ノート

螺旋状（ヘリカル）スキャンを用いた肺がんスクリーニング CT の医療被曝について

村 松 禎 久・秋 山 典 子・花 井 耕 造*

国立がんセンター中央病院

放射線治療部・放射線診断部*

（論文受理 1994年10月17日）

（最終論文受理 1995年 9 月22日）

（Code No. 251）

Key words : Mass Screening, X-ray CT, Helical Scan, Medical Exposure, Risk Benefit Analysis

**MEDICAL EXPOSURE IN LUNG CANCER SCREENING BY HELICAL COMPUTED
TOMOGRAPHY**

MURAMATSU YOSHIHISA, AKIYAMA NORIKO, HANAI KOUZOU*

Central Hospital: National Cancer Center

Department of Radiotherapy, Radiology*

Summary

[Purpose] The object of this study was to clarify the medical exposure in Lung cancer Screening CT (LSCT) using Helical Scan focusing on the dose characteristics of helical scanning, comparisons with conventional chest mass screening, and risk benefit analysis.

[Methods] Radiation dose was measured at both the center and surface of chest and abdominal standard phantoms using a thermoluminescence dosimeter. Scanning parameters employed were 120 kV, 50 mA, 10 mm X-ray beam width, 1 s/rotation scanning speed, 20 mm/s couch top movement speed, and 260 mm scanning range.

[Results] The dose at the center of the phantom using LSCT was 2.6 mGy, ten times higher than that for conventional mass chest fluorography. On the other hand, the dose was almost the same as that for mass screening fluorography of the upper gastrointestinal tract, only 1.3 times higher. Balance ages in risk benefit analysis were 33 years old for men and 38 years old for women.

[Conclusion] Clarification of the characteristics of LSCT has demonstrated that LSCT is suitable for mass chest screening examinations.

1. はじめに

国立がんセンター病院における肺がんの5年生存率は約50%で、他の臓器がんと比較すると低いものの、その治療成績は年々向上している。とくに、早期肺がんの5

年生存率は75%を越えており、早期発見・早期治療が重要であることが示されている¹⁾。

一方、本邦の肺がん検診は、老人保健法により、胸部X線写真と、その受診者に対する問診の結果、医師が必要と認めたものに実施される喀痰細胞診により行なわれ

ている。しかし、現状の胸部X線写真の早期がんに対する検出精度は、見落としも含め疑問視されている。これに対し、新しい胸部スクリーニング検査法として検診用X線コンピュータ断層（以下、X-CT）装置が提案²⁾され、以後その可能性・有効性について報告^{3,4)}がされてきた。

これらの現状に対し、1993年9月末より、螺旋状（以下、ヘリカル）スキャン方式による肺がんスクリーニングCT（以下、lung cancer screening CT: LSCT）のパイロットスタディが実施されている。しかし、このスタディの実施に関しては問題点が多い。とくに被曝線量については、ICRP 1990年勧告180項で、医療被曝の線量拘束値なる概念が提示され、その具体的な対象としてX線集団検診（以下、集検）への適用⁵⁾が示されたこと、そして最近の市民運動にみる医療被曝への批判の高まりなどから大変重要な課題である。

本報告では、LSCTの医療被曝に着目し、以下に示す3項目について検討する。

- ・コンペンショナルスキャンとヘリカルスキャンの関係
- ・LSCTと現行の集検法との関係
- ・LSCTのリスク・ベネフィット分析⁶⁻⁹⁾

2. 方 法

2.1 使用機器および器具

X線装置

X-CTシステム：TCT-900S・Super HELIX

(TOSHIBA)

胸部システム (Table 1)

直接：DH-1515 (HITACHI)

間接：TU-MA5 (HITACHI)

上部消化管 (UGI) システム (Table 1)

直接：medix 230X (HITACHI)

間接：DWS-1515G (HITACHI)

線量測定システム

ファントム：RAN-100/MAN (LABORATORY)

TLD 素子：MSO-S (Mg_2SiO_4 : Tb) ロッドタイプ (KASEI OPTNICS)

TLD 測定器：TLD READER 2500 (KASEI OPTNICS)

実効エネルギー測定システム

X線アナライザ：MODEL 200 (KASEI OPTNICS)

