

肺癌検診用 MDCT(multidetector-row CT)撮影マニュアルの作成 平成 17 年度技術部会報告 (詳細版)

松本 徹^{†*1} 伊藤茂樹^{*2} 岡本英明^{*3} 高山俊之^{*4} 津田雪裕^{*5}
中村義正^{*6} 西澤かな枝^{*1} 花井耕造^{‡*7} 松本政雄^{*8} 村松禎久^{*9} 和田真一^{*10}
鈴木雅裕^{#11} 五味志穂^{#11} 村野剛志^{#11} 関口淳子^{#12}

1. 序論

本技術部会はこれまで、日本放射線技術学会との共同研究によりシングルスライス CT(SDCT と略)用および MDCT 用撮影マニュアルを作成、その結果を胸部 CT 検診誌、日本放射線技術学会誌および本学会・技術学会ホームページ上で発表してきた[1-5]。今回、公表するものは平成 16 年度版に続く MDCT 撮影マニュアル改定版である。マニュアル構成項目と分担執筆者は以下の通りである。

1. 序論 (松本徹)

2. Multidetector-row CT (MDCT) による肺癌検診における撮影条件 (伊藤)

3. MDCT 検診における線量測定 (西澤、岡本)

4. 画質と被ばくの管理 (村松、五味、高山)

5. MDCT 装置の機器構成 (松本政雄、岡本)

6. 撮影法 (津田、中村)

7. X 線 CT 装置の品質管理 (花井)

8. MDCT 肺癌検診のリスク・ベネフィット解析 (村野)

【付録】用語解説 (津田)

本マニュアルは日々進化し続ける多機種、多機能 MDCT のうち検診用として 4 列、16 列を対象に、選択の自由度が大きい MDCT 撮影条件に対して「早期肺癌の検出に支障のない画像を得ること、以前作成したマニュアルの SDCT 撮影時より X 線被ばくが大きくなること」を基本に据えて全体をまとめた。

主な改定点は、すべての項目で時局に合った内容を心がけたことである。特に項目 6 で示した CT 撮影法の具体的なノウハウは CT 検診をこれから始める際はもちろん、現に行っている人・施設にも参考になるはずである。項目 8 に本報で提案する MDCT 検診の安全性の目安を追加した。

なお、本詳細版とは別に、項目 2,4,5 の内容をコンパクトにした要約版を CT 検診誌および学会ホームページに掲載した。併せて参照いただければ幸いである。

2. Multidetector-row CT(MDCT)による肺癌検診における撮影条件：最適な撮影条件を決定するための検討事項

2.1 はじめに

ヘリカル CT の開発により、約 10 年前に我が国で single-detector row CT(SDCT)による肺癌検診が開始され、国内外での基礎的及び臨床的検討の結果に基づいて、その標準的撮影条件が勧告された。一方、近年 CT 装置において検出器の多列化とガントリ回転時間の短縮という大きな進歩がもたらされた。この MDCT が肺癌検診にも用いられるようになり、その標準的撮影条件を定める必要がある。しかしながら、MDCT には様々の列数の機種が存在し、かつ、その肺癌検診での応用に関する基礎的及び臨床的検討がまだ十分集積されていないことを考えると、現時点でその最適な

*1放射線医学総合研究所医療放射線防護研究チーム、(〒263-8555 千葉市稲毛区穴川 4-9-1、E-mail:matsu@nirs.go.jp)

*2名古屋大学医学部保健学科、*3大阪府立成人病センター放射線診断科、*4京都科学東京支店教育機器課、*5神奈川県予防医学協会放射線技術部、*6東京都予防医学協会放射線科、*7国立病院機構栃木病院、*8大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻、*9国立がんセンター東病院放射線部、*10新潟大学医学部保健学科、#11国立がんセンターがん予防検診研究センター、#12 GE横河メディカルCTマーケティング部

(† 部会長、* 委員、# 協力者)

撮影方法を決定することは困難である。よって、本稿では肺癌検診における MDCT の標準的撮影条件を決定する上で考慮すべき問題点について述べる。

2.2 SDCT による肺癌検診における標準的撮影条件と診断基準の概要とその問題点

胸部 CT 検診研究会と日本放射線技術学会の合同研究班において、ガントリ回転時間が 1 秒、また、0.7-0.8 秒の SDCT を用いた肺癌検診における標準的撮影条件について Table 1 のように勧告された[1-3,6]。この条件は、年 1 回適切に施行された CT 検診を受診した人の末梢型肺癌の 5 年生存率が 80-90%以上になることを目標として、CT 上充実性を呈する癌では 5mm 以上の病変を、また、スリガラス状を呈する癌では 10mm 以上の病変を検出できる画像を、最小限の被曝線量と撮影時間で得ることを目指して定められた。

一方、胸部 CT 検診研究会と日本肺癌学会の合同研究班において、検診における結節の診断基準について次のように勧告された[7]。まず、著明な石灰化を有する結節は精査不要とされた。他の非石灰化結節はサイズにより取り扱いが異なり、5mm 未満の結節は精査不要で 10mm 以上の結節は精査を要するとされた。5-10mm の結節については、thin slice CT を再検して病変の性状を評価した上で、純粋な充実性の病変は 3,6 ヶ月後に、純粋なスリガラス状の病変は 3,9,15,21 ヶ月後に thin slice CT を再検してサイズの変化を評価するとされた。また、両者の混在した病変は精査を要するとされた。

これらの勧告には、次のような問題点がある。1) 標準的撮影条件に従った SDCT による低線量画像において、5-10mm の充実性病変に約 5%の、同サイズのスリガラス状病変に約 10%の見落としが生じることと 2) 結節の診断基準に従うと要精検率がしばしば 10%以上と高くなり、かつ、その大部分が良性であることである。特に、SDCT による検診の画像では結節のサイズ、性状を正確に評価することが困難なため、上記の診断基準が適正に適用されず要精検率がさらに高くなることも少なくない。これらの問題点は、SDCT による検診で

Table 1 標準的 SDCT 撮影条件

スキャン時間	1 秒 / 1 回転	0.7-0.8 秒 / 1 回転
管電圧	120kV	120kV
管電流	20-30mA	20-30mA
検出器厚	10mm	10mm (7-8 mm)
ピッチファクタ	2.0	1.5 (2.0)
再構成法	180 度補間法	180 度補間法
再構成間隔	10mm*	10mm* (7-8 mm)
再構成アルゴリズム	肺野条件	肺野条件

*：CRT 読影では 5mm 間隔のオーバーラップ再構成が望ましい

は比較的大きなスライス厚とピッチが用いられることに基因している。また、CT 検診で発見される 5-10mm の非石灰化結節の約 95%が良性であることを考慮すると[8] 現行の診断基準に基づく再検査により生じる受診者の負担は大きく、より軽減されることが望ましい。さらに、CT 検診による被曝線量やコストは、これらの再検査を含めて検討した上で、その妥当性を評価する必要がある。

2.3 MDCT による肺癌検診における標準的撮影条件を決定する上での基本的方針

「全肺野を 1 回の呼吸停止下に撮影し、早期肺癌の検出に支障のない画像を最低線量で得る」という原則と「CT 検診が年 1 回適切に施行された受診者に発見された末梢型肺癌の 5 年生存率が 80-90%以上になるようにする」という目標は、MDCT による肺癌検診においても同様である。現在の 1 回転 0.5 秒の CT を用いれば、SDCT における標準的撮影条件は、上記の勧告に準じれば、検出器厚 5mm、ピッチファクタ 2 (移動速度 10mm/回転)、管電流 50mA(25mAs)になるため、この撮影条件における画質と線量が MDCT の撮影条件を定めるひとつの目安となると思われる。

また、MDCT の持つ、優れた Z 軸方向の分解能を利用して、前述のシングルスライス CT

による肺癌検診の問題点が改善されることが望ましい。具体的には、検診時のCT画像で病変の性状とサイズを正確に評価することにより不要な再検査を防ぎ受診者の要再検率を下げることと特に5-10mmの非石灰化結節のサイズを正確に測定することにより経過観察の基準となる初回のthin slice CTを置き換えることが望ましい。

の検出器厚ではhigh pitchしか選択できない。よって、検出器厚の選択が最も重要なポイントとなる。一方、0.5秒/回転の16列MDCTでは、検出器厚2-2.5mmと1-1.25mmでは、high pitch, median pitch, low pitchのいずれも選択可能であるが、0.5-0.625mmの検出器厚ではhigh pitchしか選択できない。

Table 2 線量とノイズの測定結果 (Aquilion (東芝)における参考値)
(1)4列MDCT (2)16列MDCT

検出器厚mm	4	4	2	検出器厚mm	2	2	1	1	1	0.5
ピッチファクタ*1	1.375	0.75	1.375	ピッチファクタ*1	0.937	0.687	1.437	0.937	0.687	1.437
管電流mAs	25	12.5	20	管電流mAs	17.5	12.5	25	17.5	12.5	22.5
CTDIw mGy	1.30	1.30	1.24	CTDIw mGy	1.36	*4	1.30	*4	*4	1.31
ノイズ比*2	1.0	1.15	1.23	ノイズ比*2	1.0	1.06	1.27	1.11	1.2	1.49
撮影時間sec*3	6.8	12.5	13.6	撮影時間sec*3	5	6.5	6.5	10	13.6	13

*1: テーブル移動時間(mm/回転)/全検出器厚、*2: 最もノイズの小さい条件に対する比率、*3: 300mmを撮影と仮定、*4: 線量が同等になる様に線量を実測した条件と管電流×撮影時間が近似するように設定したが、選択できる管電流の制限でlow pitchの線量が若干少ない。

2.4 MDCTによる肺癌検診において採用できる撮影条件

MDCTの列数は2列から60列までと極めて多様であるため、すべての機種を対象に議論することは困難である。本稿では多くのメーカーが共通して提供している代表的機種であり、かつ、現在までに一定の臨床経験がなされている4,16列のCTについて述べる。以下の記載では、テーブル移動時間(mm/回転)/全検出器厚が約1.5の場合をhigh pitch, 約1の場合をmedian pitch, 約0.7の場合をlow pitchと表現する。

全肺野(30cm)を15秒以内に撮影できることを条件とすると、0.5秒/回転の4列MDCTでは、検出器厚4-5mmではhigh pitchとlow pitchのいずれも選択可能であるが、2-2.5mm

よって、検出器厚とpitchの選択がともに重要なポイントとなる。但し、16列CTで2-2.5mmの検出器厚ではlow pitchでさえ6-7秒で全肺撮影可能であるので、あえてノイズの大きいhigh pitchを選択する必要はないと思われる(実測で同一線量の時median pitchに比べて約15%増大)。以下に我々のAquilion(東芝)を用いた基礎的検討結果をふくめて、撮影条件の個々の項目について述べる。

2.5 MDCTによる肺癌検診における管電流の設定について

AquilionのSDCTにおいて0.5秒/1回転、検出器厚5mm、ピッチファクタ2(移動速度10mm/回転)管電流50mAの撮影条件で頭尾方向30cmを撮影した際のweighted CT dose

index(CTDIw) は、メーカーの表示で 1.1mGy となる。マルチスライス CT による検診では、thin slice の画像が得られる利点を最大限考慮しても CTDIw を 1.3mGy 程度に抑えることが必要と思われる。Table 2(1), Table 2(2) に同一機種種の 4, 16 列 CT による線量の測定結果をまとめた。この結果からは、high pitch で 50mA, median と low pitch で 25-35mA がひとつの指標になる。

MDCT では、多列化が進むほど選択できる検出器厚とピッチが多様になる。一方、我々の測定結果(Table 2(1))では、検出器厚が薄くなるほど同一線量で撮影した画像のノイズは同一再構成厚であっても大きくなる。検診においては被曝線量をできるだけ軽減する必要があるため、これらの撮影条件は同等の線量で得られた画像と比較されるべきである。即ち、良好な画像が得られるとしても線量が大幅に増加する撮影条件は望ましくない。この観点からは、我々の測定結果では、検出器厚 0.5mm では over beaming が大きくなり dose efficiency が低下してノイズの増大も大きいため、検診では使用しない方が望ましいと思われる。

また、全肺野において一定の画質の画像が得られるように、XY 軸方向および Z 軸方向の管電流を制御する技術の応用も、薄い検出器厚を用いる MDCT ではより重要になる[9, 10]。また、最近管電圧を下げることにより画質を有意に悪化させることなく造影剤量と被曝線量を軽減できることが示され、この方法も被曝軽減に応用できる可能性がある[11]。

2.6 MDCT による肺癌検診における検出器厚の設定について

この問題は、肺癌の診断における CT 検診の役割と関係しており、MDCT による肺癌検診の標準的撮影条件を設定する上で最も問題となる。現在 CT 検診で発見された結節のうち 5-10mm の非石灰化結節の良悪性の鑑別が大きな問題となっており、現状では経過観察によりサイズの増大の有無を評価することが最も妥当な方法であるとされている[12, 13]。更に、この評価には結節の水平面での径の測定のみよりもその容積が XYZ 軸上での径の測定

の方が望ましく、この測定精度は検出器厚の薄さに大きく依存する[14]。

この診断過程において、ひとつには検診 CT の役割を、5mm 以上の結節を見落さないこととそのサイズが 5mm 以上か否かと著明な石灰化の有無を診断することに限定し、5mm 以上の非石灰化結節については通常の thin slice CT を再検する方法が考えられる。この場合には、同一線量で撮影した時に小さな検出器厚の方が同一の画像再構成厚ならばノイズが大きくなり撮影時間も長くなることを考慮すると、2-2.5mm の検出器厚による撮影が妥当かもしれない。さらに、4 列 CT では 4-5mm 厚を用いることも考えられる。

一方では、MDCT による検診画像でサイズと性状の評価を行い、上記の診断過程における初回の thin slice CT を省略する方法が考えられ、この方法には受診者の再検査に伴う負担をさらに軽減できる利点があるが、この際には、4 列 CT では 2-2.5mm、16 列 CT では 2-2.5mm か 1-1.25mm の検出器厚を用いる必要がある。我々の基礎的検討では、16 列 CT において検出器厚 1mm で撮影した thin slice 画像の方が結節の視覚的評価が良好であったことから、1-1.25mm の検出器厚を用いる方が望ましいと思われる。この方法では、検診で許容される低線量で撮影したノイズの大きな画像が通常の thin slice CT と同等の情報を提供できるかを検討する必要がある。具体的には、低線量の thin slice CT においてスリガラス状の病変が認識困難となり、病変を見落としたり、混合型の病変を充実型と誤診したり、サイズを誤診したりすることがないかを明らかに必要がある。

また、5-10mm の結節のサイズを正確に、かつ、再現性を持って測定することは electronic caliper による用手的な方法では困難であるため、結節の容積や径を自動的に測定するソフトを利用することが必要である[12, 13, 15]。これらのソフトは既に一部のメーカーから提供されているが、このソフトが検診に用いる低線量の画像で正確に機能する条件、特に検出器厚と画像再構成厚と間隔が測定精度を及ぼす影響を明らかにすることも必要である。

この項の問題は、以下の述べる読影画像の再構成厚やその環境とも関連しており、使用している機種により、あるいは、個々の施設により選択が異なる可能性がある。

2.7 MDCT による肺癌検診におけるピッチの設定について

被曝線量は管電流 × 撮影時間に比例するため、同一検出器構成の撮影ではピッチを小さくするほど管電流も小さくすることが原則となる。4 列 CT では、2-2.5mm の検出器厚を用いる場合には息止め時間の関係から high pitch を選択することになるが、16 列 CT では、1-1.25mm 厚を用いた場合でも high, median, low のいずれのピッチも選択可能である。基本的には、検診であり撮影時間は短い方が望ましいが、我々の基礎的検討では、線量と検出器厚が同等の場合には high pitch の方が、1) ノイズが大きくなる、2) 模擬腫瘍の径の測定誤差と X 軸と Y 軸での測定値の差が大きくなる、3) 模擬腫瘍の視覚的評価が若干劣化するという結果となった。この結果と 4 列 CT の 4-5mm 厚で low pitch の時と 16 列 CT の 1-1.25mm 厚で median pitch の時の全肺野の撮影時間がともに約 10 秒であることを考慮すると、これらの条件ではピッチを下げる方が妥当かもしれない。但し、撮影時間を 13-15 秒にのばしても 16 列 CT の 1-1.25mm 厚で low pitch を用いることの妥当性については、さらに検討する必要がある。

2.8 MDCT による肺癌検診における画像再構成の設定について

この点には、上記の検出器厚の選択と同様の問題と画像読影方法の問題が関与する。再構成厚と間隔を小さくする方が結節の検出には有利であるが、画像読影及び保存にかかる負担が増大し、かつ、小さな再構成厚は画像ノイズを増大させることを考慮する必要がある。過去の検討結果から、10mm 厚 10mm 間隔の再構成画像による読影に比べて再構成厚と間隔をより小さくする方が結節の見落としが減少することが示されている。また、我々の基礎的検討では 1mm 及び 5mm 厚よりも 3mm 厚の方が模擬腫瘍の視覚的評価の結果が良好で

あった。

まず、読影をフィルムで行うかモニターで行うかが問題となるが、MDCT の持つ性能を考慮すると後者の方が適している。検診 CT の役割を、5mm 以上の結節を見落さないこととそのサイズが 5mm 以上か否かと著明な石灰化の有無を診断することに限定する場合は、フィルムで読影する場合には 5mm 厚 5mm 間隔の再構成画像を用いるのが現実的である。一方、モニター読影では 3mm 厚 3mm 間隔を用いる方が望ましいと思われるが、いずれの方法も画像読影及び保存にかかる負担を考えるとさらに検討する必要がある。

