	2.43

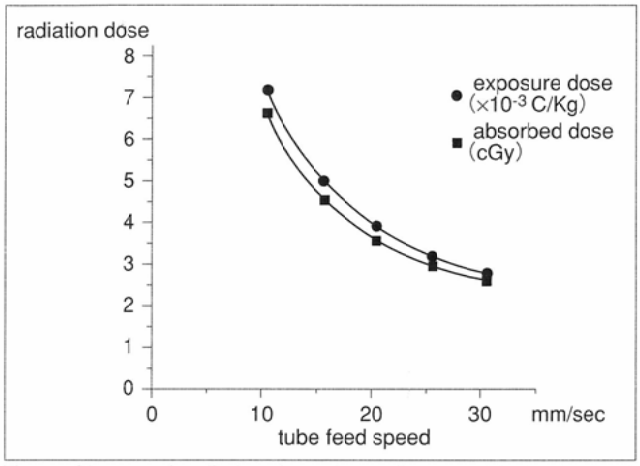

Fig.3　Change of radiation dose depending on table feed speed

わち，テーブル移動速度が10mm/秒から20mm/秒に増大するとガントリ中心とファントム中心の線量は各々7.02×10^{-3}C/kgから3.77×10^{-3}C/kgへ，また，6.44cGyから3.42cGyへとほぼ半減したが，30mm/秒では各々2.63×10^{-3}C/kgと2.41cGyとなり，20mm/秒の時の約３分の２に低下するのみであった．

B．画質の評価

B-1．体軸方向でのアクリル球中心部のCT値の変化

体軸方向でのCT値の変化の管電流による相違をFig.4に，テーブル移動速度による相違をFig.5に示した．管電流が変化しても体軸方向のCT値のカーブは同じ形状を示した．一方，テーブル移動速度が増大すると球の中央部にあたるカーブの頂点は10mm/秒で－306H.U., 20mm/秒で－583H.U., 30mm/秒で－714H.U. と次第に低下し，反対にその裾野の最低値は各々－1014H.U., －904H.U., －859H.U. と増加し，カーブの形状が緩やかになった．

B-2．水平面でのアクリル球中心部と発泡スチロールのCT値の差

アクリル球のCT値が約80H.U., 発泡スチロールのCT値が約－1000H.U. であり，両者は本来約1080H.U .のCT値の差がある．このCT値の差の管電流による変化をFig.6に，テーブル移動速度による変化をFig.7にまとめた．テーブル移動速度が20mm/秒の時の両者のCT値の差は６mm球で約250H.U., 10mm球で約430H.U., 20mm球で約800H.U. となり，この値は管電流により変化しなかった．一方，テーブル移動速度が増大するとCT値の差は球の大きさにかかわらず急速に小さくなった．

B-3．水平面でのアクリル球のCT profile curveの差

10mmのアクリル球でのCT profile curveの管電流による相違をFig.8に，テーブル移動速度による相違をFig.9に示した．管電流を変えてもprofile curveの形状はほとんど変化しなかった．一方，テーブル移動速度が増大するとカーブの頂点は低く平坦となった．また，その立ち上がりは緩やかとなり，profile curveの形状が変化した．この変化は６mm球，20mm球でも同様であったが，球のサイズが小さいほど変化が顕著となった．

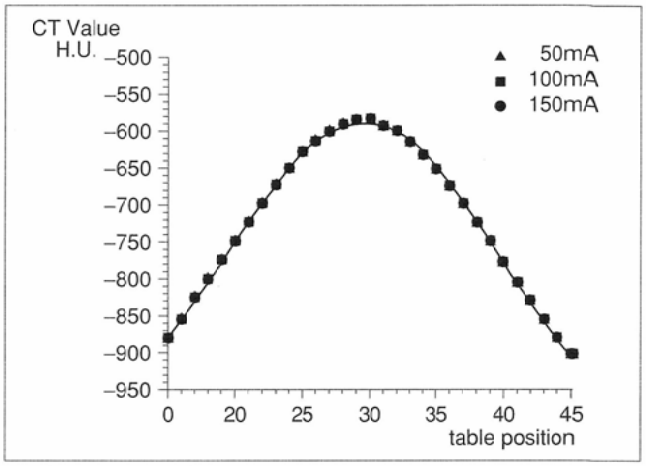

Fig.4　Change of CT value along the longitudinal axis depending on tube current

考　察

高速螺旋CTを肺癌の一次検診に応用するに際して，まず検討を要する問題はその被曝線量である．CTの被曝線量についてはさまざまな報告がなされている[6),7)]が，その測定方法は未だ確立されていない．CT性能評価委員会の第二次勧告[8)]では熱蛍光線量計(TLD)による測定法を推奨しているが，この方法は手技が複雑で手間がかかるため，今回の検討のように撮影条件を変えて頻回に線量を測定するには実用的ではない．このため，今回の検討ではペンシル型電離箱線量計による測定方法[9)]を用いた．