2.2 被曝線量測定

現在までに、各モダリティー間を直接比較するための線量測定（法）は規格化されていない。本報告では、ファントム、線量計、測定位置を統一した。そして実際の被曝を想定した照射方法から、各モダリティー毎に線量測定法を以下のように規定した。

また、線量測定に使用するロッドタイプの熱ルミネセンス線量計（以下、TLD）は、治療用Co遠隔照射装置を用いて、電子技術総合研究所とトレーサビリティの関係にある指頭型電離箱線量計と同時照射を行い、線量校正を行った。

2.2.1 X線CTシステム

胸部ランドファントムを回転中心に設定し、以下の条

Table 1 Chest and upper gastrointestinal imaging system and imaging parameters.

	Chest radiography fluorography		Upper Gastric Intestine radiography fluorography			
Equipment	DH-1515	DWS-1515GS	MEDIX-230X	TU-MA5		
Transformer assembly	Three phase 12peak	Capacitor discharge	Inverter	Capacitor discharge		
Tube voltage [kV]	134	120	radiography 87	fluoroscopy 87	radiography 80	fluoroscopy 80
Effective energy [keV]	47.3	37.3	33.8	33.5		
Energy correction coefficient	3.82	4.15	4.25	4.30		
Effective (milliamper-second)	10 mAs	3.2 mAs	12.8 mAs	1.4 mA	1.8 mAs	1.0 mA
FFD [cm]	190	120	100	85		
Field size [cm]	35×35	40×40	30×25	22.5φ		
Added filtration	0.3mmCu+1.0mmAl	0.5mmCu-0.5mmAl	None	0.05mmCu-0.5mmAl		
Grid Ratio	15:1	12:1	12:1	10:1		
Interspacer	Wood	Al	Wood	Wood		

件で中心および腹側の表面線量について測定した。各スキャンの測定回数は5回とした。TLDの配置はFig. 1に示すように、コンベンショナルおよびヘリカルスキャンの中心については、ファントム体軸（Z軸）と平行に1本ずつ配置した。ただし、ヘリカルスキャンの表面線量については、ファントム体軸上の線量分布が、テーブル移動速度（以下、テーブル速度）を周期として振動している¹⁰⁾ことから、TLDを5 mm 間隔・12本をスキャン断面に平行に配列し、測定回数を2回とした。また、実効エネルギーはメーカー公称値（60 keV）を採用し、エネルギー依存特性表¹¹⁾から補正係数を3.35とし、測定値を補正した。

・コンベンショナルスキャン

管電圧：120 kV、X線設定ビーム幅（以下、ビーム幅：10 mm、テーブル移動間隔（以下、テーブル送り）：10 mm、スキャン設定範囲（以下、スキャン範囲）：260 mm、1回転のスキャン時間（以下、スキャン時間）：1 s/rot.を一定とし、管電流50 mA および当施設の胸部CTのルーチン条件である150 mAについて測定した。

・ヘリカルスキャン

120 kV、50および150 mA、ビーム幅：10 mm、スキャン範囲：260 mm、スキャン時間：1 s/rot.、テーブル速度：10、15、20 mm/sについて測定した。

なお、120 kV、50 mA、ビーム幅：10 mm、スキャン範囲：260 mm、スキャン時間：1 s/rot.、テーブル速度：20 mm/sの組み合わせを、LSCTの基本スキャン条件¹²⁾

とする。

2.2.2 現行の集検システム

線量測定は、2.2.1で使用したTLDを用い、測定回数はすべて5回とした。照射条件は、管電圧は通常使用に固定し、mAs値は自動露出制御（AEC）、輝度は自動輝度制御（ABC）により決定した。また、測定値は同一条件下でX線アナライザを用いて、実効エネルギーを測定し補正を行った。（Table 1）

・胸部システム

胸部ランドファントムを背腹方向（P→A）に設定し、中心および背側の表面線量について測定した。

・上部消化管（Upper Gastric Intestine：UGI）システム

腹部ランドファントムを使用し、中心および背側の表面線量について測定した。

照射法は、集検7枚法¹³⁾を想定し、撮影は腹背方向（A→P）から4回、P→Aから3回の計7回、そして透視はA→Pから35 s、P→Aから25 sの計60 sとして規定した。すなわち、この一連の照射が1回の測定となる。