一方、検診の CT で初回の thin slice CT を置き換える方法をとるには、5-10mm の結節のサイズを正確に測定することが必要である。このためには、1-1.25mm 厚の画像でもオーバーラップ再構成を施行する方が望ましい可能性があり、サイズの正確な測定に必要な再構成厚と間隔の決定は今後の検討課題である。さらに、この小さな再構成厚と間隔の画像を全症例全肺野で作成することは、画像読影及び保存を含めてその作業負担が大きくなりすぎると思われる。よって、必要な症例で必要な部位のみ小さな再構成画像を追加作成する方法をとることが望ましい。但し、このためには、読影終了まで画像生データが保存されている必要があり、検査後速やかに読影が終了する環境が整備されていることが条件となる。または、検査を担当した診療放射線技師や結節の自動検出ソフトが、生データの保存の必要性を判断するスクリーニングの役割を果たす方法も考えられる。言い換えれば、これらの条件が満たされなければ前述の画質の問題をクリアーできたとしても検診 CT で初回の thin slice CT を置き換えることは不可能である。

この項の問題は、現在開発が進められている結節の自動検出ソフトや Maximum intensity projection 画像の応用が役立つ可能性がある [16, 17]。また、画像再構成関数については別項で詳しく述べられるが、我々の基礎的検討ではいわゆる肺野用よりも縦隔用の関数を用いた方が、ノイズが軽減され模擬腫瘍の視覚的評価が良好となった。

2.9 おわりに

CT 肺癌検診における MDCT の一定の標準的撮影条件を決定することは、機種が多様性を考慮すると困難である。また、住民検診として施行されるか人間ドックとして施行されるかも重要な因子となる。前者ならば経済性や効率も考慮すると、4 列 CT を用いて検出器厚 4-5mm の high pitch で撮影し 5mm 厚 5mm 間隔以上の再構成画像で読影する方法が現実的であると思われる。一方、後者ならば、16 列 CT を用いて検出器厚 1-1.25mm の median あるいは low pitch で撮影し、3mm 厚 3mm 間隔の再構成画像でまず読影し、必要に応じてより薄い画像を作成し、特に 5-10mm の結節のサイズや性状を正確に診断することを目指すべきであると思われる。これらの方法により同等の線量で施行された SDCT の検診に比較して、5mm 以上の結節の見落としと受診者全体の要再検率の低下が得られなければ、極論であるが MDCT を検診に用いる利点はないかもしれない。

3. MDCT 検診における線量測定[18-24]

3.1 はじめに

CT 撮影装置の発展改良は著しく、1999 年には対軸方向に 4 列の検出器を擁するいわゆる MDCT が登場し、更に多列化が進んでいる。その普及数も増加し、日本国内におよそ 2000 台が設置されている。一方、CT による診断検査は一般に被検者の被ばく線量が比較的高いことが注目されており、健常人も受診する可能性のある検診においては線量低減の工夫が施され、低線量での検査が実現している。MDCT は操作性の向上などにより広範囲撮影が可能となり、線量は増加傾向にある。従って、線量を念頭に入れた検査条件設定が重要であり、QA/QC の重要性も増している。

3.2 品質保証・品質管理のための線量測定

X 線 CT 装置を設置して医療機関が行うべき、線量測定として必要なことは、検査に必要な線量が充分出力されているか。

必要以上の線量が出ていないか。

の2点を確保することにつけるのはSDCTと変わるところはない。線量が必要充分であるか否かについては、装置導入時の受け入れ検査の一つとして行われる。以降はその線量が維持されていることを確認してゆくことになる。

(1)指標となる線量が満たすべき条件

広く使われるためには、はっきり定義されていて、簡単に測定できること。

通常の使用に於ける他の線量の記述と一貫していること。

個々のスキャナーに使われるスキャン技術の詳細を勘案して、受診者被ばくに意味がある指標であること。

(2)CTの線量

CTの線量評価の方法は種々あるが一長一短でもある。再現性・精度がある程度確保され、他施設や国際的にも共通な指標であるCT線量指標(CTDI)が推奨されるが、これには比較的高価な専用の測定器、ファントムを必要とし、全ての施設で設置することが難しいことはなかなか解決されない。また、従来のCTDIの測定は $100 \pm 5\text{mm}$ 、10mm 以下のペンシル型電離箱と、長さ 140mmのPMMAファントム(頭部用 160mm、体幹部用 320mm)を使用するもので(いわゆる CTDI_{100})、多列化に伴い一回転当たりのビーム幅が増加した場合、半影の広がりや散乱線の増加に対応出来ない可能性が指摘されている。しかし、この値を使って、線量の経時変化を見る目的には使用出来ると考えられる。

CTDI_{100} の測定値は、使用しているMDCTのマニュアルや技術データを確認し、 CTDI_{100} の測定値と測定時のスライス厚、列数を調べておく(CTDI_{FDA} 、 CTDI_{100} 、 CTDI_w 、MSAD、DLPなどの詳細についてはSDCTマニュアルを参照)。各メーカーおよびCT装置により CTDI_{100} の測定時の設定スライス厚、ディテクタ列数が異なるので注意が必要となる。実際のスキャン時に、スキャンパラメータ内で表示される CTDI_w 、または CTDI_{vol} (Volume $\text{CTDI}=1/\text{pitch factor} \times \text{CTDI}_w$)およびDLPは上記で測定された CTDI_{100} およびその値を正規化したスキャンモードなどの調整係数から計算される。

Table 3 臓器組織線量評価例

管電圧	120kV		臓器組織 (mGy)	平均	範囲
管電流×時間 / 回転	22.5mAs		赤色骨髄	0.7	0.5-1.0
ビーム幅	20mm		肺	2.1	1.5-3.0
ピッチ	1.375		乳房	1.7	1.5-2.3
スキャン範囲(全肺野)	30cm		甲状腺	2.6	1.5-3.7
実効線量 (mSv)	平均	範囲	胸腺	2.4	1.3-3.8
	Male	1.1	0.8-1.7	2.2	1.5-3.3
	Female	1.2	0.8-1.7		
			前後左右4カ所の平均		

Table 4 同機種、同条件におけるガントリ - 中心部における線量測定例

空中線量 (mGy・cm)	装置	120kV、75mAs/r		
		2mx4	4mx4	8mx4
FOV:L	A	33.8	59.0	104.
	B	30.4	53.4	95.2
	C	24.8	44.9	86.7
FOV:M	A	33.7	58.9	104.
	B	31.2	54.0	95.9
	C	24.6	44.9	86.6

そしてX線ビームがどの程度まで画像再構成に寄与しているかを表す指標として線量効率 (Dose Efficiency) が表示される。

実際のCTDI₁₀₀測定に際しては、マニュアルに記載されたスキャン条件での測定を基準として行い、測定値と差がないか確認する。測定時の注意点としてX線ビーム幅が広いときは散乱線を含めた線量の総てを測定できないことが考えられるため、ルーチンで使用するすべての設定スライス厚、ディテクタ列数の測定も行い、基準の測定値と比較する。

しかし、その際には線量効率が問題となるのでX線ビームの広がりをフィルム法などで確認することも必要となる。

また線量計やPMMAファントムがなく実測できない場合は、受け入れ試験、メンテナンス時のビームコリメータ調整や電圧調整などが適正に行われていることを確認し、マニュアル記載データを基準と考える。胸部ルーチン検査時のスキャンパラメータで表示されるCTDI_w、またはCTDI_{vol}およびDLPが第2章

MDCT 撮影条件とどの程度違うか確認しておくことも必要と考える。

CT 装置設置後の線量測定頻度としては管球や装置の変更時以外は他の項目ほど高い必要はない。よって、測定器などは全ての施設が保有する必要はなく、ある地域ごとに共同使用の方法を考えることも一法と思われる。今後導入する装置の場合、CT 装置のメンテナンス契約の項目に線量測定を入れておくこともQA/QCの目的には良いかもしれないが、長期にわたり測定し、記録してゆくことを考えれば、それぞれの医療施設に於いていずれか行いやすい方法を選び測定するのが望ましい。よって、線量の変化が確認出来ることを第一に、film法、TLD・ガラス線量計、一般的な電離箱による測定など可能な方法を選択し、長期間データを取ってゆくことが勧められる。

3.3 検診用 MDCT の線量の例

検査時の受診者の被ばく線量は、画質を損なわない程度に充分下げる必要がある。第2章 MDCT 撮影条件に、画質を維持するための推薦条件が示されている。この条件内で日本に普及している代表的な4列と16列のMDCTによる平均的な線量測定例をTable 2に示す。MDCTは条件が多様に選択出来るため、線量も異なる。Table 3は管電圧、管電流、管球回転当たりの照射時間とピッチおよびスキャン領域を一定として同じ人体型組織等価ファントム(京都科学製 身長164cm用)を用いて測定したものである。この条件においては肺・乳房など直接線で被ばくする臓器組織でおよそ1~4mGy、実効線量でほぼ0.8~1.7mSv

程度であった。管電圧、mAs、ピッチなどが同一でも機種により被検者に対する線量は倍以上異なることがあることを示している。また、同一機種であっても装置により 30%程度の違いがあることがある。例として 4 列機種 3 装置におけるガントリー中心部の空中線量を Table 4 に示す。違いの原因の一つには生産時期により X 線管やフィルターの形状など機構を変えることがあり、先に生産された装置にはその変更が行き渡っていないことも考えられる。メンテナンス契約の内容にもよるがこの状況は解消されないこともある。このようなことを考えれば一つの病院における経年変化を見るばかりではなく、施設や装置間の比較も行える測定が望ましく、施設間の情報交換も必要かも知れない。

医療被ばくは、

被ばくする本人が直接便益を受ける。

医療行為が正当化され、防護の最適化がされていれば受診者の線量は医学上の目的に照らして充分低いと考えられる。

限度を適用することは必要な医療行為を制限し、受診者の利益とは成らない可能性がある。

などの理由により、線量制限を設けないことになっている。しかし、医療被ばくといえども、定型化された診断行為に対しては一定の上限（線量拘束値、ガイダンスレベルまたはリファレンスレベル）の必要性が認識され、設定の動きがある。特に健常者を含む集団検診では他の医療被ばくのような正当化の考え方がストレートには成り立たず、線量について慎重に対応されることが必要である。

線量に影響する因子は MDCT では SDCT より更に多く、使用者側で選択できるものは管電圧(kV)、管電流(mA)、スキャン時間(s)、ビーム厚、ビーム数、ピッチなど、装置に関わる因子としては、ビームジオメトリ、線質、X 線検出器の特性などがある。臨床的必要性により慎重に設定されるべきである。(第 2 章 MDCT 撮影条件参照)

3.4 おわりに

検診 CT では一般の医療施設で用いられる CT 撮影条件に比べ大幅な線量低減が計られ

ている。装置の精度管理は受診者の防護に直接的に影響する。今後ともコンピュータ部分などを含む周辺機器の改良等のハードと使用する側によるソフトの両面から、診断能を維持した線量低減を図る努力が続けられることが期待される。画質とトレードオフの関係にある線量は定期的に測定し精度管理に役立たせる必要がある。また、条件によって、受診者の被ばく線量がどの程度の範囲になるかは念頭に置いておきたい。

4 . 画質と被ばくの管理[1-3,25-33]

4.1 本項の意義

胸部 CT 検診は自覚症状の無い集団を対象とすること、また CT 装置自体が高線量装置であることから、医療被ばくの増加を助長することがないようにしなければならない。そこで、胸部 CT 検診における適正な画質レベルと線量を把握し、かつ継続的な品質管理を行う必要がある。また、multi detector row CT 装置(MDCT)による胸部 CT 検診を想定すると、スキャン条件の設定はより複雑になり、多様な撮影条件から個々の施設の画質レベルと線量を把握することがより重要になる。本項では、胸部 CT 検診専用ファントムを利用した画質と線量の品質管理について記述する。なお、本管理法は、基本的な性能試験が終了した single detector row CT (SDCT) 装置および現像処理機器において適用されたデータを基本とし、MDCT 用に追記したものである。また、検診のターゲットは、第一目的である肺野内病変に限定し、単純写真上では描出が困難で、CT 画像上淡いまたは小さい肺がん様病変と規定し、以下を進める。

4.2 胸部 CT 検診ファントムの構成と構造

先般の「胸部検診用CT撮影マニュアル シングルスライスCT(Fig.1)を対象にして(以下SDCTマニュアル)」において、線量と画質の一元管理をするため“ものさし”として、専用ファントム(LSCT-001:京都科学)による評価を提案している。このファントムの最大の利点は、画質と線量を1つのファントムシステムで評価可能なことである。ファントムは、



Fig.1 胸部CT 検診品質管理用
ファントム本体,LSCT-001 (京都
科学社製)

外観構造部, 模擬腫瘍部, 線量測定部, 画像表示スケール部の4つのパートから構成される。

4.2.1 外観構造部

ファントム外観構造は, 胸部人体等価ファントムを挙上位とした本体部分と後述するリニアリティファントムからなる。本体は, 胸壁部分および縦隔部が筋肉等価物質, 胸郭が骨等価物質により作製されている。

4.2.2 ファントム本体の模擬腫瘍部

両肺野の肺尖部, 気管分岐部, 肺底部に模擬肺と模擬腫瘍(球体)が封入されている。模擬肺の設計上のCT値は, -900HUである。模擬腫瘍の設計上のコントラスト(CT)は, バックグラウンドとなる模擬肺に対し, CT=100HUと270HUの2種類である。サイズは, CT=100HUについては直径12~4mm(2mm step), CT=270HUについては直径10~2mm(2mm step)の5段階である。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配列されている。

4.2.3 線量評価部

スライス面の中心軸上に線量測定孔が設定されている。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を使用する。代表的なものは, PC-4P+192X(キャピンテック社), 500-100+500型(ピクト



Fig.2 ペンシル型電離箱チェンバー-PC-4P (キャピンテック社製)



Fig.3 リニアリティファントム

リーン社), 10.3CT+9015型(ラドカル社)である。チェンバーは, いずれも電離長100mm, 電離容積3mlを有する線量計で, Fig.2はキャピンテック社のPC-4Pである。

4.2.4 画像表示スケール部

Fig.3は, リニアリティファントムの外観写真である。リニアリティファントムは, 直径200mm, 高さ100mmの円柱形で, ベースとなる材質は水等価物質で作製されている。ファントム内には, 直径160mmの同心円上に直径30mmの8種類のロッドが封入されている。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。

4.3 測定方法

ファントム本体を使用し, 模擬腫瘍描出能, 画像ノイズ測定, 線量測定, リニアリティファントムを使用し, 画像表示スケールについて測定を行う。ファントムは事前に, 線量測定孔が回転中心になるように配置する。

4.3.1 ファントム本体の回転中心セット方法

1) ファントム中心の線量測定孔に挿入されている円柱の軟組織等価物質を取り外し、ファントムの肺尖部、肺底部で一枚ずつ撮影する。

2) CT コンソール画面上にスケールを出し、ファントム中心孔がスケールの中心に来るようにファントムの位置を調整する。このときズームして画像を確認するとより正確に中心を合わせることができる。Fig.4はファントム画像を拡大表示し、スケールで中心を合わせるときの画像例である。

3) 最小スライス厚の画像を用いて、各断面の模擬腫瘍が最大径になる Z 軸上のスライス位置（模擬腫瘍中心）を確認する。

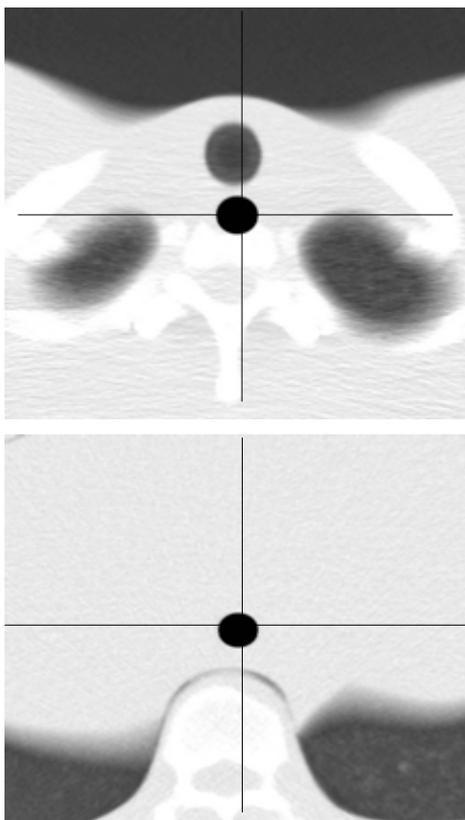


Fig.4 ファントム画像を拡大表示し、スケールで中心を合わせるときの画像例

4.3.2 ファントム本体の模擬腫瘍描出能、画像ノイズ、CNR の測定

4.3.2.1 視覚評価

1) ファントムを回転中心にセット後、円柱の軟組織等価物質をファントム中心の線量測定孔に挿入する。

2) 標準的スキャン条件の項を参考にスキャンパラメータを決定し、各スキャンパラメータを変化させてデータの収集を行う。

3) 画像再構成は、Z 軸方向に模擬腫瘍中心 $\pm 10\text{mm}$ の範囲について 1mm 間隔で作成する。

4) 画像の表示条件を WW2000, WL-600 (以下、標準表示条件) とし、現像処理したフィルムについて視覚評価を行い、各径の検出可能な再構成範囲を求める。検出可能範囲が 5mm 以上の模擬腫瘍径を最小識別径とする。

なお、視覚評価の前に十分学習を行い、各施設における評価基準を明確にしておく必要がある。

4.3.2.1 物理評価 1: Z 軸方向の画像ノイズ standard deviation (SD) 測定

1) 各スキャンパラメータで撮影したデータの全画像を 1mm 間隔で再構成する。

全画像について、線量測定孔に挿入した円柱の軟組織等価物質を測定する。Fig.5は、測定位置である。この方法により、肺尖部から肺底部までの Z 軸方向の画像ノイズの変化を確認することができる。