高速螺旋CTの被曝線量は，今回の検討で通常のCTと同様に管電流に比例して変化した．一方，テーブル移動速度に

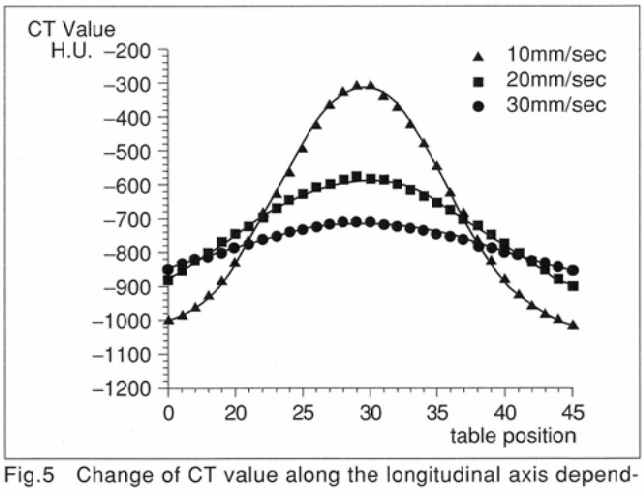

Fig.5　Change of CT value along the longitudinal axis depending on table feed speed

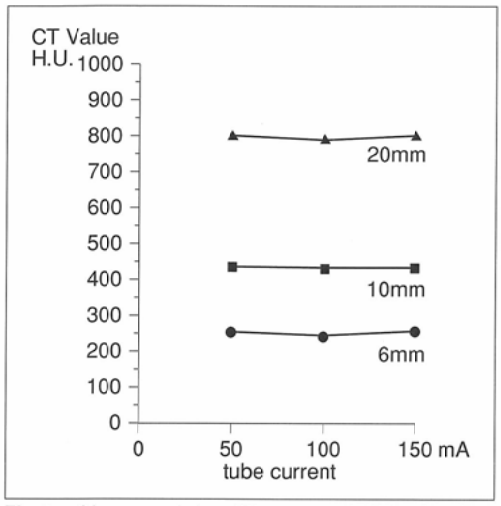

Fig.6　Change of the difference of CT value between acrylic sphere and styrofoam depending on tube current

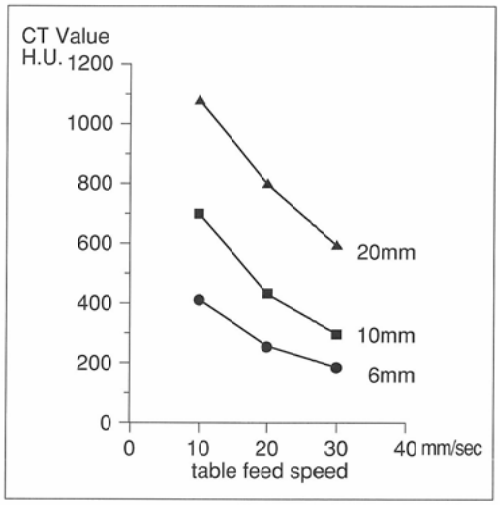

Fig.7　Change of the difference of CT value between acrylic sphere and styrofoam depending on table feed speed

は比例せず，速度が増大するにつれて被曝線量の減少する割合が小さくなった．高速螺旋CTで一定範囲を撮影するのに要する時間，即ち，照射時間は，テーブル移動速度に反比例して減少するはずであるが，今回の装置では前後に1秒間の撮影が追加される．即ち，300mmの範囲をテーブル移動速度10mm/秒，20mm/秒，30mm/秒で撮影するのに要する時間は各々32秒，17秒，12秒となり，速度が増大するにつれて撮影時間の短縮の程度が小さくなるため被曝線量の減少の割合も低下する．ゆえに，この追加撮影時間を短縮できれば被曝線量の軽減に役立つと考えられ装置の改良が望まれる．

一般に胸部CTに用いられる管電流200mA，テーブル移動速度10mm/秒の撮影におけるガントリ中心の照射線量は27.9×10^{-3}C/kg，ファントム中心の吸収線量は25.3cGyであった．一方，管電流を50mA，テーブル移動速度を20mm/秒にすると各々3.77×10^{-3}C/Kgと3.42cGyとなり約7分の1に減少した．この事は撮影条件の工夫により高速螺旋CTの被曝線量を大きく軽減できる事を意味している．