2.3 LSCTにおけるリスク・ベネフィット分析

受診者は、検診を受けることにより必ず損失（リスク）と利益（ベネフィット）を受けるため、両者の関係を推定することはたいへん重要である。すでに飯沼等は、リスクを「放射線被曝による、がん発生までの潜伏期間や発病持続期間を考慮した余命短縮」、そしてベネフィットを「集検を実施することによって生じる余命延長」と考え、この関係を数式化^{6~9)}している。それによれば、同一集団全員が毎年1回集検を定期的に受診すると仮定したとき、以下のようになるとしている。

2.3.1 リスク

LSCTのリスク（S）の算出式は、

$$\text{男性：} S_M = (E_B \cdot R_B \cdot \Delta M_B + E_L \cdot R_L \cdot \Delta M_K) / d$$

$$\text{女性：} S_W = (E_B \cdot R_B \cdot \Delta M_B + E_L \cdot R_L \cdot \Delta M_K + E_o \cdot R_o \cdot \Delta M_K) / d$$

となり、各記号は以下のとおりである。代入する数値は平均等価線量以外、文献 9)に従った。なお、 M_B 、 M_K とも、平均余命（性、年齢階級別）の関数である。

E_B ：LSCTの基本条件における平均骨髄等価線量 [S_v] で E_L の1/3とした¹⁴⁾。

E_L ：LSCTの基本条件における肺の平均等価線量 [S_v] で、ファントム中心線量とした。

E_o ：LSCTの基本条件における乳房の平均等価線量 [S_v] で、 E_L 同様ファントム中心線量とした。

R_B ：骨髄等価線量当たりの白血病の発生率で、 5.9×10^{-3} [人/ S_v]

R_L ：肺の等価線量当たりの白血病の発生率で、 4.3×10^{-3} [人/ S_v]

R_o ：乳房等価線量当たりの白血病の発生率で、 $9.3 \times$

Fig. 1 Experimental set up in X-ray CT

* Conventional & Helical Scan: Center

The number of measurements for each type of scanning was five. Single TLD was arranged in a vertical array on the axial plane of the phantom.

** Helical Scan: Surface

With regard to surface dose in helical scanning, twelve TLDs were arranged in a parallel array on the axial plane of the phantom, with a spacing of 5 mm, and measurement was repeated twice.

10^{-3} [人/ S_v]

ΔM_B : 白血病の発生によって失われる余命の平均 [年]

ΔM_K : 臓器・組織がんの発生によって失われる余命の平均 [年]

d : 線量率効果係数で, $d = 2$

2.3.2 ベネフィット

LSCT のベネフィット (B) の算出式は,

$$B_{ij} = D_{ij} \cdot f_D \cdot f_S \cdot s \cdot [W_M(1) - W_0] \cdot T_{ij}$$

となる。i は性, j は年令階級を示す添字である。また代入する数値は, 2.3.1 同様, LSCT の有病正診率 (f_S) 以外は, 文献 9) に従った。

D_{ij} : 肺がんのり患率 [人/年]

f_D : 精密検査の有病正診率で, $f_D = 1.0$

f_S : LSCT の有病正診率は, 大松等が報告¹²⁾した60%と仮定し, $f_S = 0.6$

s : 精密検査を必要とされた集団が, 実際に受診する率で, $s = 0.8$

$W_M(1)$: LSCT による発見肺がん患者の5年生存率で, $W_M(1) = 0.65$

W_0 : 一般外来による発見肺がん患者の5年生存率で, $W_0 = 0.1$

T_{ij} : 平均余命 [年]

3. 結 果

3.1 X-CT におけるコンベンショナルとヘリカルスキャンの関係

スキャン条件120 kV, 50 mA, ビーム幅: 10 mm, スキャン範囲: 260 mm における, ファントム中心および表面でのコンベンショナルとヘリカルスキャンの被曝線

量を Table 2 に示す。

中心におけるコンベンショナルスキャンのテーブル送り: 10 mm の線量は 7.0 ± 0.15 mGy で, ヘリカルスキャンのテーブル速度: 10 mm/s との比較では $1:0.74$ となり, ヘリカルスキャンに約25%の線量低下を認めた。また, ヘリカルスキャンにおけるテーブル速度と線量の関係は, $10:15:20$ mm/s = $1:0.69:0.50$ となり, 移動速度にほぼ反比例の関係となった。