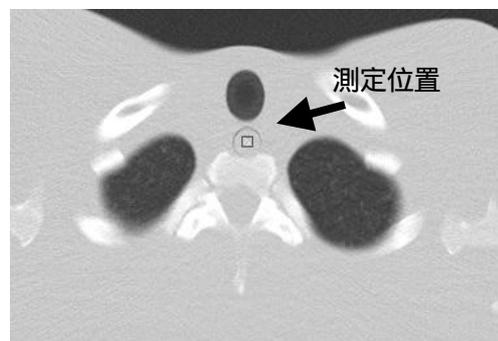


Fig.5 SD測定時のROI配置図

4.3.2.3 物理評価 2 : contrast noise ratio (CNR) 測定

1mm 間隔で再構成した画像の模擬腫瘍中心前後 5 枚の画像を測定し、読み値の平均値と標準偏差を求める。

1) Fig.6 は CNR の測定位置である。左肺に封入された模擬腫瘍 (10mm, 270HU) を肺尖部, 気管分岐部, 肺底部についてそれぞれ測定する。

読み値を下記の式に代入し, CNR を求める。

$$CNR = \sqrt{\frac{SD_W^2 - SD_B^2}{SD_B^2}}$$

SD_W : 模擬腫瘍のSD, SD_B : 模擬腫瘍周辺のSD

4.3.3 LSCT ファントムの線量測定データの収集と吸収線量の算出

1) 線量測定孔に気管分岐用アタッチメントを装着したペンシルチェンバーを挿入し, 気管分岐部における模擬腫瘍の断面とチェンバーの中心を一致させる。

2) 標準的スキャン条件を中心に, 各スキャンパラメータを変化させてデータの収集を行う。測定回数は, 各スキャン条件 5 回を目安とし, 読み値の平均値と標準偏差を求める。

3) 読み値を以下の式に代入し, ファントム中心における吸収線量を求める。

$$Dose = f \cdot C \cdot K \cdot X$$

f: 50keV における筋肉の吸収線量変換係数 = 0.926 [rad/R = cGy/R]

C: 線量計のリファレンス校正係数

K: 大気補正係数; $K = (p_0/p) \cdot (273.2+t)/(273.2+t_0)$

X: 線量計の読み値

f は, 50keV (HVL=6.97 mmAl) における筋肉の吸収線量変換係数 (f-factor) である。筋肉の吸収線量変換係数は, エネルギーによりわずかに変化するため, 実効エネルギーが既知であれば Table 5 から読み取る。C はリファレンス校正係数で, 線量計の校正表より読み取る。K は大気補正係数である。

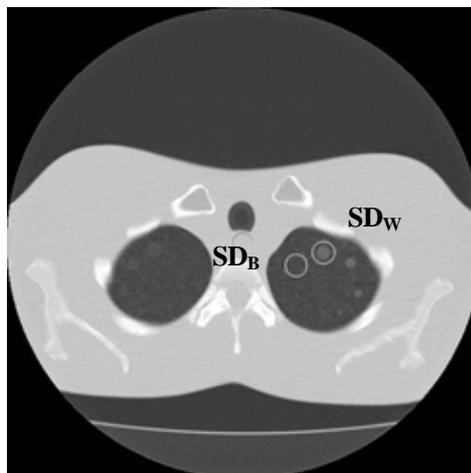


Fig.6 CNR の測定位置

Table 5 吸収線量変換係数

実効エネルギー [keV]	筋肉	実効エネルギー [keV]	筋肉
30	0.915	46	0.925
31	0.916	47	0.925
32	0.917	48	0.925
33	0.917	49	0.926
34	0.918	50	0.926
35	0.919	51	0.927
36	0.920	52	0.929
37	0.921	53	0.930
38	0.921	54	0.931
39	0.922	55	0.933
40	0.923	56	0.934
41	0.923	57	0.935
42	0.924	58	0.936
43	0.924	59	0.938
44	0.924	60	0.939
45	0.924		

測定時の室内気温 t と気圧 p の測定し代入する。t₀, p₀ は線量校正時の気温と気圧で, 線量計に添付されている校正表より読み取る。

Table 6 各スキャン条件における最小識別径と線量:120kV ,10mm-slice ,1s/rot

		mAs-value 150 / 30 [mAs]			
Mass Contrast CT	ピッチファクタ	1	1.5	2	2.5
Positon		Detectability [mm]			
270	Apex	6 / 6	6 / 6	6 / 6	6 / 6
	Bifurcation	4 / 6	6 / 6	6 / 6	6 / 6
	Base	6 / 6	6 / 6	6 / 6	6 / 8
100	Apex	8 / 10	8 / 10	10 / 10	Not / 12
	Bifurcation	8 / 10	8 / 10	10 / 10	10 / 12
	Base	8 / 12	12 / Not	Not / Not	Not / Not
Dose [mGy]		18.3 / 3.9	12.3 / 2.6	9.2 / 2.0	7.4 / 1.6

4.3.4 リニアリティファントムを用いた画像表示スケールの測定

胸部 CT 検診における標準的スキャン条件下で、リニアリティファントムをスキャンする。得られた画像上の各材質部分に ROI (20 × 20 pixel) を設定し CT 値を測定する。また、標準表示条件で現像処理を行い、ベース濃度、各材質部分の濃度および背景濃度(最高濃度)を測定する。

4.4 測定・評価例

4.4.1 模擬腫瘍の描出能と線量測定

SDCT の各スキャン条件における最小識別径と線量の結果を Table 6 に示す。スキャン条件は、120kV、10mm-slice、1 秒/回転、スキャン範囲 300mm を一定とし、ピッチファクタは 1.0~2.5(0.5 step)、管電流は使用 CT 装置の最低設定管電流 30mA (30mAs) と国立がんセンター中央病院の胸部ルーチンの管電流 150mA (150mAs) とした。CT 装置は東芝製 X-Vision/Real である。線量は 150mAs と 30mAs では約 5 倍異なり、またピッチファクタに反比例した。

胸部ルーチン条件 150mAs、ピッチファク

タ 1.5 では 12.3mGy、また胸部 CT 検診条件 30mAs、ピッチファクタ 2.0 では 2.0mGy となり、約 6 分の 1 であった。

検出能について、CT 値差 CT=270 では肺尖部、気管分岐部および肺底部とも最小識別胸部ルーチン条件 150mAs、ピッチファクタ 1.5 では 12.3mGy、また胸部 CT 検診条件 30mAs、ピッチファクタ 2.0 では 2.0mGy となり、約 6 分の 1 であった。

検出能について、CT 値差 CT=270 では肺尖部、気管分岐部および肺底部とも最小識別径は 6 mm で、ピッチファクタおよび mAs 変化に依存せず同等であった。Fig.7 は、左肺尖部 30mAs におけるピッチファクタ 1.0~2.5 の画像例である。模擬腫瘍の画像コントラストは低下するが、検出径は同等である。CT 値差

CT=100 では、高いピッチファクタにおいて、150mAs、30mAs とともに検出径は低下する傾向を示した。Fig.8 は、右肺尖部 30mAs におけるピッチファクタ 1.0 から 2.5 の画像例である。模擬腫瘍の画像コントラストの低下が検出能に影響している。しかし、胸部 CT 検診条件であるピッチファクタ 2.0 の 30mAs と 150mAs の比較では、検出径 10mm で同等である。

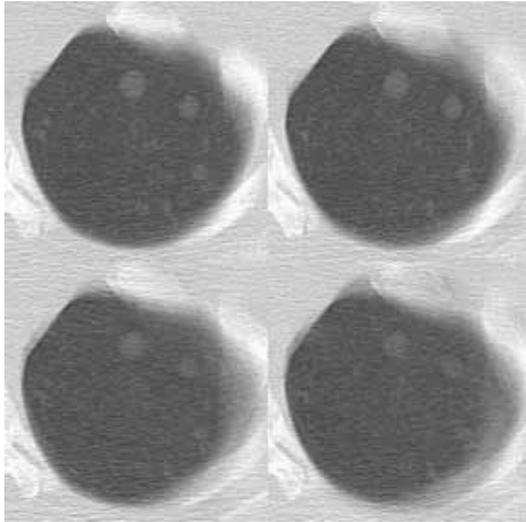


Fig.7 ピッチファクタ変化に対する
模擬腫瘍の画像例（模擬腫瘍中心）
：左肺尖部(模擬腫瘍コントラスト CT=270)
スキャン条件: 120 kV , 30 mA , 1 s/rot ,
10-mm slice thickness
左上; ピッチファクタ 1.0
右上; ピッチファクタ 1.5
左下; Pitch 2.0 , 右下; Pitch 2.5

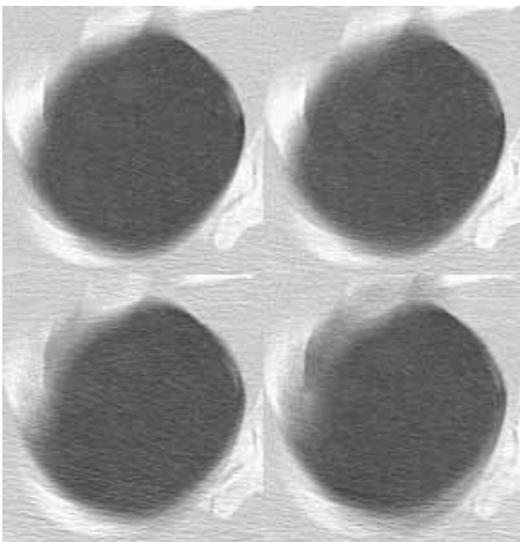


Fig.8 ピッチファクタ変化に対する
模擬腫瘍の画像例（模擬腫瘍中心）
：右肺尖部(模擬腫瘍コントラストCT=100)
スキャン条件: 120 kV , 30 mA , 1 s/rot、
10-mm slice thickness
左上; ピッチファクタ 2.0
右上; ピッチファクタ 2.5

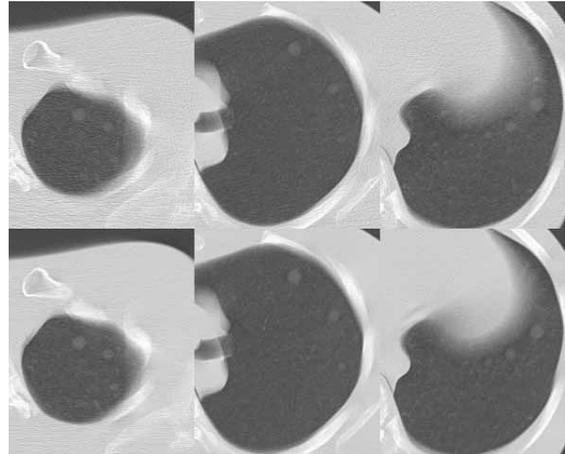


Fig.9 X 線出力変化に対する模擬腫瘍の
画像例、左肺尖部、気管分岐部、肺底部(模
擬腫瘍コントラスト CT=270)
スキャン条件: 120 kV , 1 s/rot , 10-mm
slice , ピッチファクタ 2.0 ,
上段; 30mAs , 下段; 150mAs

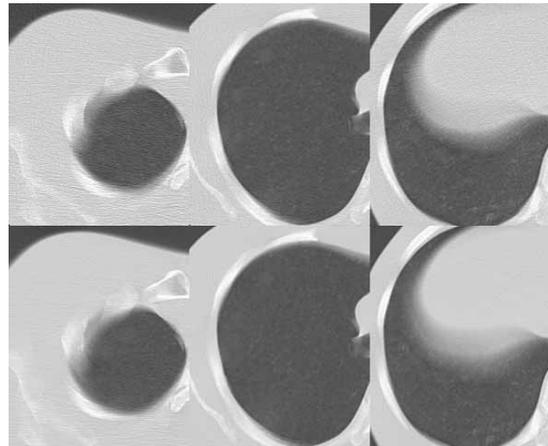


Fig.10 X 線出力変化に対する模擬腫瘍
の画像例、右肺尖部、気管分岐部、肺底部
(模擬腫瘍コントラスト CT=100)
スキャン条件: 120 kV , 1 s/rot ,
10mm-slice , ピッチファクタ 2.0 一定 ,
上段; 30mAs , 下段; 150mAs

Fig.9 は、左肺尖部、気管分岐部および肺底部におけるピッチファクタ 2.0 の 150mAs と 30mAs の画像例である。また、Fig.10 は同様に右肺における画像例である。30mAs ではストリークアーチファクトがやや増加するもの

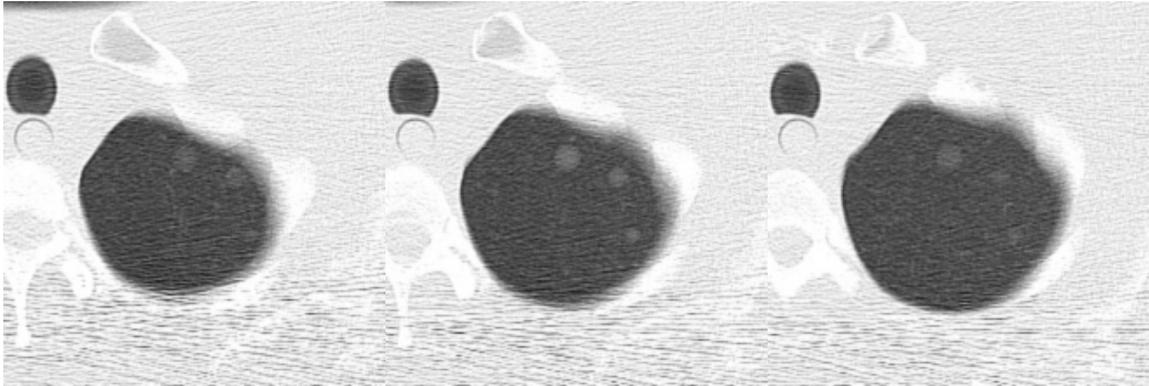


Fig.11 4DAS-MDCT を用いた模擬腫瘍の画像例: Toshiba
 120kV, 30mA, 0.5s/rot. (15mAs), 2mm × 4DAS, 10mm-slice、pitch factor
 1.375(HP5.5), Fc57+2D filter、
 左から模擬腫瘍中心+5mm, 模擬腫瘍中心, 模擬腫瘍中心-5mm
 模擬腫瘍検出径; 6mm, Dose; $2.07 \pm 0.01\text{mGy}$

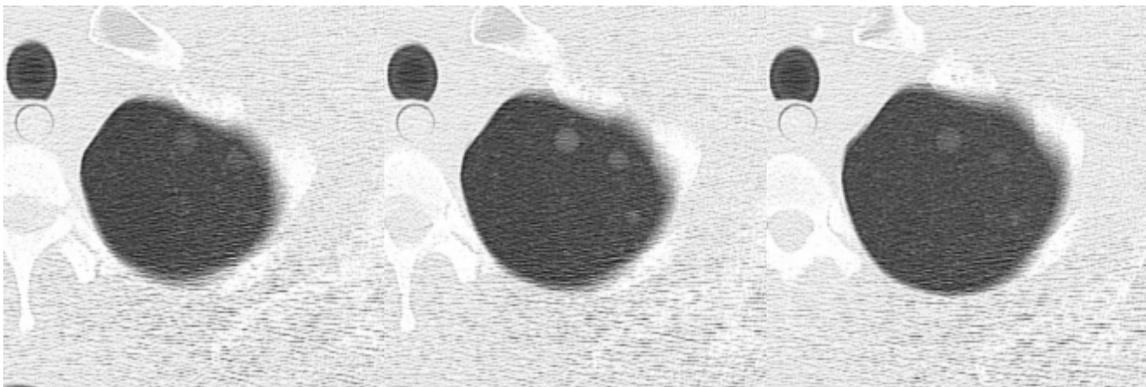


Fig.12 16列-MDCT の模擬腫瘍の画像例
 120kV, 30mA, 0.5s/rot. (15mAs), 1mm × 16DAS, 10mm-slice、ピッチファクタ
 0.7(HP11), Fc57+2D filter、
 左から模擬腫瘍中心+5mm, 模擬腫瘍中心, 模擬腫瘍中心-5mm
 模擬腫瘍検出径; 6mm, Dose; $4.03 \pm 0.01\text{mGy}$

の、検出径に明らかな差を認めない。

次に、4列-MDCT (東京から肺がんをなくす会:ALCA) 及び16列-MDCT (国立がんセンターがん予防・検診研究センター:NCC) 条件による最小識別径と線量の結果を示す。Fig. 11は4列-MDCTの10mm-sliceの画像である。左側から模擬腫瘍中心+5mm, 模擬腫瘍中心, 模擬腫瘍中心-5mmである。最小識別径は6mmで、線量は $2.07 \pm 0.01\text{mGy}$ であった。スキャン時間は16sec, ピッチファクタ1.375であ

る。Fig.12は16列の10mm-sliceの画像である。左側から模擬腫瘍中心+5mm, 模擬腫瘍中心, 模擬腫瘍中心-5mmである。最小識別径は6mmで、線量は $4.03 \pm 0.01\text{mGy}$ であった。スキャン時間は15.1sec, ピッチファクタ0.7である。4列(2mm×4)と16列(1mm×16)における10mm厚画像では、視覚評価において最小検出径に差はない。これは、1列あたりのスライス厚設定が1.2mmであるにもかかわらず、10mm厚再構成画像であるためであ