今回の検討では，肺と等価のファントムを使用できなかったため肺実質での線量を正確に評価できないが，管電流50mA，テーブル移動速度20mm/秒の時のファントム中心の吸収線量は3.42cGyであった．秋山ら[5]は同様の撮影条件での高速螺旋CTの被曝線量を胸部単純写真間接撮影の10倍，間接撮影による胃集検の1.3倍，直接撮影による胃集検の半分であると報告している．一方，飯沼ら[10]は，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1cGyにできれば男女とも40歳前後でリスクが利益を上回ると推定している．このためにはさらに線量の軽減を計る必要があり，より低い管電流の設定や付加フィルターの採用および検出器の感度の向上等の装置の改良を試みる必要がある．

高速螺旋CTを肺癌検診に応用するには，できるだけ短時間に低被曝線量で撮影するために，管電流を小さく，テーブル移動速度を大きくする必要がある．しかしながら，このことはCTの画質の劣化を生じる事が予測されるため，肺の結節性病変を模した自作ファントムを用いて，撮影条件による結節の形状やCT値の変化を検討し画質評価の目安とした．

管電流が通常の胸部CTの画質に及ぼす影響については，Naidichらは[11]20mAsで撮影した画像でも病変の評価は可能だが，肺野条件に比べ縦隔条件での画質の劣化が顕著であったと報告している．一方，Mayoらは[12]肺野条件，縦隔条件ともに管電流の低下とともに画質が劣化するため診断に適した画像を得るには最低140mAsは必要であると報告している．今回のファントムによる高速螺旋CTの画質の評価では，50mAsまでの管電流の低下に伴う画質の劣化は殆ど認めなかった．管電流をどこまで下げれるかは，存在診断を主目的とする肺癌検診に求められるCTの画質が一般の診断

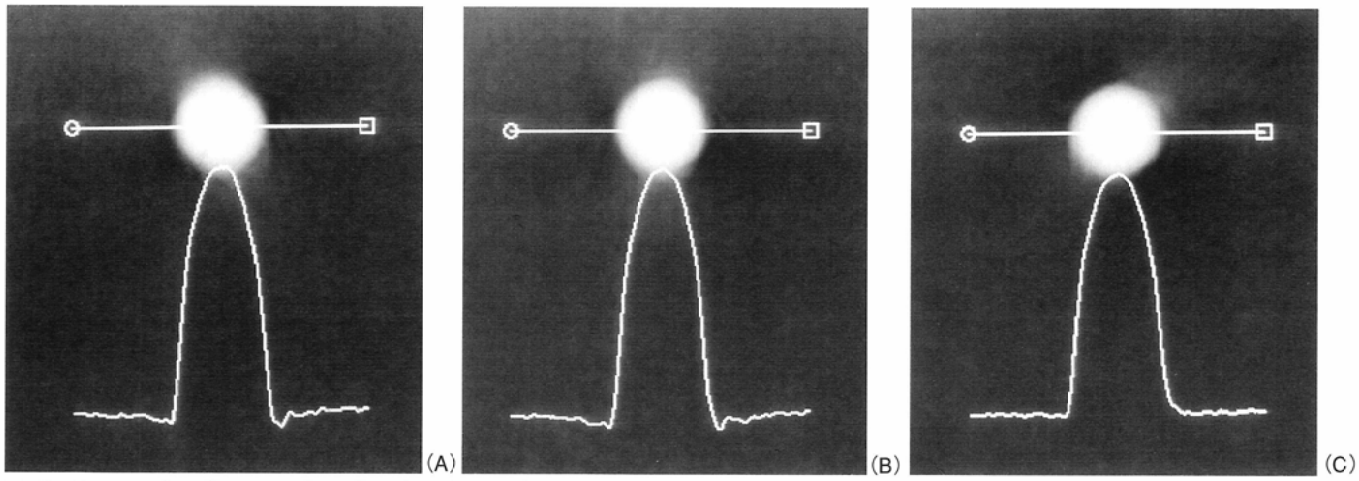

Fig.8　Change of profile curve of acrylic sphere(10mmØ)depending on tube current (A): 50mA,20mm/s (B):100mA,20mm/s, (C): 150mA,20mm/s