一方, 表面についても同様に, コンベンショナルスキャンのテーブル送り: 10 mm とヘリカルスキャンのテーブル速度: 10 mm/s との比較では $1:0.77$, そしてヘリカルスキャンのテーブル移動速度変化では $10:15:20$ mm/s = $1:0.71:0.54$ となり, 中心と同様の傾向を示した。また, ヘリカルスキャンでは前述のようにファントム体軸上, テーブル速度を周期とする線量分布を示すが, その分布における最大値と最小値の差は, テーブル速度: 10 mm/s で約2倍, 20 mm/s で約4倍となった。

3.2 LSCT と現行の集検法との関係

LSCT と現行の集検システムの被曝線量の結果を, Table 3 に示す。

中心における LSCT の被曝線量は 2.6 ± 0.11 mGy で, 胸部(間接)との比較では約10倍, UGI(間接)で約1.3倍となった。

一方, 表面では同様に 2.2 ± 1.16 mGy で, 胸部(間接)で約3倍, UGI(間接)では約0.5倍となった。

3.3 LSCT のリスク・ベネフィット分析

LSCT の基本条件におけるリスク・ベネフィット分析の結果を, Table 4 および Fig. 2 に示す。

リスクは, 男・女性とも加齢とともに平均余命が短縮するため, 発がんにより死亡する確率が低下し, リスクは低下した。また女性には, 乳房の発がんを考慮するため, 男性より大きな値となった。

一方, ベネフィットは, 加齢とともに肺がんのり患率が上昇するため, ベネフィットは上昇した。また, 女性には, 肺がんのり患率が男性より低いいため小さな値となった。

また, 男性におけるリスクとベネフィットが交差する点(以下, バランス点)は, 33才となり, 女性のバランス点は, 38才であった。

4. 考 察

4.1 ヘリカルスキャンの線量特性について

ヘリカルスキャンの特徴は, 連続的にテーブルを移動させながら, 連続的にデータ収集を行うことにある。これを被曝線量の立場から考察する。

4.1.1 連続的なテーブル移動とデータ収集

連続的なテーブル移動は, 体軸方向において中心の線量分布はほぼ一定であるが, 表面ではテーブル速度を周

Table 2 Dose characteristics of LSCT.

Type of CT	Table factor	Radiation Dose [mGy] Mean $\pm$ SD (CV [%])	
		Center	Surface
Conventional	F:10	7.0 ± 0.15 (2.1)	5.3 ± 0.77 (14.5)
Helical	S:10	5.2 ± 0.10 (1.9)	4.1 ± 0.71 (17.3) Max. 4.5 Min. 2.2
	S:15	3.6 ± 0.05 (1.4)	2.9 ± 1.15 (39.7) Max. 4.1 Min. 1.2
	S:20	2.6 ± 0.11 (4.2)	2.2 ± 1.16 (52.7) Max. 3.9 Min. 0.9

Note. -
120 kV, 50 mA, W:10, R:1, Ds:260 scans.
F: couch top feed [mm]
S: couch top speed [mm/s]

Table 3 Comparison of radiation dose between LSCT and a conventional mass chest screening system.

Modality of Examination	Radiation Dose [mGy]	
	Center	Surface
Chest		
Fluorography	0.26 ± 0.009	0.82 ± 0.023
Radiography	0.13 ± 0.005	0.23 ± 0.013
UGI		
Fluorography	1.9 ± 0.09	4.2 ± 0.22
Radiography	4.8 ± 0.28	11.6 ± 0.46
CT		
LSCT	2.6 ± 0.11	2.2 ± 1.16
Routine	19.0 ± 0.12	16.2 ± 1.94

Note. —

Chest : Plain Chest mass screening, Postero-Anterior projection

UGI : UGI mass screening, "seven-projection method (literature 13)"

CT : Routine for Chest in National Cancer Center Central Hospital

期とした線量分布¹⁰⁾をもたらす。

この現象は、測定方法に対して、スキャン断面に対する TLD の設定方向、つまり方向依存性が問題となる。ロードタイプの TLD では、いずれにしても方向依存性の影響を受けるが、一般的にコンベンショナルスキャンでは、スキャン断面に垂直に配置される。また、ヘリカルスキャンでも同様に垂直に配置すべきと考えられる。