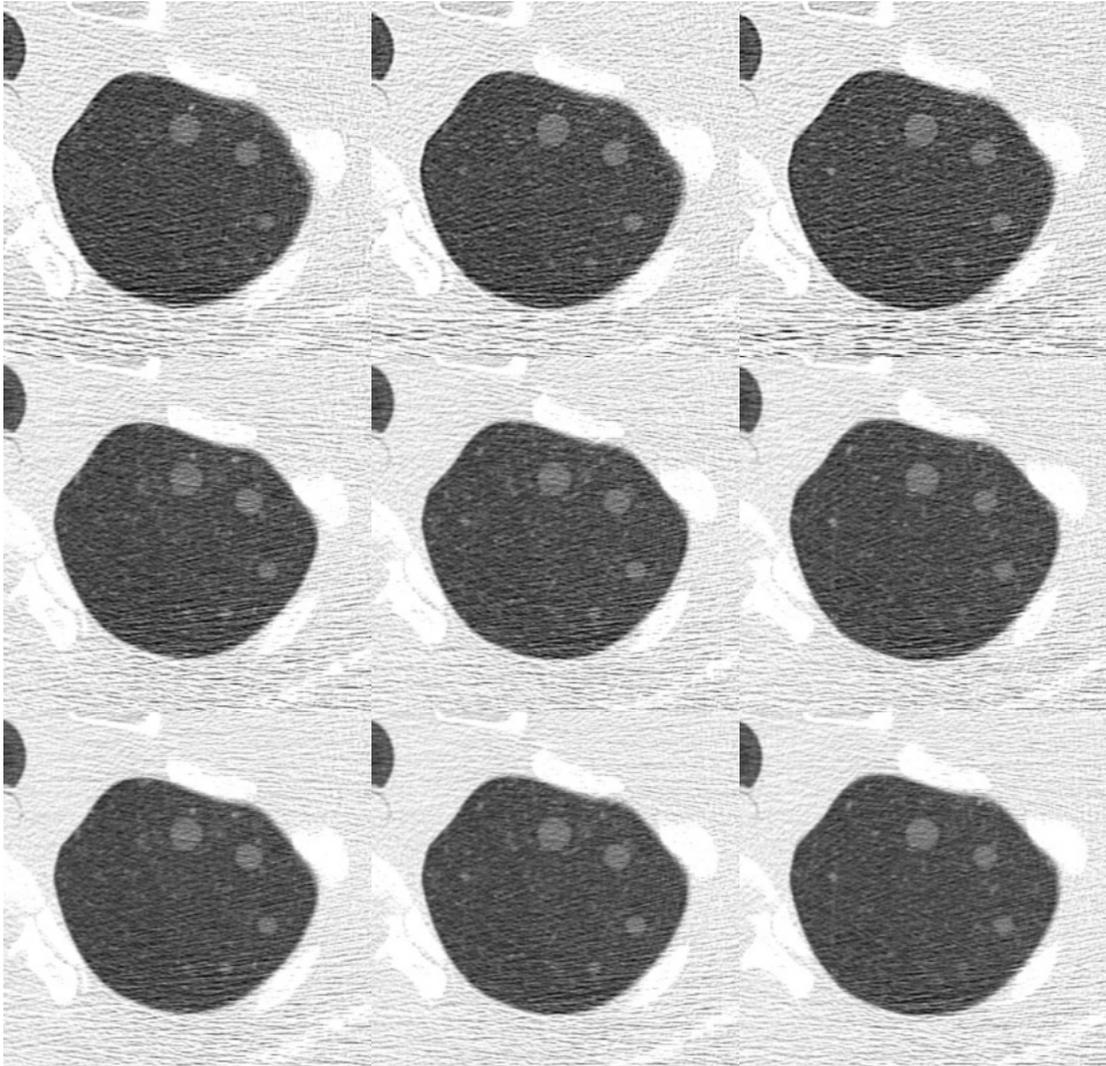


Fig.13 低線量 MDCT における模擬腫瘍の画像例: 120kV, 30mA, 0.5s/rot. (15mAs), 1mm × 16 列, 10mm-slice, ピッチファクタ 0.7(HP11), Fc57+2D filter, 左から模擬腫瘍中心 +1mm, 模擬腫瘍中心, 模擬腫瘍中心-1mm、模擬腫瘍検出径; 4mm, Dose; 4.03 ± 0.01 mGy
 上段: 2mm-slice(FWHM2.8mm), Fc53, Aquilion 4
 中段: 1mm-slice(FWHM1.45mm), Fc50, Aquilion 16
 下段: 2mm-slice(FWHM2.0mm), Fc50, Aquilion 16

る。MDCT では、このように薄いスライスで撮影することが可能となるため、10mm 以下のスライス厚で再構成する可能性が高く、薄いスライス厚での視覚評価が必要となる。そこで、Fig.13 は、Fig.11,12 の生データより Thin-slice 画像を再構成したものである。上段より 4 列の 2mm-slice, 16DAS の 1mm-slice, 2mm-slice である。4 列では、胸郭からのヤスリ状のアーチファクトがやや目立ち 4mm の

模擬腫瘍の形状を認識することは難しい。一方、16 列の 2mm-slice では、4mm の模擬腫瘍の形状が認識できる。これは、16 列のピッチファクタが低いことと、画像収集スライス厚が薄いことに起因する。MDCT による Thin-slice 画像の再構築は、疑陽性率を減少させることが報告されており、2 次精検を少なくするためには、薄いスライス厚で模擬腫瘍の形状が認識できることが望ましい。また、

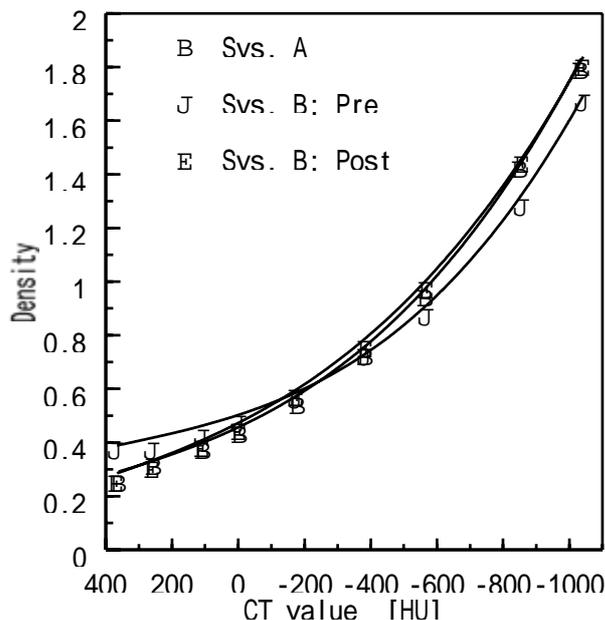


Fig.14 レーザープリンター
調整前後の濃度スケールの変化
システム A と B の比較

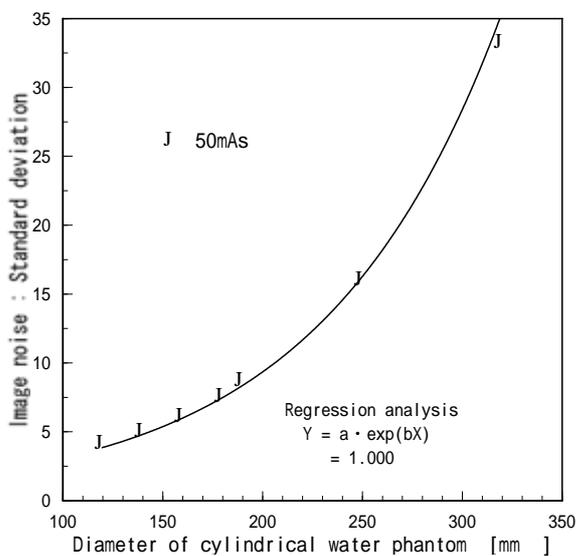


Fig.15 円柱水ファントム
径と画像ノイズとの関係

MDCT では、薄いスライス画像で精検率を抑えるか、厚いスライス画像で大勢の人数を処理できるようにするかは、各施設の方針によるところが大きく、それぞれに応じたスキャンパラメータを設定することが重要である。しかし、16 列のスキャン条件は低ピッチに起因

して、4 列スキャン条件より線量が約 2 倍大きく、スキャン条件（線量と画質）についてはさらなる検討が必要である。次に、16 列の 1mm-slice と 2mm-slice の比較では、1mm-slice 画像のアーチファクトが目立つ割に模擬腫瘍の描出に差は見られない。元々低い X 線量が設定される検診条件では、1mm-slice、1mm 間隔より 2mm-slice、1mm 間隔のようにオーバーラップ再構成したほうが良いケースと示唆される。

4.4.2 画像表示スケール

2 機種 CT システムにおけるフィルム濃度スケールの標準化について試験を行った例である。なお、各材質の基準濃度は、暫定的に system A の濃度とした。

Fig.14 において、レーザープリンターの調整前は、システム A に対して、システム B では明らかに濃度スケールが異なっている。しかし、レーザープリンターの濃度調整により、2 つのシステムの濃度スケールはほぼ一致している。

4.5 CT 画像における画質と線量特性

CT 画像の画質と線量に関する因子は、CT 装置、スキャン方式、スキャン条件、レーザープリンター、CRT および LCD モニター、被写体、および撮影手技である。なお、CT 装置、スキャン条件、レーザープリンター、モニター、撮影手技については別章に記述する。また、先般の“SDCT マニュアル 5.CT 画像における画質と線量特性”に、ヘリカルスキャンの画質特性、ヘリカルスキャンの線量特性、管電圧・mAs 値特性、ハードコピーの表示条件が掲載されている。ここでは、被写体サイズにおける画質と線量について述べる。

4.5.1 被写体サイズにおける画質と線量

胸部 CT 検診では、一般的に被検者の身体サイズに限らず同一のスキャン条件で実施されることが多い。Fig.15 は、水ファントム径と画像ノイズとの関係を示したものである。アクリル容器に封入されたサイズの異なる水ファントムを回転中心に設定し、120kV、50mA、10mm-slice、1s/rot.一定でスキャンをした。

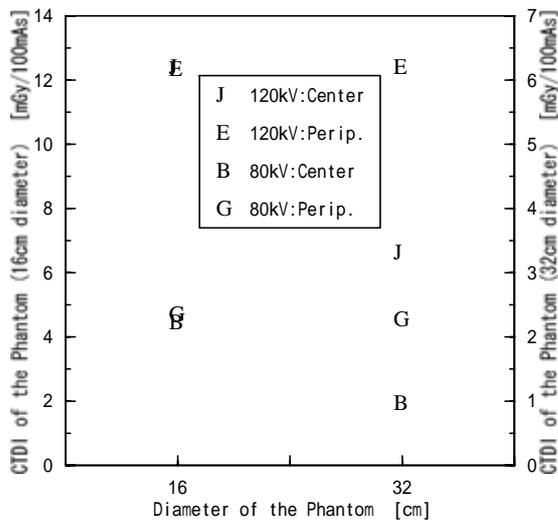


Fig.16 円柱アクリルファントム径とCTDI との関係

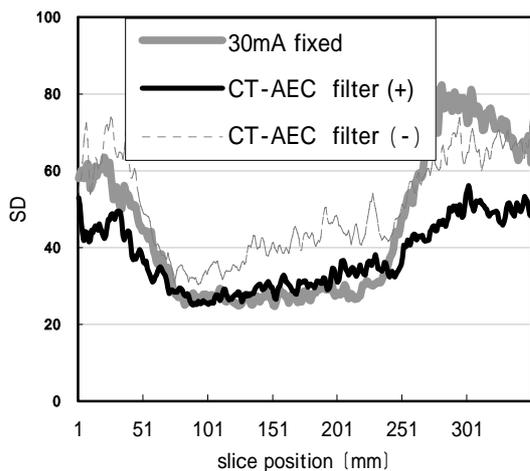


Fig.17 一定管電流とCT - AECを用いた撮影条件における画像ノイズSD:120kV,0.5s/rot,1mm × 16 , Pitch factor0.7(HP11)

得られた画像上に各ファントム径の 1/2 となる円 ROI を設定し SD を測定した。回帰分析の結果、ファントム径と画像ノイズは指数式の関係にあることが示されている。これは、同一スキャン条件では、ファントム径の増加、つまり被写体サイズの増加が急激な画質低下となって現れることを意味する。

Fig.16 は、被写体サイズと線量 (CT Dose

Index: CTDI) との関係を示したものである。ファントム径 16cm では中心と周囲 (表面から 1cm 内側) はほぼ同程度である。しかし、32cm では中心は周囲の約半分程度となる。また 16cm と 32cm の比較では、2 倍以上線量が異なる。これは同様に、同一スキャン条件では、ファントム径が小さいほど、つまり被写体サイズが小さいほど被ばく線量が大きくなることを意味する。

4.5.2 CT-AEC を用いた撮影方法

胸部 CT 検診で推奨されるスキャン条件は、低管電流一定であるために、上記に示したように被写体厚の違いにより過線量や線量不足になっている。そのため被写体間およびスライス位置により画質差が生じ、読影に支障をきたすことも考えられる。この章では、CT 用自動露出機構 (CT-AEC) を使用した撮影条件について述べる。

Fig.17 は、管電流 30mA 一定と CT-AEC を使用した場合の画像ノイズ SD である。CT 装置は Aquilion 16 列 (Toshiba) を用い、両条件下の DLP が等価となるスキャン条件で LSCT-001 ファントムを撮影し、測定した。また、CT-AEC の撮影条件では、付加フィルタを使用したときとしていないときの測定を行った。30mA 一定と比較して、CT-AEC と付加フィルタを使用したときに、Z 軸方向の SD が安定しており、肺尖部から肺底部までより均一な画質が得られることがわかる。

Table 7 各条件における肺尖部、気管分岐部、肺底部の CNR

	肺尖部	気管分岐部	肺底部
30mA fixed	1.7	2.6	2.8
CT-AEC filter (-)	1.6	2.2	2.7
CT-AEC filter (+)	1.9	2.5	3.2

Table 7 は、同条件下における模擬腫瘍 (CT=270) の CNR である。CT-AEC と付加フィルタの組み合わせでは、30mA 一定条件より同等以上である。CT-AEC を用いることで、各スライ

ス位置のCNR・画像ノイズSDが改善され被写体厚に依存しない均一な画像が得られる。ただし、胸部CT検診では、低管電流で撮影するので、付加フィルタを用いるなどの工夫が必要である。

また、CT AEC は、位置決め撮影から計算されたデータによりX線量(管電流)を調整するため、位置決め撮影が必須となる。しかし、検診では位置決め撮影を実施しないことが多く、被ばくを考慮すると、できるだけ低い位置決め撮影条件を選択することが必要である。Fig. 18 は、各条件における水等価厚(円形推定サイズ)である。高い撮影条件(120kV, 100mA)のときと、現在の装置で設定可能な最も低い撮影条件(80kV, 10mA)のときの水等価厚のプロファイルは、ほぼ一致し、最も低い撮影条件(80kV, 10mA)での位置決め撮影が可能である。また、位置決め撮影の照射線量は、本スキンの撮影条件が120kV, 30mA, 0.5s/rot, 1mm x 16DAS, ピッチファクタ0.7(HP11)のとき、80kV, 10mAでは本スキンの2%, 120kV, 10mAでは4%, 120kV, 100mAでは36%を占め、位置決め像も低線量で撮影すべきである。

低線量化を進める際、CT-AECを用いて、全体の線量を下げることによって、被写体間依存やスライス位置依存のため生じるノイズの差は減少し、一定の画質を保つことができ、体格が小さい人の被ばくを少なくできる可能性がある。

4.6 胸部 CT 検診用ファントムを用いた品質管理方法の背景と解釈

前述したように、CT 画像の画質と線量は、CT 装置、レーザープリンター、モニター、スキャン方式、スキャン条件、被写体により複雑に変化する。高い品質管理精度を保つためには、胸部 CT 検診に適した、ものさし(ファントム)が要求される。

4.6.1 CT の性能評価用ファントムの現状

CT の品質管理用のファントム類は、CT 装置の開発当初より研究が進められ、数多くの製品が販売され、現在も新しいファントムの報告がされている。

CT 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、スライス厚などを評価するディスクが封入されたファントムにより行われる。しかし、これらの項目別の測定結果からは、胸部 CT 検診のターゲット、つまり CT 画像上淡いまたは小さな肺がん様病変を描出するスキャン条件を評価することは困難である。また、模擬腫瘍を持つ人体等価の胸部ファントムもあるが、この腫瘍は肺充実性病変を模擬しており、ターゲットとは明らかに異なるものである。さらに、4.5.3 で述べたように最終表示画像スケール、たとえばフィルム上の濃度スケールは、CT システムが全く同じでも、ウィンドウ幅(WW)、ウィンドウレベル(WL)の設定、プリンタのルックアップテーブルなどの調整により大きく異なる。しかし、CT システム全体の画像表示スケールを標準化するためのファントムは存在していない。

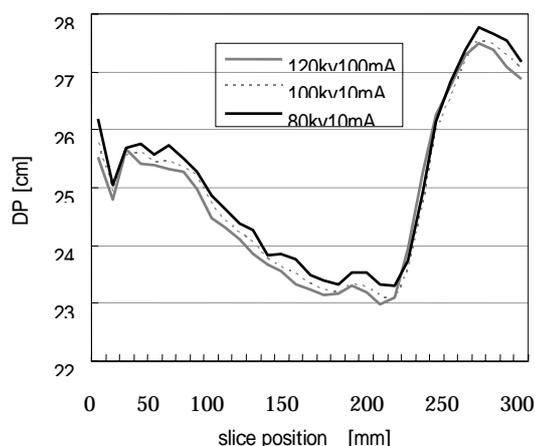


Fig. 18 各条件における水等価厚

一方、CT における線量評価は、CTDI を測定するためのアクリル樹脂製の円柱ファントムとペンシル型電離箱線量計、または組織・臓器線量を測定するための人体等価ファントム、たとえばランドファントムと熱ルミネセンス線量計(TLD)により行われる。しかし、前者は装置固有の線量指数を測定するものである。また後者のファントムは各部の線量を把握できるが、TLD の測定は取り扱いが煩雑な割に測定精度は高いとはいえない。