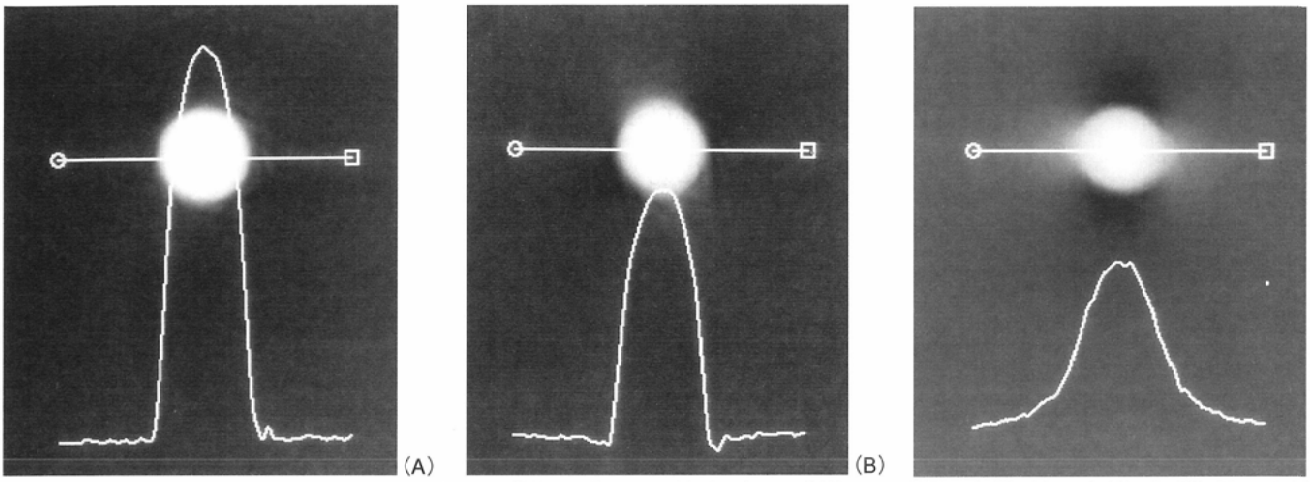

Fig.9　Change of profile curve of acrylic sphere(10mm∅)depending on table feed speed (A):10mm/s,50mA (B): 20mm/s,50mA, (C): 30mm/s,50mA

用の場合と異なるため実際の画像によりさらに検討する必要がある．しかしながら，少なくとも今回の検討から，管電流の低下は比較的画質の劣化を生じることなく被曝線量を軽減できる因子であると考えられる．

一方，従来からの報告と同様に今回の検討でもテーブル移動速度の増大は高速螺旋CTの画質の劣化を生じた[13),14)]．今回の検討から，高速螺旋CTによる肺癌検診に際して，テーブル移動速度を大きくした場合には，1)体軸方向において球前後のスライスでもCT値が増加するため偽陽性病変を生じる，2)水平面でCT値の差が小さくなるため肺野とのCT値の差の小さい病変が見逃される，3)水平面でCT profile curveが変化するため小さな病変が変形する等の危険が想定される．一方，被曝線量はテーブル移動速度が大きくなるほどその低下の割合が小さくなるため，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軽減に役立たないと考えられる．

まとめ

1)高速螺旋CTによる肺癌検診を施行するための基礎的検討として，撮影条件が被曝線量と画質に及ぼす影響についてファントムを用いて検討した．

2)管電流と被曝線量は比例して変化したが，テーブル移動速度には比例せず，その増大とともに線量の低下の割合が小さくなった．

3)管電流の低下による画質の変化は認めなかったが，テーブル移動速度の増大は画質の劣化を生じた．

4)以上から，管電流の低下は比較的画質の劣化を生じることなく被曝線量を軽減できるが，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軽減に寄与しないと考えられた．

本研究の実験に御協力いただきました名古屋記念病院放射線部の放射線技師諸君に深く感謝します．

文　献

1) Soda H, Tomita H, Kohno S, et al: Limitation of annual screening chest radiograpy for the diagnosis of lung cancer　A retrospective study. Cancer 72: 2341-2346,1993

2) 森　清志，片山信仁，奥山　厚，他：Helical scan CTによる肺結節性病変の存在診断－転移性肺腫瘍を中心に－．日本医放会誌 53：812-819, 1993

3) 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

4) 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

5) 秋山典子，村松禎久，花井耕造，他：胸部螺旋状(ヘリカル)CTスクリーニングの被曝線量－ヘリカルスクリーニングと現行法－．日放技学誌東京部会誌　52：22-27, 1994

6) Mcllough EC, Payne T: Patient dosage in computed tomography. Radiology 129: 457-463, 1978

7) Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, et al: Determinations of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination. British journal of radiology 64: 20-28, 1991

8) 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

9) 榊原勝浩，前越　久，小山修司，他：X線CT撮影における被曝線量評価法の開発．名古屋大学医療技術短期大学部紀要 6：23-29, 1994

10) 飯沼　武，舘野之男，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

12) Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, et al: CT of the chest: Minimal tube current required for good image quality with the least radiatin dose. AJR 164: 603-607, 1995

13) Polacin A, Kalender W, Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology 185: 29-35, 1992

14) 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－．日本医放会誌 52：1540-1544, 1992