しかしながら、表面については Table 2 で示されたように、その線量分布の最大値と最小値は、ヘリカルスキャンのテーブル速度：10 mm/s で約 2 倍、20 mm/s では約 4 倍と大きく異なり、TLD の方向依存性に対して、線量分布上の TLD の位置依存性が測定値に大きく影響すると考えられる。そして実際的には、今回使用したランドファントムの表面が不整であること、かつ TLD ホルダーと素子には軸方向に遊びがあることから、スキャン断面と垂直に複数の素子を等間隔に配置することが困難であった。それに対し、TLD ホルダーの直径が 5 mmφ であることから、スキャン断面に平行にかつ等間隔に容易に配置することが可能であった。

以上の事を考慮すると、2.2.1 で示したように、スキャン断面に TLD を平行に配置すべきと考える。

また、この周期的な線量分布は、各臓器・組織における線量測定を困難にする。しかし、ヘリカルスキャンにおけるスキャン断面の線量分布を各臓器の容積線量分布として捉えるならば、コンベンショナルスキャンと同一であると考え事前に基礎実験を行った。その結果、コンベンショナルスキャンにおけるランドファントムの中心と肺の線量比が、1 : 0.90 であったことから、LSCT における肺の平均等価線量はファントム中心線量とした。

また、骨髄等価線量は、肺の線量の 1/3 程度と報告¹⁴⁾されており、ファントム中心線量の 1/3 としリスクベネフィット分析を行った。

なお、現時点では、ヘリカルスキャンを含め CT 検査における被曝線量測定法は十分な議論がなされておらず、今後早急に学会としての基準測定法が規格化されることが望ましいと考える。

つぎに、連続的なデータ収集は、コンベンショナルスキャンは 1 回のスキャン毎に X 線のスイッチングが繰り返されるのに対し、ヘリカルスキャンでは、一連のスキャンの中で 1 回のスイッチングが行われる¹⁰⁾。このため、コンベンショナルスキャンのテーブル送り：10 mm とヘリカルスキャンのテーブル速度：10 mm/s との比較では、中心・表面とも約 25% 程度の被曝線量の減少として認められた。

4.1.2 中心と表面線量との関係

中心と表面線量との関係は、両スキャンとも表面のほうがやや少ない結果を得たが、従来の報告¹⁵⁾とは異なっている。

この結果に対し、直径 16 cm のアクリル製円柱ファントムを使用し、ペンシル型電離箱線量計と TLD による線積分線量の測定^{16,17)}を行った。スキャン条件は、120 kV, 50 mAs, ビーム幅：10 mm, スキャン時間：1 s/rot. を一定とし、ペンシル型電離箱ではシングルスキャン、TLD ではテーブル送り：10 mm, スキャン範囲：140 mm としてコンベンショナルスキャンを行った。その結果、Table 5 に示すように、中心におけるペンシル型電離箱と TLD の比率は、ほぼ 1.0 で同じ値を示した。しかし中心と表面下 1 cm の比率は、ペンシル型電離箱ではほ

Table 4 Risk-benefit analysis for LSCT using basic scanning parameters -Formula for calculation-

Risk: Men

$$\text{Ris}_M [\text{person} \cdot \text{year} \times 10^{-5}] \\ = 0.405 \times 10^{-5} \cdot \Delta M_B + 0.767 \times 10^{-5} \cdot \Delta M_K$$

Women

$$\text{Ris}_W [\text{person} \cdot \text{year} \times 10^{-5}] \\ = 0.405 \times 10^{-5} \cdot \Delta M_B + 1.326 \times 10^{-5} \cdot \Delta M_K$$

Benefit:

$$\text{Bene}_{ij} [\text{person} \cdot \text{year} \times 10^{-5}] \\ = 0.264 \cdot D_{ij} \cdot T_{ij}$$

Note. -

Literature 9)

Men: Japanese men in 1985

Women: Japanese Women in 1985

 ΔM_B : average life expectancy lost due to radiation induced leukemia (Additive model)

 ΔM_K : average life expectancy lost due to radiation induced cancers other than leukemia (Additive model)

D: incidence rate of lung cancer

T: average life expectancy

 i, j : The i and j are indexes for sex and age group, respectively

Fig. 2 Risk-benefit analysis of LSCT using basic scanning parameters. Ages that the points of intersection between risk and benefit curves cross were 33 years old for man and 38 years old for women.