4.6.2 胸部検診 CT ファントムの要求仕様と基本構造

CT 画像の画質と線量は、一般的にトレードオフの関係にある。とくに健常者を対象とする胸部 CT 検診では、一般 CT 検査よりさらに適正かつ慎重なスキャン条件の設定が必要である。そのため検診の現場では、画質と線量のバランス点を表わす、より具体的な評価基準ファントムが要求される。

一方、胸部 CT 画像において、スライス位置により画質が異なることを日常的に経験する。胸部 CT 検診を想定した低い X 線出力 (mAs 値) 条件において、胸部を上部、中部、下部に分けると、各部の画質は異なることが実験的に検証されている。胸部の肺尖部、大動脈弓部、気管分岐部、心臓部および肺底部について水等価ファントムを作成し、画像ノイズを比較すると、肺尖部、大動脈弓部と気管分岐部、および心臓部と肺底部の 3 つのグループに大別される。また近年、人体組織に近似した (エネルギー吸収係数が等価な) 材質が研究され、各種人体ファントムとして提供されている。

以上から、胸部 CT 検診ファントムの要求仕様は、第一に胸部 CT 検診のターゲットに類似した画像が得られること、第二に画質と線量を 1 つのファントムシステムで同時に測定可能、かつ定量的な評価が行えること、最後に施設や CT システムおよび使用者に関係無く容易に取り扱え、かつ測定精度 (正確さ、再現性) に優れていることといえる。

4.6.3 胸部 CT 検診のターゲットと模擬腫瘍

日本における胸部検診 SDCT の標準条件は、120kV、50mAs、10mm-slice、ピッチファクタ 2.0 と規定されている。前述したように、高いピッチファクタの画像特性として、パーシャルボリューム効果による実効スライス厚の増加に伴い、とくに低コントラスト陰影の描出が問題となる。これは肺野型肺がんの Thin Slice 画像において、すりガラス様陰影 (GG0) を呈する腫瘍が対象となる。

ここで、20mm 以下の小型肺がんでは、野口分類の A、B、C-type の多くが GG0 として描出される。野口 A、B、C-type の 5 年生存率は A、B-type が 100%、C-type であっても 74.8%

と良好である。また肺野内小型肺がんの多数は腺がんであり、胸部 CT 検診で発見された肺がんの組織別の割合も腺がんが多数を占める。

以上を踏まえ、胸部 CT 検診のターゲットを野口 A、B、C-type とし、これを模した模擬腫瘍がファントムに封入されている。ただし、ターゲットは未だ流動的であり、真のターゲットは小型肺がんの自然史が解明され、生存率との関係が明らかになることにより決定されるべきである。

4.6.4 LSCT ファントム (画質と線量のものさし) の借用制度

LSCT ファントムの有用性は前述したとおりであるが、一般的に性能評価用ファントムは、日常的に使用されず、装置の入れ替えや X 線管球交換の際、確認のために利用されること多い。また、高額であるため、すべての施設での所有することは現実的ではない。そこで、全国の拠点となる施設から、それぞれの施設にファントムを貸し出す “借用制度” を確立することが期待される。ファントムを使用し取得されたデータは、専用のファイル形式にまとめ、全施設が共有することでより高い精度管理を実現できると考える。ただし、この制度実現のためには、中央精度管理委員会の傘下で責任を持って管理する施設と専門の人員が必要不可欠である。

本稿では、胸部 CT 検診画像の線量と画質の一元的な評価として、物理的 (アナログ) ファントムによる評価法を先般の SDCT マニュアルに追記し提案した。今後は、アナログファントムより手軽に使用できるデジタルファントムによる評価法についても検討を要する。

付録:

1. LSCT ファントム (画質と線量のものさし) の校正

「ものさし」であるファントムは、個体差ができるだけ少ない必要がある。LSCT ファントムの個体差を確認するため、3 体のファントムの個体差を調査した比較データを以下に示す。

CT 装置は、東芝 Aquilion16 を使用し、撮

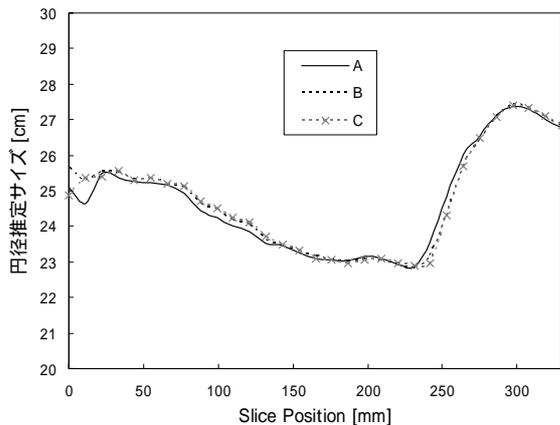


Fig.19 3体のファントムにおける水等価厚(円形推定サイズ)

影条件 (120kV, 30mA, pitch factor 0.7, scanrange 300mm, 再構成関数 FC01) で3体の胸部CT 検診専用ファントム (A, B, C) を調査した。吸収線量測定結果を Table 8 に示す。P=0.2378>0.05 となり, ファントム A, B, C の有意差は認められない。

Table 8 吸収線量, 各ファントム 10 回測定した平均 (mGy) P=0.2378>0.05

	A	B	C	平均
10 回の平均	3.1872	3.1609	3.1751	3.1744
標準偏差	0.0397	0.0277	0.0330	0.0335

Fig.19 に, ファントム全体の推定径を示す。3 体ともほぼ一致している。また, 肺尖部から各模擬腫瘍までの距離を Table 9 に示す。肺尖部から各模擬腫瘍までの距離の差は, 1~5mm であるが, 推定径のグラフより模擬腫瘍の封入位置の違いが 5mm 程度であれば, 推定径は大幅に異なるため, 模擬腫瘍の封入位置の違いによる検出能の差は少ないと考えられる。

次に, CNR を Table 10 に示す。CNR は, A が一番高く, B が一番低い。これは, 肺野等価物質混合度が 3 つのファントムで多少異なるため, B は肺野等価物質の混合度が良いため, 肺野等価物質全体の濃

度が上がり, CNR が低くなったと考えられる。Table 11 に computer aided detection (CAD) が検出した模擬腫瘍数を示す。この CAD は, 10mmslice, 10mm 間隔専用であるため, 10mm 厚の画像のスタート位置を 1mm 毎に移動させ, 10 通り再構成した画像により CAD に検出させ, 平均を出している。

CAD の検出個数については, true positive (TP)は大差なく, false positive (FP) は A が圧倒的に多い。視覚的にも, A は混合度が悪く高濃度の点が目立つ, 一方, B, C は全体的に良く混合されているため FP が少ないと考えられる。

FP の差はあるが, 模擬腫瘍 (TP) を視覚評価する際に差はないため, これら 3 体のファントムの個体差は許容範囲と考える。しかし, 肺野等価物質の混合度を統一したほうがより個体差の無いファントムになると考える。今後, LSCT ファントムが普及する際は, 最小検出径レポートなどを付属することでファントムの品質を保証する必要がある。

Table 9 肺尖部から各模擬腫瘍までの距離 [mm] (1mm 厚, 1mm 間隔)

	A	B	C
肺尖部	33	35	34
分岐部	113	108	111
肺底部	233	231	231

Table 10 各模擬腫瘍の CNR
(5mm 厚, 1mm 間隔)

		A	B	C
肺尖部	10mm	1.573	1.322	1.577
	8mm	1.533	1.039	1.236
	6mm	1.536	1.156	1.169
	4mm	0.966	0.727	1.129
気管分岐部	10mm	2.442	2.050	2.640
	8mm	2.08	2.306	1.480
	6mm	2.225	1.199	1.702
	4mm	0.699	0.873	0.921
肺底部	10mm	2.503	2.103	1.741
	8mm	2.321	2.102	1.513
	6mm	2.121	1.967	1.992
	4mm	1.692	1.505	1.112

Table 11 CAD が検出した模擬腫瘍数、L 側 10mmslice

		A	B	C
TP	肺尖	2.6	2.8	2.7
	分岐	2.9	2.5	2.7
	肺底	2.8	2.6	2.5
	合計	8.3	7.9	7.9
FP	肺尖	0.7	0.6	0.1
	分岐	44.1	2.8	0.1
	肺底	37.9	2.9	1.4

5 . MDCT 装置の機器構成 [1-3, 34-38]

5.1 はじめに

胸部 CT 検診において、低い線量(肺の吸収線量 3mGy 以下)で高空間分解能・高コントラストな品質の高い画像を得るために、胸部 CT 検診に要求される性能を備えた撮影機器(以下「機器」という。)を使用すること、撮影条件(スキャン時間 0.8 秒/ rot 以下、管

電圧 120kV、管電流 50mAs 以下、検出器厚 5mm 以下×2 列以上、ピッチファクタ 1.5 以下、撮影時間 15 秒以下)、検出器とデータ収集系、データ処理系[再構成補間法: 180 度補間法、多点補間法や Feldkamp 法など、再構成厚/間隔 5mm/5mm 以下]、散乱 X 線除去などの技術的な因子やポジショニングを最適化することおよびこれらの総合的な品質保証プログラムを作成し、計画的に進めることが必要である。

胸部 CT 検診による肺がん検診を行う場合、症状の 50 歳以上の成人を対象とするため胸部 CT 検診の品質に関する施設間のバラツキが少なく、しかも高品質な胸部 CT 検診を常に安定して得ることが重要である。

5.2 機器

5.2.1 構成

胸部 CT 検診に使用する機器は、以下の通りである。

(1)胸部検診用 X 線 CT 装置

- a) 電源設備、
- b) X 線発生装置、
X 線高電圧装置、X 線管、コリメータで構成される。
- c) 検出器とデータ収集ユニット(スキャン系)
- d) 走査ガントリ
- e) 撮影テーブル
- f) 操作コンソール
- g) データ処理系
- h) 別置きユニット

(2)画像記録装置(レーザイメージャ)

(3)画像観察器

- a) シャウカステン
- b) CRT
- c) LCD

(4)CT 検診車

5.2.2 性能

(1)胸部検診用 X 線 CT 装置

胸部検診用に設計された装置が必要で、以下の性能を満足すること。 Fig.20 に X 線 CT のシステム構成例を示す。

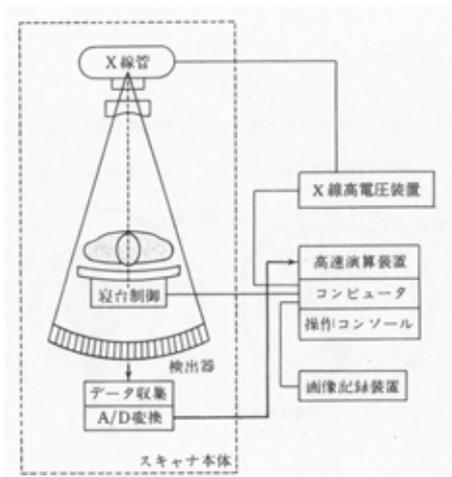


Fig.20 X線 CT のシステム構成例

a) 電源設備

安定した X 線出力を得るには、装置の要求仕様を満足する電源設備(電圧、容量、電源の見掛けの抵抗など)を準備する必要がある。必要な電源設備は、X 線出力、X 線高電圧装置の種類などによって異なるため、装置メーカーが提供する電源設備の要求仕様を利用すること。特に、CT 検診車は電源事情の悪い場所で使用され、X 線 CT 装置以外の機器(例えば、超音波診断装置及び画像記録装置など)と電源を共用する場合もあり、CT 検診車の電源設備については、X 線装置メーカーおよび自動車架装メーカーとの打合わせが必要である。

b) X 線発生装置

X 線高電圧装置は、X 線管の管電圧(標準：120kV)の発生、フィラメントの加熱による管電流制御(50mA以下で、標準：25～35mA、さらに自動制御機構が付いていることが望ましい)および回転陽極の回転駆動制御が行えること。高周波インバータ制御による小型化でガントリに搭載できることが望ましい。

X 線管は X 線照射の際の発熱が大きいため、ターゲット温度とケース温度をコンピュータでシミュレートし、限界を越えないように制御されていること。

X 線高電圧装置、X 線管とともに、スキャン時間(0.8 秒/rot 以下)の短縮にともなう画質劣化(S/N の低下による低コントラスト分解能の劣化)を招かないよう、高い X 線出力が得られること。それに加えて、ヘリカルスキ

ャンがルーチン化するにつれ、連続照射可能時間の延長とその繰り返し処理能力があることが望ましい。基本的には X 線管の熱容量(2MHU 以上)と冷却速度がこれらの能力を決定する。

コリメータは、被曝量の最適化を目的とし、フィルタによる軟線のカットおよび X 線の強度分布が調整できること。また、スキャン時の検出器厚 5mm 以下×2 列以上に見合った X 線スリットの幅を制御してファンビームを形成し、被検体に向けて X 線が照射できること。

c) 検出器とデータ収集ユニット(スキャン系)

検出器は、被検体を通過した X 線の強度を忠実に電気信号に変換するもので、半導体検出器、シンチレータと半導体光検出素子との組み合わせ、Xe ガス電離箱検出器などが用いられる。半導体検出器とシンチレータは一般に固体検出器と呼ばれ、Xe ガス電離箱検出器に比べ X 線の利用効率が高いため S/N の良好な画像を得ることができる。一方、Xe ガス電離箱検出器は各チャンネルの感度のバラツキが少ないという特徴がある。

一般的に検出器のチャンネル数が多く、ピッチファクタ(標準：1.5 以下)が細かいほど空間分解能が高い。しかし、X 線焦点のサイズや X 線の拡大率もまた空間分解能を決めるファクタである。また、検出器列数が細かいほどテーブルの進行方向の分解能は向上するが、検出器のマトリクスサイズが細かいほど検出器隔壁の割合が増加し、その分の X 線の捕捉効率は下がる。

データ収集ユニットは、検出器の多数のチャンネルからの微弱な電気信号を精密かつ高速にアナログ/デジタル(A/D)変換し、スキャンデータを収集し、画像再構成装置(専用プロセッサ)へデータ転送する。1 回転する間のデータサンプリング回数も空間分解能を決めるファクタの 1 つである。

d) 走査ガントリ

走査ガントリの回転部には、中央の開口部を中心に X 線管と検出器を対向させて、データ収集ユニット、X 線高電圧装置とともに搭載されている。さらに走査ガントリ固定部は回転部の回転機構、スリップリング機構、ガ

ントリ傾斜機構，スキャン・ガントリ制御部などより構成される。

ガントリもしくはテーブルに配置された操作スイッチまたは操作コンソールから遠隔制御によりガントリ傾斜角を変更し，患者に苦痛を与えることなく，傾いた断層像を得ることが望ましい。

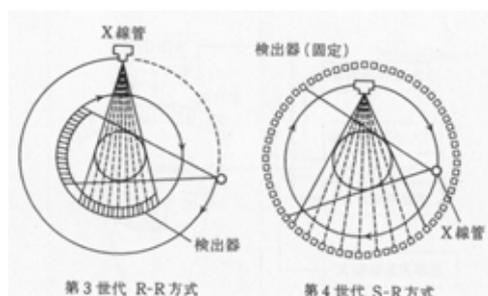


Fig.21 第3世代 R-R 方式と第4世代 S-R 方式

Fig.21 に示すように，いくつかのスキャン方式が存在するが，現在は，第3世代 Rotate/Rotate(R-R)方式が主流である。

R-R方式は，撮影領域を包含する $30\sim 60^\circ$ のファンビームが用いられ，X線源に向けて円弧状に並べた数百から一千チャンネルの検出器で透過X線を計測する。X線管と検出器が一体となって被検体のまわりを回転し，その間一定角度ごとに投影データを得る。

第4世代 Stationary/Rotate(S-R)方式は，回転中心に向けて全周に並べた多数のチャンネルを持った検出器が固定配置され，被検体と検出器の間にX線管が配置される。スキャン中はX線管のみが被検体のまわりを回転し，その間一定角度ごとに投影データを得る。

最近では，第3世代CTで断層像の厚さ方向に2列以上の検出器を並べたMDCTが主流になりつつある。X線管と検出器が一体となって被検体周囲を回転し，一定角度間隔で投影データを収集する。断層像の厚さも 0.5mm 以下も可能である。

e) 撮影テーブル

撮影テーブルは，上下および水平方向の駆動機構で構成される。患者を乗せ，スイッチ操作により，ガントリ開口部での位置合わせが行えること。患者が安心して乗り降りできるように，最低高さまでのストロークを大き

くとっていること。

スキャン位置変更または位置決め用のスキャンやヘリカルスキャンを行う際は，水平方向の駆動機構を操作コンソールからの遠隔制御で行えること。スキャンに伴う水平方向に駆動する時は，X線の発生およびデータ収集ユニットのデータサンプリングと同期した制御が行えること。

患者の安全と安定した画像を得ることを目的として，テーブルには患者固定用の用具が装着されていること。胸部・腹部検査用にボディストラップ等があること。

f) 操作コンソール

スイッチパネル，キーボード，CRT(LCD)モニター，タッチパネルと表示器，光ディスクドライブ，撮影室とのインターフォン等で構成されていること。これらの入出力装置はCPUおよびソフトウェアにより有機的に結合され，患者情報の入力，スキャンパラメータの変更，スキャン，診断，撮影した画像の処理，ファイル管理といった操作を行うマンマシンインターフェイスが形成されていること。

g) データ処理系

データ処理系の機能として，スキャンの操作・制御，スキャンデータの受信と画像再構成[再構成補間法： 180 度補間法，多点補間法やfeldkamp法など，再構成厚/間隔 $5\text{mm}/5\text{mm}$ 以下]，画像表示(ウィンドウ幅 $1200\sim 2000$ ，ウィンドウレベル $-500\sim -800$)，画像処理，データ保存，ファイル管理，ネットワークへの転送などができること。画像再構成や画像処理は専用プロセッサ，汎用プロセッサ，ホストのソフトウェアなどで処理できること。これらのプロセッサ・ホストのデータ処理能力，ユーザインタフェース・ソフトウェアによる画像再構成時間は，X線管の熱容量，冷却速度とともにシステムの処理能力を決定する主要因である。

スキャンおよび画像再構成の高速化に伴いシステムの臨床性能(リアルモード機能が標準装備)が高まり，その応用も多様化している。一見複雑なスキャン設定や画像処理を確実に行うため，わかりやすい操作仕様と優れたソフトウェアを必要とする。数値化して表現することは難しいため，システムの性能と

して表面に出ることは少ないが、システムの処理能力を決定するソフトウェアの比重が高まっている。

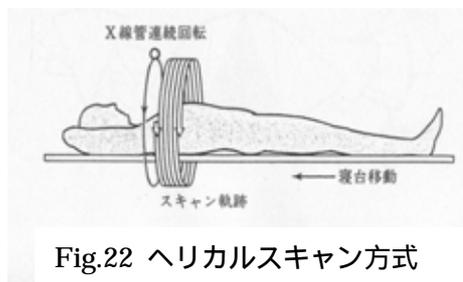


Fig.22 ヘリカルスキャン方式

Fig.22 の MDCT はスリッピングによる連続回転を応用し、テーブルを移動させながら、らせん状に複数(1~64)の投影データを収集するスキャン方式の CT である。従来のヘリカル SDCT では、検出器が 1 列で、1 回転で 1 スライス分のデータを収集していたが、体軸方向に複数列(2~64 列)の検出器をマトリクス状に配列し、1 回のスキャンで複数(1~64)のスライスデータを収集する MDCT が実用化された。通常、CT では検出器に対して垂直に X 線が入射したときに断面の再構成が可能になる。MDCT では、二次元に斜入射するので種々の問題(周辺部データの欠損、散乱線の増加、再構成演算の難しさ)が起こり、体軸方向のビーム幅とスライス数に制限はあるものの、撮像の高速化、解像度の向上などにより画像診断技術を大きく変える能力を持っている。

1) MDCT の特長および利点

MDCT では、1 回のスキャンで複数(1~64)のスライスデータを収集するため、短時間あたりのスキャン範囲が大きくとれる。また収集されたデータは連続しており、任意の位置での画像を切り出すことが可能であり、テーブルの移動が 0 で同一断面でのスキャン(シネスキャン)であれば任意の時間での切り出しも可能である。これらの特長から次のような利点があげられる。

オーバーラップ再構成

連続したデータから任意に位置(時間)での画像再構成が可能であるため、以下のことが可能となる。

- ・パーシャルボリューム効果の回避
 - ・シネスキャン時における時間分解能の向上
 - ・リフォーメーション画像の Z 軸方向の分解能向上
 - ・3D イメージングの画質向上
- 短時間に目的範囲のスキャンを実行できるため、スライス間の解剖学的位置ずれが少ない。特に、1 回の息止めですべての部位のスキャンを完了させる Single-Breath-Hold テクニックは有効な方法である。

2) データ補間と画像再構成

MDCT では基本的に 180 度補間が行われているが、ヘリカルピッチにより投影データの分布は均一であったり、不均一であったり、複雑に変化する。ここで目的位置の画像再構成を考えた場合、投影データの補間は存在する投影データに依存して実行される。また、MDCT によるヘリカルスキャンでは投影データが非常に高密度になる。これを利用して行われるのが Z 軸フィルタである。実際には不均等に分布した投影データについてリサンプリングにより均等分布にした後、フィルタリングが行われる。Z 軸フィルタによりスキャン後であってもスライス感度プロフィール、実効スライス厚の変更が自由に行える。

MDCT の画像再構成は、2~4 列の MDCT では体軸方向に若干の拡がりがあるものの、実際的な影響がないことから従来の SDCT と同じ 180 度補間法により行われている。これが 8 列以上になると体軸方向に拡がりをもったコーンビームとして画像再構成を考えないと二次元的な画像再構成ではアーチファクトが発生する。これは、MDCT のスライス数を増加し、検出器の端の列でスライス厚が薄くなることにより顕著になる。この現象を低減する目的で利用される画像再構成法がよく知られた feldkamp 法である。いわゆる三次元逆投影法である。ただし、feldkamp 法は非ヘリカルスキャンで行われるものであり、実際の MDCT によるヘリカルスキャンでは、feldkamp 法を応用した手法が採用される。feldkamp 法によればコーン角が広がってもアーチファクトのない画像が得られる。しかし、その計算量は通常画像再構成の場合に比べ膨大

である。

h) 別置きユニット

システムによってユニットの構成，数は様々である。病院のCT専用分電盤より給電される電源を各サブユニットへ変圧・分配するシステムトランスを内蔵したり，X線発生のためのジェネレータや画像再構成のための演算装置などを搭載することがある。ハードウェアの小型化が進むにつれて，システムあたりのユニット数は減少する傾向である。

(2)画像記録装置(レーザイメージャ)

レーザイメージャはX線CT装置からの画像信号に対して，画像処理を施してフィルムに記録する受動的装置である。

(3)画像観察器

a) シャウカステン

シャウカステンは，フィルム影像を透過する光線の濃淡が形成する情報を目視によって読影し診断を下すための照明器具で，観察面の輝度はJIS規格で3000cd/m²以上とされ，影像の濃度，フィルムの感度曲線などと均衡をとった基準とされている。

b) CRT (Cathode-Ray Tube)

CRTの診断能はフィルムと同等とはならないが，近い線まできている。ノンインターレース走査方式で，同じ画面サイズの2000本系(CRT-2K)と4000本系(CRT-4K)があり，CRT-2Kで2048×2560画素表示の場合，410-800 nitの最大輝度が得られ，濃度のダイナミックレンジや分解能がかなり向上している。また，最大輝度，寿命性能の向上や，キャリブレーション機能搭載がされつつある。

c) LCD (Liquid Crystal Display)

LCDは，偏向板を直交させて液晶層をガラス基板ではさんで設置し，電界を印加することにより透過率を制御するもので，TN(Twisted Nematic)式とIPS(In Plane Switching)方式があり，TN方式は見る角度によって光学特性が異なり視野角が狭いが，IPS方式は見る角度によって光学特性が変わることがなく，視野角が広い。現在，いずれも解像度はCRTと同等かそれ以上に改善されている。

1)CT 検診車

a) 車載型 CT 装置の台数

現在運用されている(2005年1月末)車載型CT装置は合計28台である(日立メディコ製11台，東芝メディカル製13台，GE製3台，シーメンス製1台)。そのうちSDCTは21台，MDCTは7台である。SDCTではスキャン時間は2秒/回転から0.7秒/回転である。MDCTにはAsteion(東芝メディカル製，4列検出器，スキャン時間0.75秒)，ROBUSTO(日立メディコ製，4列検出器，スキャン時間0.8秒)，Emotion Duo(シーメンス製，2列検出器，スキャン時間0.8秒)がある。

b) 車載車両

CT装置の車載車両は，トラックシャーシ型とトレーラ型に分けられる。日本の道路事情から法規制により車体の寸法が制限され，車高・車幅・車長の最大値は3.8m，2.5m，12mとなる。この限られた容積の中にスキャナ室，操作室，電源設備，検診者の待合室などの各種目的に応じた設備を装備することが要求される。

電力はディーゼル発動発電機および外部電源の入力端子から供給される。使用目的によって，外部電源入力端子を設けない場合もある。ディーゼル発動発電機はCT装置と同一車体に搭載したものと，電源車を別にしたものに分けられる。



Fig.23 トラックシャーシ型
CT 検診車の1例

トラックシャーシ型のCT検診車をFig.23に示す。車体寸法は車高3.5m，車幅2.5m，車長11.3m，総重量は19.5tである。搭載CT装置はROBUSTO(日立メディコ製)，電源設備に75kVA(3相200V)のディーゼル発動発電機と外部電源の入力端子を備えている。



Fig.24 トレーラ型 CT 検診車の 1 例 (フリール提供)

トレーラ型の CT 検診車を Fig.24 に示す。車体寸法は車高 3.8m, 車幅 2.8m, 車長 10.5m, 総重量は 15t である。搭載 CT 装置は Hi Speed DX/i (GE 製), 電源設備に 100kVA (3 相 203V) のディーゼル発動発電機と外部電源の入力端子を備えている。

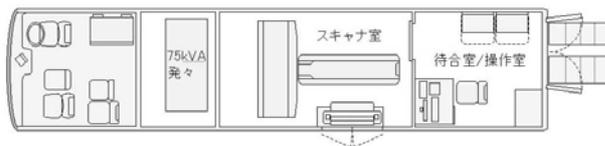


Fig.25 トラックシャーシ型 CT 検診車の内部配置例

トラックシャーシ型の CT 検診車の内部配置を Fig.25 に示す。CT 検診車の後面より、操作室および待合室、撮影室 (スキャナ室), 発動発電機, X 線高圧発生機の順で配置されている。受診者は最後部に設けた引き出し式ステップから乗降し, スキャナ室まで直線的に誘導できる。操作卓の横に 3 組の検診者用シートとそれを取り囲むカーテンを設け, 3 名まで待機でき更衣も可能となっている。ビデオプリンタの設置により必要な CT 画像を出力でき, 検診現場で受診者に結果説明を行うことが可能となる。画像データは 5 インチ MOD に保存する。

最近の装置では, 検診中に LAN 経由で画像をノート PC に一時保存し, 施設に帰着後, この PC からサーバへ画像転送して保存することも可能になっている。

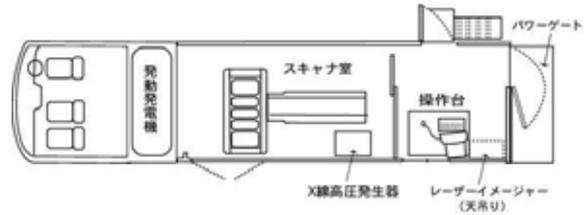


Fig.26 トレーラ型 CT 検診車の内部配置例

トレーラ型の CT 検診車の内部配置を Fig.26 に示す。CT 検診車の後面より, 操作室, 撮影室 (スキャナ室), 発動発電機の順で配置されている。入り口は後部側面に階段を設けているほか, 最後部にパワーゲートを設置, ストレッチャーや車イスのまま撮影室内に乗り入れ可能である。また, 操作室内にはレーザーイメージャ, 5 インチ MO ドライブが設置され, X 線高圧発生器は撮影室に設置されている。

d) 車載化のための制約と措置

車載型 CT 装置が作成された初期の頃は, 搭載可能な小型の CT 装置が用いられていた。しかし, 在は CT 装置のサイズも小型化されてきており, ほぼすべての CT 装置が搭載可能である。そして据え置き型の CT 装置と仕様に差はない。

車載型において使用環境が不十分な場合, たとえば, ディーゼル発動発電機の電源容量が小さい場合は管電流などの撮影条件が制限される。また, スキャナ室が狭い場合はガントリのチルト角度が制限される。

CT 装置を車載するために振動に弱い部品や機構については次のような防振措置が施される。

- ・車両にエアサスペンションを採用 (車両床重力を 1G 以内に規定のため)
- ・アンカーボルトネジの強化
- ・防振ゴムによる防振性強化 (架台、寝台、コンソール、モニタなど)
- ・基板やコネクタの緩みの補強 (固定治具の追加など) および防振材の使用
- ・ガントリのチルト機構の固定
- ・ガントリの回転機構の固定

そして、据え置き型では通常固定の必要がない操作卓、キーボード、モニタ、椅子などの固定が必要となる。また、撮影室が狭い場合、側壁が広がる機構の導入も考慮しているメーカーもある。

6．撮影法

6.1 撮影情報の表示、撮影前の準備

(1)撮影情報の表示

MDCT 撮影の場合まず考慮すべき点は撮影画像の最終表示方法であり、フィルムによる表示とディスプレイ（CRT および LCD モニター）表示の2つの方法が存在する。現在フィルムに表示する方法が主流ではあるが、MDCT の特性を考えると、将来的にディスプレイ上表示が多くなると思われる。

しかし表示内容としては、フィルム表示の場合もディスプレイ表示されたものを1コマとしてプリントすることがほとんどであり、その撮影情報の表示において両者に差は見られない。ディスプレイ上の情報が本来のMDCTとしての情報の基本であり、フィルムの情報はそのコピーに過ぎず、逆にいえば現在のフィルム上の情報は無駄が多いことになる。たとえば、フィルム上の1コマ毎に受診者名表示は必要無く、一箇所に表示されれば十分であり、その無駄を省いたほうが読影時にも有効である。装置のプリントモードによっては、設定されているものもあるので適宜使用すると良い。

もちろんディスプレイ上の表示にも、限られた画面上では情報量を制限せざるを得ないなどの欠点があり、ディスプレイの大型化又は複数化が可能であれば問題は解決するが、それに伴うコストの増加及び設置場所の確保等 新たな問題も発生する。以上の点を考え、ここでは検診として必要最低限の情報について考えたい。

a)施設名

確実に施設が特定できるように表記すること。似通った施設名と混同する事が無い様にする。できれば日本語が望ましい。アルファベットでも良いが、略語は避けること。

b)受診者名

氏名を確実に表記すること。読みやすい様にカタカナ又はひらがなが望ましい。漢字やアルファベット（ローマ字）でも良いが読みを間違えないよう注意が必要となる。

c)性別、年齢

表記は日本語、アルファベットのどちらでも良い。

d)撮影日、撮影開始時間

表記は日本語、アルファベットのどちらでも良い。日付は西暦 元号のどちらでも良い。

e)撮影条件、再構成条件

管電圧、管電流、寝台移動量、ピッチ、ディテクタ数、撮影スライス厚、再構成スライス厚、補間法、撮影関数等。各機器性能により表記されるものは異なってくるが、前述のものが代表的な条件である。各数値には単位が付記されることが望ましい。

f)撮影位置

肺尖を基準位置とする、mm単位表記が望ましい。他を基準位置とする場合は、その位置が確実に特定できること。

j)付属番号

個人を確実に特定する為の要素として表記することが望ましい。個人のID、撮影順番等、施設にあわせて設定したもので良い。

k)Window Width/Window Level

l)撮影方向および体位（R・L，P・A，Feet First/Head First，Supine/Prone）

m)観察方向(View from Feet/View from Head)

n)有効視野（FOV）

FOVの大きさ(mm, cm)や拡大率で表示

o)スケール（1cm単位）

上記情報は、フィルムまたはディスプレイ上で別に情報を表記できるスペースがある場合はその部分に一括表記し、各コマには撮影位置のみ（管電流等の条件が変化する装置ではその情報）を表記すると良い。

以上の情報が表示されていれば、必要最低限の情報が保たれていると考える。

(2)撮影前の準備

MDCT 装置や周辺機器の始業点検および動作確認は、検診をスムーズに行うためにも重要である。

a)始業点検

システム起動後の点検項目

架台寝台の安全機構(フロント,リア側のマットスイッチおよびテープスイッチの動作)

架台寝台の斜入動作

システム動作

内蔵ハードディスク内の画像データや生データの空き容量

MDCT 検診車の場合,発動発電機の周波数,電圧

b)操作の実行

ウォームアップの実行

エアキャリブレーション

ファントムを使用して画像の確認

画像表示,WW/WLの調整,アーチファクトの有無,CT値(MEAN,SD)

c)その他の点検

マイクテスト,オートボイスのテスト,監視カメラの確認および空調の調整

画像保存用ディスクの準備(イニシャライズ,予備ディスクの準備)

MDCT 検診車の場合,アース,ジャッキ,手すりの設置・確認

d)清掃

待合室,更衣室,撮影室,寝台の清掃はもちろんのこと,受診者の視界に入る箇所はすべて清潔に保ち,整理整頓を心がける。毎日の撮影前に入室から退室までの受診者の経路に沿い,同じ視点で確認するとよい。

また,意外に注意から漏れる点が「臭い」であり,清掃時に使用したタオルから移るカビ臭だけでなく,前の受診者の体臭およびコロナ,整髪剤なども「悪臭」と感じ,不潔感を与える原因となりうるので気をつけたい。既製品の消臭剤などを積極的に用い,換気も十分に行うなど,広い意味で撮影環境を整えることが必要である。

6.2 受診者への対応

(1)注意

検診の受診者はそのほとんどが,健康に問題のない人,あるいは多少の不調を感じても病気だという自覚を持たない人であるため,病院や診療所などの医療施設での検査と異なり,検査の良否は検査精度よりも検査施設のイメージや雰囲気,「見た目」で判断され

る場合が少なくない。そのイメージの良否を左右する大きな要因として,受診者と直接ふれあい,密室で1対1になる技師の接遇があり,そのウエイトは大きい。

検査前は受診者の誰もが不安を感じていることを考慮し,十分な検査説明をゆっくりと行い,可能であれば,検査説明とともに更衣を促す補助者をおくとよい。

ポジショニング時,寝台への乗降時が最も受診者がケガをしやすいため,注意を要する。身体の機械への巻き込みや,踏み外し,立ちくらみ等による転倒でのケガが考えられ,撮影時にもカメラ等により死角の監視を行い,受診者への注意を怠らないことが重要である。

特に撮影時は,寝台移動中は受診者から目を離さないようにし,突然のアクシデントに速やかに対応できるようにしなければならない。

撮影終了後は検査の終了を告げ,最初の寝台位置まで静かに戻し,寝台が完全に止まったことを確認する。降りる時はさりげなく介助し,次の受診者との入れ替えをスムーズに行う。

また長時間の背臥位は,肺野背側の変化を引き起こすことがあるため,故障などで検診者を長時間待たせる場合には,寝台に寝かせたままにせず,座って待機してもらうなどの対策が必要である。