ば1.0に対し、TLDでは約0.9そして表面では約0.7であった。この原因は、使用CT装置のビームハードニング補正用フィルタにより表面線量が低い値を示したと考えることも可能であるが、今回使用したTLDのエネルギー

依存特性がペンシル型電離箱線量計¹⁸⁾に対し大きいことから、これが主因と考える。

したがって、Table 2, 3で示したCTの表面線量は、やや過小評価されている可能性があり、実際は中心線量と同程度になると考えられる。また、このことからリスク・ベネフィット分析における女性の乳房の等価線量は、安全側に考え、ファントム中心線量を採用することとした。

4.2 LSCTの妥当性

本邦における肺および胃がんに関する現況^{1,19-21)}を、Table 6に示す。すなわち、肺がんは胃がん比べ、死亡率、罹患率とも近年上昇しているにもかかわらず、すでに発見時には進行がんであり、そして結果的に冒頭で述べたように、5年生存率も低い状況にある。

一方、LSCTの被曝線量は、モダリティ別にはTable 3のように位置付けられ、胸部集検とは大きく異なるもののUGI集検(間接)とはほぼ同程度であった。また、リスク・ベネフィット分析においても、受診者の年齢を現在の老人保健法に従い40才以上とするならば、男女とも十分妥当であった。

したがって、肺がんの現況および受診者の年齢を考慮するならば、被曝線量に関しては、LSCTの実施に対し

Table 5 Ratio of line integral dose at the center and surface of a phantom.
—Comparison between a thimble ionization chamber and TLD—

Dosimeter	Point of measure in Phantom		
	center	surface	surface below+1cm
Ionization chamber	1.00	0.97	—
TLD	1.01	0.73	0.88

Note. —

Phantom: 16cm diameter Cylindrical Phantom.

Each values shown ratio to the dose at the center the phantom in the pencil ionization chamber.

Table 6 Recent trends in lung and stomach cancers.

		Lung		Stomach	
Death rate*	1984	23.8		40.7	
	1994	33.5		38.2	
Incidence rate**	1974	66.2		269.3	
	1986	103.2		225.8	
5year survival rates*		47.0		65.9	
Clinical stage**		Localized	Metastases	Localized	Metastases
	1975	20.9	79.1	25.1	74.9
	1985	20.0	80.0	37.3	62.7

Note. —

Literature 1), 19), 20), 21)

*: Death rate of cancer. [per 100,000 population]

**: Incidence rate of cancer (Average 40~79age). [per 100,000 population]

: 5-year survival rates of the patients; Hospital-based Cancer Registry in National cancer center Hospital. [%]

##: Clinical stage distribution of cancer patients. [%]

その妥当性は十分といえる。またこれらのデータは具体性があり、受診者に対するインフォームドコンセントに役立つものと考ええる。

4.3 LSCTのスキャン条件について

LSCTのスキャン条件は、今回は大松等の報告¹²⁾に従い、一義的に120 kV, 50 mA, スキャン時間: 1 s/rot., テーブル速度: 20 mm/s, スキャン範囲: 260 mmとしたが、理想的には受診者の体格および肺の含気量にあわせて変更すべきであり、その結果、最終的には受診者全体の被曝低減につながるものと考えられる。すでに、コンベンショナルスキャンにおける研究ではあるが、David P. 等²²⁾は、LSCTの基本スキャン条件の1/3～1/2程度にあたるX線出力および被曝線量でも肺野内病変を評価できるとしており、パイロットスタディーの経過とあわせて、受診者に最適なスキャン条件を明らかにすべく検討が必要である。また、そのスキャン条件が自動的に選択されるAECのようなシステムの開発が望まれる。

5. おわりに

近年の肺がんに関するり患率および死亡者数は、増加の一途をたどっている。その打開策としてのLSCTの実施に対し、被曝線量に関する位置付けおよびその妥当性を明らかにした。

しかしながら、現行の集検システムと比較し明らかに多くの被曝をしいられ、単に医療被曝を助長させる危険性がある。また、LSCTの実施に関しては、運用費用、読影方法、そして受診者に対するインフォームドコンセント等多くの問題を抱えている。