気をつけたいものに「音」がある。音楽などは施設の環境にもよるが,静かな部屋で機械動作音のみが聞こえる場合,心理的に圧迫感を引き起こす可能性がある。また,職員同士のおしゃべりなどは受診者に「不快感」を与えることが多い。

(2)身だしなみと言葉づかい

清潔な白衣,常識的な髪型は基本である。また,ていねいで,ハキハキとした明瞭な言葉づかいは好感を与える基礎であり,日ごろから技師同士でチェックし合うべき点である。また,サンダル履きは決して良いイメージを持たれないものであるから,控えたい。

最大の接遇は笑顔である。アイ・コンタクトの時も笑顔を忘れずに意識したい。

(3)専門知識

多くの検診現場では,「より早く」「より多

く」の撮影を要求されているが、時間に追われていると、受診者からの質問にもつい無愛想に、早口で答えてしまうことが往々にしてある。

しかし、受診者側から見れば、医師などにはなかなか質問しづらいことを聞くことのできる千載一遇の機会であることを理解し、誠意をもって、正確に簡潔な対応を心がけてはならない。そのためには、専門知識について熟知するだけでなく、新しい知識を常に吸収し、マスメディアなどで話題になっている情報にも敏感になっておくことが重要である。また、現場で行われる検査の意義や安全性を、日頃から自分の言葉、受診者にわかりやすい言葉に置き換えておく必要がある。

6.3 効率的な検診の進め方

(1) 更衣

着衣のままでの撮影が基本的になるが、障害陰影の原因を十分把握することが重要である。ワイシャツやブラウスなどのプラスチック製のボタンはほとんど撮影の障害にならないが、ネックレスや女性の下着に付属する金属類は、アーチファクトの発生源になるので十分な説明を行い、外してもらう。その場合、身につける衣類がない場合は検査着を着用してもらう。また検診の案内などに、無地のTシャツなどの服装で来てもらうように、事前に通知しておくことで更衣の必要が無くなる。

更衣する場所は、撮影室に隣接していて複数有ることがスループットを考えるうえで望ましく、受診者が更衣に戸惑うことのないように、事前に説明するだけでなく、更衣室内にも図解入りで注意書きを明示するとわかりやすい。しかし出動検診においては、更衣室がない場合もあり、MDCT 検診車内の待合室やスキャナ室内で、カーテンで覆って更衣してもらうようになる。そのため検診をスムーズに行うためには、そのままの服装で撮影できるように、検診案内の説明文に、服装についての項目も入れておくなどの対策が必要となる。

(2) 検診者の入室、入れ替え

受診者を寝台に寝かせ、最初に撮影ポジションまで上げていく方法と、低い位置でのポ

ジショニングは左右調整が正確にできるため、ある程度の位置決めを最初に済ませるという方法がある。この時に重要なのは安全の確保であり、特に多人数を撮影しなければならない場合は、時間に追われ対応が雑になりがちであるので注意が必要である。

検査の中では検診者の入れ替えが最も時間を要する作業であり、スムーズに行わないとスループットに多大な影響を及ぼす。一つの対策として階段や踏み台(Fig.27)の設置が考えられる。



Fig.27 踏み台

これを使用することで、寝台の上下幅は数cmと微調整で済み、スループットの向上につながる。但し、この場合、寝台が床から非常に高い位置にあることになるため、安全には十分に注意を払い、アクシデントにもすぐに対応できるようにしなければならない。できるならば手すりや落下防止柵などの設置が望ましい。(Fig.28)



Fig.28 手すり



Fig.29 ポジショニング（挙上姿勢、安定化姿勢）

a) ポジショニング

通常ポジショニングは背臥位挙上位で行い、挙上した腕は肘が開かないように説明をし、手首当たりでクロスさせる、または手をもう一方の手で持つようにすると安定する。（Fig.29）。手首部分の高さは、寝台と水平方向よりも高いほうが肩への負担が少ないために腕置き台等の器具を使った方法（Fig.30）を選択したい。

検診現場においては高齢者が多く、腕を挙上できない場合は無理をせず、挙上できない片腕（または両腕）を下ろして撮影を行う。



Fig.30 補助具（腕置き台）



Fig.31 補助具（スポンジ三角台）

(3) 事前登録

前日に受診者の名前、生年月日が分かっている場合は事前登録をしておき、検査当日は、登録済みリストから受診者を選択し撮影登録を行う。事前登録を使用することは、入力ミスをなくすことのみならず、検査時の登録時間が短縮し、スループット向上につながる。

(4) 撮影法

その場合は、腕を身体から離すか、腹に乗せるなどの方法で、寝台移動時に十分注意することが必要である。腹に腕に乗せる場合、おろした腕の反対側の腸骨稜を指先で触るようにすると腕全体が体の上に乗るようになる。臍あたりに手を置くと、上腕および肘が体の側面に位置し、体側方向に線量吸収が大きくなるため、ノイズおよびアーチファクトが増

大する。そして、腕の位置が通常と異なる場合は、その点を備考欄などに明記し、アーチファクトの原因を読影医に伝えることが大事である。

頭の高さが一定でないと肺尖部の画像に影響を与えるため、枕は低めにすることが望ましい。たとえば、普通サイズのタオルを数回折り畳み、その上に柔らかなペーパーを敷くことも一つの案である。これは頻繁に交換が可能であるため、衛生面から見ても優れている (Fig.29)。

また、腰痛などで足をまっすぐに伸ばせない受診者などの場合は軽く膝を曲げ、その際にはスポンジの三角台 (Fig.31) などを使用するとよい。そして極度に脊椎前弯が強い検査者の場合は、肺尖部の横断面が撮影できるように臀部の下に枕やタオルを入れて補正する。

次に、体が寝台のセンターへくるように左右を調整し、高さの調整は、体厚の最大の部位 (肺底部) が FOV の中央にくるようにする。また、両肺尖が撮影面に対して平行で、肺尖から肺底部まで縦隔を中心にしてほぼ左右均等位置で撮影されることが望ましい。この時、注意事項や検査方法などを再度説明すると効果的であり、「息止めは 10 秒かかります」、「息をたくさん吸ってから止めてください」、「女性のアナウンスに従っていただきます」などの定型文を考えておくとよい。また、極度に緊張している受診者もいるので、反応を見ながら場合によっては時間をかけ、相手の理解に合わせて話すことが大切である。

このポジショニングが一定でないと、比較読影がしづらくなるので注意が必要である。特に、大柄な受診者に対して小柄な人の場合、左右均等のポジショニングに関して配慮が甘くなりがち傾向にある。MDCT の撮影技術の中でも特にポジショニングは、読影しやすい画像を提供するために欠かせない技術であることを自覚したい。

b) スキャン方法

被ばく線量低減と時間短縮のため、位置決め画像 (スキャノ、スカウト等) は撮影しないことを基本とするが、リアルタイム機能を持っていない機種や体型による範囲確定のた

め、および自動管電流制御装置を使用する等の場合はできるだけ線量を抑えてスキャノ像を撮影する。



Fig.32 撮影スタート位置決め

撮影スタート位置は Fig.32 に示すごとく胸骨柄上縁から約 1.5 横指上を標準とするが、受診者の体型による増減は技師の判断で行う。目安として、極端な痩せ形は約 2 横指上、肥満型は胸骨柄上縁から約 1 横指以内が適当と考える。

撮影方向 [39] は利便性からいっても頭尾方向が基準と考えるが、息止めが困難な場合などは尾側からの撮影が効果的である。高齢者や肺機能の悪い人など高齢者や肺機能の悪い人など長い息止めが無理なときは、肺底部から肺尖部にかけて尾頭方向で行い、最初吸気息止めをした後、苦しくなった時点でゆっくりと息を吐き出すように指導する。息止めが不可能な人については、平静呼吸で頭尾方向に行う。

撮影範囲 [40,41] の設定長は男性 300mm、女性 280mm を目安としたい。もちろん、この範囲にこだわることなく、受診者の肺の長さにあった値を設定すべきであるが、一次スクリーニングであることの割り切りは、ある程度必要と考える。また、リアルタイムでスキャン画像が確認できる MDCT 装置の場合は、スキャン範囲の設定は長めに設定し、肺底部のスキャン終了と同時に X 線を中断する。

息の吸い方は基本的に最大吸気 (深吸気) での撮影が望ましい。これは、描出対象のひとつである高分化腺癌のうちで

BAC(bronchiolo-alveolar carcinoma)などの低コントラスト陰影は、吸気が不十分な正常肺組織上において識別能が著しく落ちることが容易に推測できるためである。また、比較読影重視の考えから、画像の再現性は強く求められるため、毎回同一になるよう撮影し、ばらつきの度合いを最小限に抑えるにも最大吸気が最良と考える。ただし、最大吸気によって安定性がかえって失われる場合は安静吸気で撮影を行う。

(5)読影環境

撮影時に、ほぼリアルタイムで画像を確認できる MDCT 装置が主流となり、撮影者が第一次読影者といっても過言ではなくなっている。故にディスプレイが見やすいことも撮影環境を考えるときの重要項目となり、もちろん検診であるからには、病院以上に受診者が受ける印象を考慮することが必要となる。また、安定した撮影を行うためには設備の充実と整備が必要である。

読影環境として、MDCT 装置のディスプレイの輝度や自動診断、比較読影用コンピュータのディスプレイの輝度、およびシャウカステンの輝度、そして室内の照度が挙げられる。MDCT装置のディスプレイは、設置時に SMPTE パターン¹ (Society of Motion Picture and Television Engineers. 規格化されたテストパターンをCRTに表示させることでその歪み、濃度差、解像度などを調整するもの)などを用いて、輝度計により輝度調整しておく。その調整値を記録しておき、メンテナンス時やディスプレイ交換後など、定期的に再調整を行う。コンピュータのディスプレイの調整も同様に輝度計により輝度調整して使用する。

シャウカステンの輝度については、マンモグラフィーの読影のような高輝度は必要ないが、輝度の劣化には注意し、蛍光灯の交換を適切に行う。

室内照度は、調光が出来る照明設備があることが望ましい。ディスプレイでリアルタイム的に確認する場合に、室内があまり明るい画面が非常に見づらく、照明の写りこみも同様である。逆に暗すぎても、周りの確認が出来ず危険であり、眼にも良くないことは周知の事実である。また撮影室も同様に、調光可

能な照明設備が必要である。あまりに明るくても、受診者が落ち着かない。かといって、暗すぎても危険である。その日の天気等も考慮に入れて、調光することが必要である。調光できない場合は遮光カーテンやブラインドを利用し、室内の明るさを一定に保つことが必要である。こうした環境については設計段階から考慮しなければならない。また、MDCT 検診車の場合、その日の天候や駐車場所等により室内の明るさが変化しやすい。窓に遮光フィルムを張り付ける、遮光カーテンを設置するなどして、室内の明るさを一定に保つことが必要である。さらに、見落としやすいところでは室温調整があり、撮影者等の体感温度で調整すると、受診者には不快に感じる場合がある。常に周辺環境との調整に気を配る必要がある。

6.4 禁忌

CT の撮影によって、埋め込み型ペースメーカや除細動器の誤動作が引き起こされるといふ報告がある。メーカーや型番などを把握し、受診者にも張り紙などを行い、注意を促す。報告外の型番でも、場合によっては撮影を中止することも考慮に入れる必要がある。

7 . X 線 C T 装置の品質管理 [42-47]

7.1 装置の故障と保全について

MDCT においても SDCT と同様に CT 装置を使用していく過程で求められることは、まず第 1 に装置で定められた性能を安定して維持して行くことである。このためには装置に故障を起こさせぬようにすることであり、第 2 に故障が起きてもすぐに直せることである。この目的のためには装置で定められた日常および定期的な保守点検・維持管理を行うことが必須となる。

7.2 日常、行う予防保全 (Table 12, Fig.33)

(1) 装置により定められた環境の維持

温度、粉塵、振動、腐食環境などのストレスの増加は、装置の故障を引き起こす要因となる。特に電子部品などの場合、室温が 10 上がるごとに寿命が半減し、故障率は倍にな

Table 12 CT 装置に必要な日常点検項目

項目	目的	トラブル例	処置例
X線管のウォームアップ	X線管の耐用寿命の延長と安定化	異常画像の発生・耐圧不良に起因する over-mA の多発	再度、低い
水ファントムのテストスキャン	1 .CT 値,SD の記録	1 .異常画像の発生など。現象が変わらない場合はサービスマンに連絡	1 .再現性の確認を行う
	2 .装置全体の機能判定		2 .電源の再投入を行う
			3 .他のスキャン条件でスキャンを行い、発生の有無を確認する
			4 補正水データの再収集を行う
ガントリーおよび寝台の清掃作業。動作確認	1 .機械駆動部への異物の混入の除去。	造影剤、注射針などの混入により異常画像の発生、その他、機械駆動部への影響	異物、混入物の除去および清掃など
	2 .異常音、異常動作の有無の確認		
湿度、室温、防塵の確認	環境の維持	電子部品の誤動作	エアフィルタの清掃、エアコンの動作確認

るといわれる(「10 則」)。よって、空調などの不具合は、システム全体の動作不安定を招く可能性がある。

(2)X線管のウォーミングアップ

X線CT装置では120 kV以上の連続負荷がかかる。このために業務開始前には低圧からのウォーミングアップを必要とする。特に長時間、使用しなかった場合などではX線管の耐圧特性が低下する。この状態でX線管に高圧を負荷すると容易に管内放電を引き起こし時にはX線管の破損にもつながる。休日が続いた場合などは特に念入りにメーカー側の指定する方法によりウォーミングアップを行う必要がある。X線管のウォーミングアップはX線管の安定化と寿命の延長につながる重要な保全方法である。

(3)ガントリーおよび寝台の動作チェック

造影剤の付着、注射針の放置などは異常動作、異常画像などの原因となりうる。このため機械駆動部の動作点検に際しては、まずカバーなどの清掃および異物除去などを行わなければならない。そして、手動操作可能な領域では、各領域に応じた操作方法を熟知した上で以下の項目について点検を行う。

架台回転駆動部に異常音、異常振動はないか。チルト機能を持つ装置の場合、チルト動作を行った場合の異常音、振動の有無もみる。

ウエッジ、スリットなどの動作は正常か。

寝台のアップダウン、前後移動などの動作確認。その他スイッチ類は正しく点灯しているか、計器類の指示値は適正かどうか。ともに異常音、異常振動がある場合には、スキャ

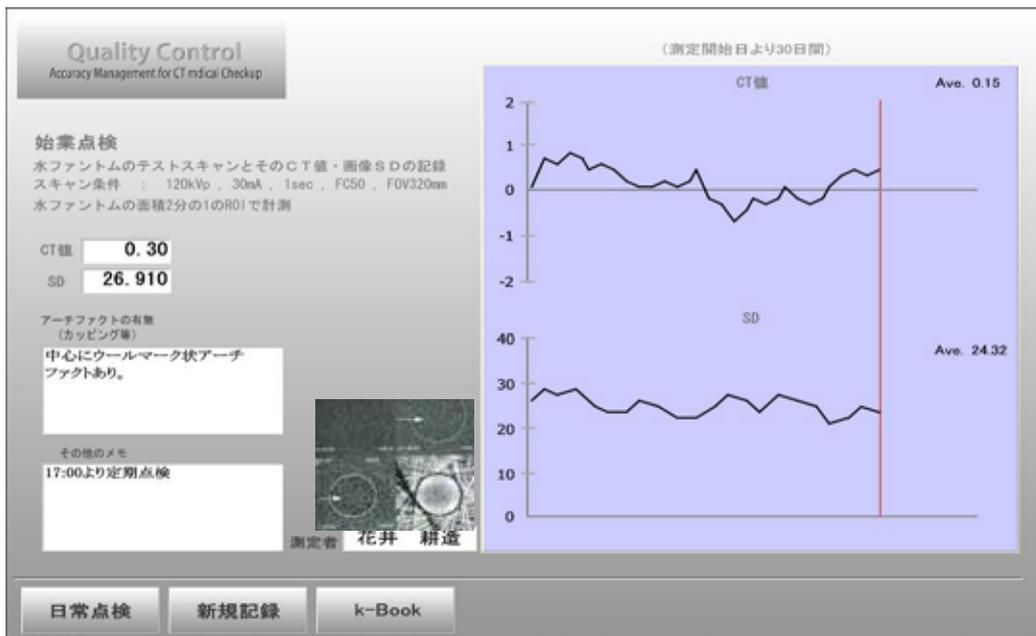


Fig.33 日常点検記録マニュアル例



SMPTEパターン



12ビット、グレースケールパターン

Fig.34 CRT モニタ、フィルムなどの点検

ナカカバーを開き、手動操作で架台の回転や機械駆動部のチェックを行う。

(4)水(標準)ファントムのスキャン

ウォーミングアップおよびガントリー系の点検終了後、規定サイズあるいは装置に備え付けの水(標準)ファントムのテストスキャンを行う。スキャンは常に一定の条件で行い、スキャン画像に対して規定のROI内のCT値、画像SD(ノイズ量)の測定を行い記録する。ス

キャン画像上において異常画像が発生した場合には、サービス側と密に連絡をとり対策を講じる。

(5)CRT モニタ、フィルムなどの記録系

CRTモニタは経年変化(劣化)に伴い輝度が劣化し、コントラストとブライトネスも変化する。また、これらは周囲照明の明るさに大きく影響される。初期設置時、CRTモニタ、レーザプリンターはメーカー側で各テストパタ

ーンなどを用いて調整が行われる。しかしユーザ側においても経年変化を考慮し、CT値装置内にテストパターン(SMPTE パターン¹(6 撮影法 6-3(5)参照)、グレイスケールパターンを保持しておくことで、画像観察用CRTモニタおよび最終出力画像としてのフィルム画像に対しての最高濃度、最低濃度、規定された濃度差、コントラスト、縦横の表示分解能などの管理を行わなければならない。肺野条件の画像では、肺内の血管や縦隔部の描出能と画像表示特性は、CT装置に附属するCRTのLUT²(画素に対する画素値の変換テーブルを作成し、テーブルから各画素の濃度値を変換することができる。この変換テーブルをTUT(Look Up Table)とよんでいる。LUTを変化させることにより画像強調やコントラスト調整が可能である。)によって決定される。ウィンドウ幅を変化させて画像調整する方法とは別に、レーザイメージャーやCT装置のソフトウェアでLUTをコントロールする方法がある。

7.3 故障が起きてから行う保全

装置に故障が起きた場合にまず重要なことは、修復作業をいかに早く完了させるか、ダウンタイム(動作不可能時間)をいかに短くするかということである。故障の質を判断することで、次に行うべき事後保全内容を判断することができる。

故障が起きた後に行う事後保全に着目するとその経時的な流れは、故障の検知 異常の確認 故障箇所の確定 診断 部品の入手 修理交換 最終チェックとなり、故障の検知が第1歩となる。以下、X線CT装置の故障対策について述べていく。

(1)ユーザ側で行える故障箇所の判定法

CT装置は精密測定装置の集合体であるため、稼動する他のユニットを用いて故障箇所を判定することができる。

a)ディスク内のスキャンデータを利用して行う方法

この方法は磁気ディスク内に残っている投影データ(生データ)を再度、再構成させることから始める。Fig.33に示すように、故障発生時より前に正常に収集された投影データ

(生データ)を再度、再構成させることで、再構成の結果がNGならば、再構成系の故障と判定する。

正常に再構成可能ならば、データ収集部(DAS)までの故障と判断する。

異常画像と再度の再構成画像間でサブトラクションを行い、エラーピクセルを見つける。

このように、装置が持つ機能を利用して簡易的に故障箇所を大きく2分(、)することができる。

b)スキャノ画像を利用して行なう方法

スキャノ画像より、故障箇所がCH系か投影角度かに大まかに判定することができる。

CT スキャンの位置決めに用いられるスキャノ画像はX軸方向にCH位置、Y軸方向に投影角度(Projection-angle)が配置された構成を有している。このためにX線管出力に異常が混入した場合にはX軸方向に、投影角度ごとの収集データに異常が混入した場合にはY軸方向に異常データが混入する結果となる。異常データは周囲CHとカウント値が異なるため、容易に判別が可能である。

c)アーチファクト(異常画像)から見た故障箇所の推定

スキャンから画像再構成までの過程において、様々な故障要因に伴う様々な形状のアーチファクト(異常画像)が発生する。重要なことは、これらのアーチファクトの発生メカニズム(故障要因)を知ることにより、それらを故障箇所判定の手がかりとすることである。

CT画像のアーチファクトとして日常目につくものは、

被検者の動き(体動)によるもの、
残存バリウムなどの造影剤や金属物質(クリップ、ボタン、ホック、義歯)などの高吸収体からのものである。

次に重要なアーチファクトとしては、
被写体形状に起因(線質の変化、パーシャルボリューム効果など)するもの、
装置側の故障に起因するものがある。

7.4 まとめ：CT装置の故障率ゼロをめざして

ユーザー側が装置の保全作業を行う上で重要なことは、作業内容を明確化し、どの段階まで保全を行うかを定めることである。実際には点検、修理内容により測定器や特別な道具、テストプログラムを必要とする場合もある。また、カバーやシャーシなどで保護され見えない箇所はどこまでを点検範囲とするのかも問題となる。重要な点は、メーカー側が行う定期点検時には必ず共同で作業を行うことで保全技術のレベルを高めること、そして、各施設に応じた点検レベルを定めていくことである。

8 .MDCT 肺癌検診のリスク・ベネフィット解析

がん検診は通常、健康集団を対象とするため、多数の人にとっては平均余命的の観点からベネフィット(利益)とならない。そこで、受診者集団としての救命というベネフィットと被ばくによる平均余命短縮(以下「縮命」と略す)というリスクを評価し、効果を定量的に比較する必要がある。以下にMDCT 肺癌検診のリスクとベネフィットを評価した結果を示す。

縮命算出には、ICRPの方式を具現化したソフトを使用した[48]。年齢 u_0 で等価線量 D_H の被ばくをしたとき、縮命 $Si(u_0)$ を求め、それを被ばくした全ての臓器・組織について合算することにより縮命 $S(u_0)$ を算出した。被ばく線量は撮影条件によって大きく変化する。本研究では西澤らの示す撮影条件における被ばく線量を使用した。癌年死亡確率を dp/du 、リスク係数を r_m 、癌死のバックグランド率を $Bi(u)$ 、線量効果係数を d 、平均余命を T とおくとき、 $S(u_0)$ は以下の式で表される。

$$\left(\frac{dp}{du}\right)_{rad,i} = P(u) \cdot Bi(u) \cdot r_{mi}(u) \cdot D_H / d$$

$$Si(u_0) = \int_{u_0+10}^{\infty} \left(\frac{dp}{du}\right)_{rad,i} \cdot T(u) du$$

$$S(u_0) = \sum_i Si$$

ベネフィットとしての寿命延長は、救命人年を求める飯沼の式[49]を使用した。

救命数(M) = 集団数(P) × 罹患率(D) × スクリーニング検査感度(F_s) × 精検受診率(S) × 精検感度(F_d) × [検診群の5年生存率(W_s) 外来群の5年生存率(W_0)]

救命人年(NT) = 救命数(M) × 平均余命(T)

本研究では、 $F_s=90\%$ 、 $S=85\%$ 、 $F_d=95\%$ 、 $W_s=71\%$ [50]とした。

これより得られたリスクとベネフィットからMDCTによる肺がん検診のベネフィット・リスク比を算出した。その結果をTable 13に示す。MDCTによる肺がん検診において、ベネフィット・リスク比が1を超える年齢は男性35～39歳、女性45～49歳であった。これよりも高い年齢で検診が有効であると考えられる。男性のほうが女性よりも低い年齢でベネフィット・リスク比が1を超えたのは、男性の肺がん罹患率が女性よりも高いためであると考えられる。

今回評価を行ったMDCTの被ばく線量は実効線量で1.0mSv程度であった。被ばく線量と感度は互いに関係するため、それらを考慮した適切な撮影条件の検討が必要であると考えられる。

Table 13 MDCT 肺がん検診におけるベネフィット・リスク比

年齢(歳)	男	女
20～24	0.04	0.01
25～29	0.08	0.05
30～34	0.38	0.12
35～39	1.54	0.24
40～44	1.35	0.54
45～49	2.44	1.07
50～54	4.01	1.82
55～59	6.53	2.80
60～64	13.67	3.95
65～69	22.37	5.15
70～74	64.86	10.81
75～79	59.64	11.28
80～84	277.55	42.70
85～89	192.66	33.94

謝 辞：

本報告の成果は日本放射線技術学会学術委員会（富吉司委員長）調査研究班（松本徹班長）との共同事業により得られた。ご支援頂いた関係各位に感謝いたします。

【付録】用語解説

- 1)AEC：CT-AECを指す。（関係する章：4．画質と被ばくの管理）
- 2)CRT：cathode ray tube ブラウン管。本マニュアルではディスプレイと同意義。（5．機器構成）
- 3)CT-AEC：自動露出機構。本マニュアルでは自動管電流制御装置と同意義。（4．画質と被ばくの管理）
- 4)CTDI：CT Dose Index MDCTで撮影を行った際の中心スライスにおける線量を指す。本マニュアルでは実際の検査に合わせて、周辺部の値を重み付けしているCTDI_wを使用している。（2．撮影条件、3．線量測定）
- 5)DAS：data acquisition system 検出器の出力をアナログ デジタルに変換するシステムを指す。本マニュアルにおけるMDCTの列数とほぼ同意義と考えてよい。
- 6)LCD：liquid crystal display 液晶表示装置。本マニュアルではディスプレイと同意義。（5．機器構成）
- 7)MDCT：Multi Detector row CT 多列検出器を持つヘリカルCT。本マニュアルでは2列を含み、それ以上をMDCTとする。4DASと列数を表記されることもある。（全ページ）
- 8)SDCT：Single Detector row CT 単列検出器を持つヘリカルCT。MDCTに対して後から呼称されるようになった。本マニュアルではヘリカル以前のコンベンショナルCTは含まない。（全ページ）
- 9)自動管電流制御装置：被写体に合わせて管電流を変化させ、適切な画質を得る為の装置。不要な被ばくを抑える為に使用できる。Real EC, Auto-mAs等があり、本マニュアルではCT-AECと同意義。（4．画質と被ばくの管理）
- 10)シングルスライス：SDCT 又はその装置によって撮影された画像を指す。本マニュアル

では装置はSDCTで統一されている。口語で良く聞かれる。

- 11)全検出器厚：利用している検出器の幅を指す。MDCTの場合、撮影条件により検出器の利用幅が異なる為に使われる指標。4列で2mmの撮影条件の場合8mmが全検出器厚となる。（2．撮影条件）
- 12)ディスプレイ：CRTやLCDモニタ等の表示装置を指す。（6．撮影法）
- 13)ピッチ：ピッチファクタ参照。（2．撮影条件）
- 14)ピッチファクター：テーブル移動時間(mm/回転)/全検出器厚で示される撮影条件の単位。ガントリが一回転中に寝台が全検出器厚と同じ幅だけ動くとピッチファクタ1.0となる。（2．撮影条件）
- 15)ヘリカルピッチ：ピッチファクタ参照。（2．撮影条件）
- 16)マルチスライス：MDCT 又はその装置によって撮影された画像を指す。本マニュアルでは装置はMDCTで統一されている。口語で良く聞かれる。

文 献

1章：序論

- [1] 胸部 CT 検診研究会技術部会 日本放射線技術学会学術委員会研究調査班 物理学会課題別研究会：胸部検診用CT撮影マニュアル-シングルスライスヘリカルCTを対象にして、胸部CT検診 2004;11(3):228-243
<http://www.thoracic-CT-screening.org/jpn/index.html>
- [2] 松本徹、伊藤茂樹、岡本英明、他：胸部検診用CT撮影マニュアル-シングルスライスCTを対象にして、胸部CT検診 2004;11(3):228-243
- [3] 中村義正、伊藤茂樹、岡本英明、他：学術調査研究班報告胸部CT検診撮影精度管理マニュアル作成班報告．日放技学誌 2004;60(5):686-688
- [4] 松本徹、伊藤茂樹、岡本英明、他：肺がん検診用MDCT(Multidetector-row CT)撮影マニュアルの作成(H16年度技術部会報告)．胸部CT検診 2005;12(2):245-264

[5]松本徹、伊藤茂樹、岡本英明、他：学術調査研究班報告肺がん検診用MDCT(Multidetector-row CT)撮影マニュアル作成研究班報告。日放技学誌2006;62(3):361-375

2章：撮影条件

[1-3] 1章と同じ

[6]伊藤茂樹、石垣武男：ヘリカルCTによる肺癌検診における低線量CTに撮影条件について：シングルスライスCTによる検討。胸部CT検診2002;9(3):279-283

[7]加藤治文、江口研二：「肺癌取扱い規約」の一部改訂(案)について 低線量CTによる肺癌検診の手びき(合同委員会原案)。肺癌2003;43(3):225-235

[8]Henschke CI, Yankelevitz DF, Naidich DP, et al.: CT screening for lung cancer: Suspiciousness of nodules according to size on baseline scans. Radiology 2004;231:164-168

[9]Itoh S, Ikeda M, Mori Y, et al. Lung: Feasibility of a method for changing tube current during low-dose helical CT. Radiology 2002;224:905-912

[10]Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, et al.: Chest CT performed with Z-axis modulation: Scanning protocol and radiation dose. Radiology 2005;237:303-308

[11]Sigal-Clinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, et al.: Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: Feasibility and effect on image quality and iodine dose. Radiology 2004;231:169-174

[12] Yankelevitz DF, Gupta R, Zhao B, et al.: Small pulmonary nodules: Evaluation with repeat CT-Preliminary experience. Radiology 1999;212:561-566

[13]Yankelevitz DF, Reeves AP, Kostis WJ, et al.: Small pulmonary nodules: Volumetrically determined growth rates based on CT evaluation. Radiology 2000;217:251-256

[14]Zhao B, Schwartz LH, Moskowitz CS, et al.: Pulmonary metastases: Effect of CT

section thickness on measurement-Initial experience. Radiology 2005;234:934-939

[15]Wormanns D, Kohl G, Klotz E, et al.: Volumetric measurements of pulmonary nodules at multi-row detector CT: in vivo reproducibility.

Eur Radiol ;14:86-92,(2004)

[16]Gruden JF, Quanonou S, Tigges S, et al.: Incremental benefit of maximum-intensity-projection images on observer detection of small nodules revealed by multidetector CT. AJR 2002;179:149-157

[17]Li f, Arimura H, Suzuki K, et al.: Computer-aided detection of peripheral lung cancers missed at CT: ROC analyses without and with localization. Radiology 2005;237:684-690

3章：線量測定

[18]The Hospital Physicists Association (HPA).Measurements of the performance characteristics of diagnostic X-ray systems used in medicine. Part Computed tomography ray scanners. Topic group report-32. London: HPA, 1981

[19]International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment - part2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC60601-2-44, ED.1 (Committee draft for vote 1998-01-15). Geneva, IEC.1998

[20]Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Cord of federal Regulations: 21 CFR 1020.33,1984. Performance standard for ionizing radiation emitting products-diagnostic x-ray system and their major components computed tomography (CT) equipment, 1984

[21] Quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2000

[22] A quality Control Program for Radio diagnostic equipment: Acceptance test: Report on Nordic Radiation Protection Co-operation No.7

[23] Safety series No.115-1: International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. International Atomic energy Agency, Vienna, 1994

[24] imPACT : St. Jones Hospital, London. <http://www.impactscan.org>

4章：画質と被ばく

[1-3] 1章と同じ

[25] 柿沼龍太郎, 大松広伸, 金子昌弘, 他: 末梢性微小肺がんをどう診断するか. 日胸 1997;56(7):547-553

[26] 大谷匡史, 田仲隆, 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. 日放技学誌 1992; 48(10):1828-1835

[27] 中村義正, 塚越伸介, 村松禎久, 花井耕造: 胸部 CT 検診. 日放技 2001;57(9):1089-1097

[28] 丸山雄一郎: マルチスライス CT での胸部 CT 検診の現状. 新医療 2004; 10:101-103

[29] 肺癌取り扱い規約【改定第6版】日本肺癌学界/編, 東京: 株金原出版; 2003

[30] 村松禎久: 胸部 CT 検診専用ファントムによる精度管理. 肺癌 2003;43(7):1006 - 1012

[31] 村松禎久, 中村義正, 久保満, 他: 肺癌検診の立場から. 肺癌検診 CT (LSCT) における画質と線量のバランス. 日放技; 1999;55(12):1156-1161

[32] 吉原信幸, 松本徹, 福久健二郎, 他: 検診用 CT 画像を対象とした画質の線量依存性, 第8回胸部 CT 検診研究会原著論文集 2001;8(3):252-259

[33] 近藤哲郎, 森清志, 萩原芳弘, 他: マルチスライス CT による肺がん検診 - 10mm スライス画像と 2mm スライス画像との比較 -, 胸部 CT 検診研究会原著論文集 2002;10(2):216-220

5章：機器構成

[1-3] 1章と同じ

[34] 辻岡勝美: X線 CT 装置の機器工学(4) - マルチスライス CT - 日放技 2002; 58(1): 651-657

[35] (社)日本画像医療システム工業会(編): 医用画像・放射線機器ハンドブック. 東京: 名古屋美術印刷(株); 2001:142-148

[36] 立入 弘, 稲邑清也(監), 山下一也, 速水昭宗(編): 診療放射線技術上巻(改訂第10版) 東京: 株南江堂; 2001:82-88

[37] 立入 弘, 稲邑清也(監), 山下一也, 速水昭宗(編): 診療放射線技術上巻(改訂第11版), 東京: 株南江堂; 2004:197-204

[38] 岡部哲夫, 瓜谷富三(編): 放射線診断機器工学(第2版), 東京: 医歯薬出版(株); 2005:156-173

6章：撮影法

[39] 熊谷年起, 岡本英明, 堀之内隆, 他: 肺癌一次精検へのらせん CT 検診車導入について. 日技放学誌 1999;55(2):211-217

[40] 厚生統計協会: 2004年「国民衛生の動向」, 厚生の指標 臨時増刊 2004;51(9):434

[41] 日技放学誌 1999;55(2): 211-217

7章：品質管理

[42] 竹中栄一: CT 性能評価委員会による第2次勧告案. 日放技学誌 1982;38(8)

[43] 竹中栄一: CT 性能評価委員会勧告の注意事項について. 日放技学誌 1982;38(5)

[44] 段床嘉晴: 各種ファントムの比較-性能評価委員会勧告と対比して. 日放技学誌 1982;38(5)

[45] シンポジウム: CT 装置の保守管理について. 日放技学誌 1982;38(5)

[46] 三原一博: CT におけるイメージングカメラの特性(第一報). 日放技学誌 1984;40(2)

[47] 片倉俊彦, 木村和衛, 鈴木憲二, 他: CT の基礎的研究. 第9報. 螺旋状スキャン(ヘリカルスキャン)の試み. 断層映像研究会雑誌 1989;16(3)

8章：リスク・ベネフィット解析

[48] 日本アイソトープ協会. ICRP

Publicarion60 国際放射線防護委員会の 1990
年勧告, 丸善:1991

[49]飯沼武. ラセン CT による肺癌検診のリス
ク利益と費用効果分析. 癌の臨床 1990 ; 45 :
1097-1104

[50]Sobue,T et al. screening for lung
cancer with low-dose helical computed
tomography: Anti-Lung Cancer Association
project. J Clin Oncol 2002; 20: 911-920