今後は、医師、放射線技師、装置メーカーが三位一体となり、現在実施されているパイロットスタディーの経過を追跡するとともに、現在のCT装置とは一線を画した、LSCT専用装置および周辺機器の研究・開発が急務であろう。

研究に際し、リスク・ベネフィット分析についてご指導いただきました。日本放射線医学総合研究所重粒子治療センター（現：埼玉工業大学）の飯沼武先生に感謝を申し上げます。また、線量測定に協力していただきました。東京都予防医学協会の山岸善九郎先生をはじめ技師諸兄にお礼いたします。

研究助成として、森山班（厚生省：対がん10ヶ年総合戦略研

究事業：分野 4）より研究費公庫補助を受けたことを記します。

なお、本研究の要旨は、1993 年 11 月、第 21 回秋季学術大会（広島）にて報告した。

参 考 文 献

- 1) がんの統計編集委員会（垣添忠生）：がんの統計 1991, 12-43, (1991).
- 2) 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 他：肺がん検診のための X 線 CT の開発, 新医療, 10, 28-32, (1990).
- 3) 大谷匡史, 田仲 隆, 花井耕造, 他：螺旋状（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, 日放技学誌, 48(10), 1828-1835, (1992).
- 4) 山田耕三, 野村郁男, 松村正典：胸部 X 線 CT で原発巣が発見され切除し得た肺野型肺がんの検討, 日本胸部疾患学誌, 31(4), 474-479, (1993).
- 5) 砂屋敷 忠：放射線検査の線量規制は可能か（ICRP 90 年勧告, 180 項を受けて）, 日放技学誌, 49(9), 1704-1724, (1993).
- 6) 飯沼 武, 館野之男, 橋詰 雅, 他：胃集検の利益と損失, 日医放誌, 37(12), 1109-1121, (1977).
- 7) 飯沼 武, 館野之男, 橋詰 雅：診断用放射線被曝における個人のリスクの定量的評価, 日医放誌, 40(5), 476-484, (1980).
- 8) 飯沼 武, 館野之男：乳房撮影を用いる乳がん集団検診のリスク・ベネフィット分析, 日医放誌, 49(9), 1091-1095, (1989).
- 9) 飯沼 武, 館野之男, 松本 徹, 他：肺がん検診用 CT（LSCT）の基本構想とその事前評価, 日医放誌, 52(2), 182-190, (1992).
- 10) 村松禎久：第 3 回計測分科会報告, 螺旋状（ヘリカル）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, 51(5), 642-644, (1995).
- 11) KYOKKO TLD TECHNICAL DATA：MSO 素子のエネルギー依存特性表, 22-23, 化成オプトニクス.
- 12) 大松広伸, 西脇 裕：ヘリカル CT を用いた肺野小腫瘍陰影の診断—存在診断能の評価と 3 次元再構成画像, 映像情報, 26(4), 155-161, (1994).
- 13) 全国胃集検放射線技師連絡会（村西久幸）：'91 年度胃集検放射線装置等実態調査報告, (1991).
- 14) 西澤かな枝：X 線 CT 検査による被曝, 放射線科学, 33(11), 334-341, (1990).
- 15) Shope T B, Morgan T J, Showalter C K：Radiation dosimetry survey of computed tomography systems from ten manufactures, BJR, 55, 60-69, (1982).
- 16) 速見昭雄, 伊藤博美, 岡本日出夫, 他：X 線 CT 装置性能評価に関する基準（案）, 日放技学誌, 47(1), 56-63, (1991).
- 17) 鈴木 革：X 線 CT 装置の照射線量の簡単な測定法, 映像情報, 11(7), 486-488, (1979).
- 18) 小室裕冉, 服部 昭, 吉村和彦：CT の被曝について, 日放技学誌, 38(5), 714-721, (1982).
- 19) 厚生省大臣官房統計情報部：昭和 60 年人口動態統計（上巻）, 248-249, (1987).
- 20) 厚生省大臣官房統計情報部：人口動態統計月報（概数）, 48(12), 36-39, (1994).
- 21) がんの統計編集委員会（垣添忠生）：がんの統計 1978, 24-25, (1978).
- 22) Naidich D P, Marshall C H, Gribbin C, et al.：Low Dose CT of the Lungs-Preliminary Observation, Radiology, 175(3), 729-731, (1990).