

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

編集

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
日本医学物理学会 課題別研究会

平成 16 年 9 月

このマニュアルに関するご意見・ご要望は
下記までお願いします。

放射線医学総合研究所 医学物理部

松本 徹 宛

FAX: 043-206-3246

E-mail: matsu@nirs.go.jp

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

(五十音順)

技術部会委員・研究調査班班員

伊藤茂樹	名古屋大学医学部保健学科
岡本英明	大阪府立成人病センター放射線診断科
高山俊之	(株)京都科学東京支店教育機器課
津田雪裕	(財)神奈川県予防医学協会放射線技術部
中村義正	東京都予防医学協会放射線科
西澤かな枝	放射線医学総合研究所医学物理部
花井耕造	国立病院機構神奈川病院
松本 徹	放射線医学総合研究所医学物理部
松本政雄	大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻
村松禎久	国立がんセンター東病院放射線部
和田真一	新潟大学医学部保健学科

：研究調査班長（H14 年度）

：技術部会長（H13 H16 年度）、研究調査班長（16 年度）

日本医学物理学会課題別研究会

(胸部検診のためのCT撮影精度管理システム研究会)

幹事

今村恵子	聖マリアンナ医科大学放射線科
小倉 泉	東京都立保健科学大学保健学部放射線学科
熊谷年起	大阪府立成人病センター放射線診断科
加藤二久	東京都立保健科学大学保健学部放射線学科
西澤かな枝	放射線医学総合研究所医学物理部
東田善治	九州大学医学部保健学科
松本 徹	放射線医学総合研究所医学物理部
松本政雄	大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻
吉原信幸	珪肺労災病院放射線科
和田真一	新潟大学医学部保健学科

：会長（H13,14 年度）

序に代えて

胸部 CT 検診研究会

会長 金子昌弘

Roentgen が X 線を発見してから既に 100 年以上が経過し、その間に X 線を用いた画像診断はめざましい進歩を遂げました。特に 1970 年代後半からの CT の進歩は著しく、いわゆるペンシルビーム CT からファンビーム CT、連続回転型 CT、多列検出器 CT(MDCT)、更にはコーンビーム CT と、その進化にはますます拍車がかかっており、留まることを知らないとも言うべき様相を呈しております。

この様にスピードが速くなればなるほど、マラソンなどと同じように先頭集団と後続集団との間に差が出てきます。CT についても同様に、病院の外来で患者さんがそれぞれの施設から持参される CT 画像を拝見しますと、切除肺のマクロ写真かと思う程の美しい画像や最新ソフトによる立体的な 3 次元画像やバーチャル気管支鏡画像がある一方、2 センチ間隔で撮影した画像や、白と黒だけの 2 色刷の版画のような、これで良く診断ができると思うようなものもあり、様々なレベルの画像が出まわっているのが現状です。

ところが、問題のある CT 画像でも、よく見ると普通に使えばすばらしい画像が得られるはずの、比較的最新の機種を使っている場合も少なくありません。このような施設では撮影条件や再構成および表示方法のどこかに問題があり、その性能を十分に引き出し得ていないのではないかと思います。CT の開発当初は保有施設に限られていたので比較的撮影条件も安定していましたが、世界一の保有率を示すまでに機器が普及すると前述のような技術の差が目立って来るように思われます。

X 線の単純写真に比べ CT はデジタル画像なので、比較的安定した画像を常に得られるものと思われがちですが、CT の場合でも撮影の際の位置づけから撮影条件、画像の再構成間隔やその関数、表示する際のウィンドウ条件、画像の大きさや、観察装置によって画質は大きく異なります。

本書では、受診者への接し方の態度等や撮影前の位置づけなどの最も基本的な面から、具体的な撮影条件、表示条件、読影方法などの技術的な側面、被ばく量の測定方法や装置のメンテナンスなどの基礎的な側面に至るまで、非常に丁寧に書かれております。特に技術的な面では、連日第一線で撮影に携わっている方々が、実際に日常心がけていらっしゃることを書いておられますので、説得力のある内容になっています。

どのように高度な装置や技術があっても、それが全国に普及しなくては肺がん死亡の減少に貢献することはできません。内容的には古くなってしまふ点もあるかもしれませんが本書に盛り込まれている精神は決して古くなることはありません。胸部の CT 検診に携わる関係者は一人残らず本書を座右の書として精読され、常に最新技術の吸収と実践につとめ、肺がん死亡の減少のために努力していただきたいと祈念いたしております。

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

目次

序に代えて----- 金子昌弘(胸部 CT 検診研究会会長)

要約

概論----- 松本 徹、中村義正
シングルスライスヘリカル CT による低線量標準的撮影法-----伊藤茂樹
X 線 CT 装置の被ばく線量測定法-----西澤かな枝、岡本英明、村松禎

久

画質と被ばくの管理-----村松禎久、高山俊之
撮影機器-----松本政雄、岡本英

明

撮影法-----津田雪裕、岡本英明、中村義

正

品質管理-----花井耕造、岡本英明、津田雪裕、中村義

正

補足資料：肺の区域解剖に基づいた胸部 CT 画像の読み方 まずここから覚えよう！-----楠本昌彦、中村義正

本編

概論

1. 経緯
2. 本マニュアルの役割と限界
3. 本マニュアルの構成主要項目
4. 本マニュアル作成上留意した点
5. 今後の計画

シングルスライスヘリカル CT による低線量標準的撮影条件

1. シングルスライスヘリカル CT による胸部検診で対象とする肺がん
2. 従来の胸部 CT 検診における標準的撮影条件の再検討の必要性
3. スキャン時間が 1 秒 / 1 回転と異なる機種での対応
4. スキャノグラムの撮影
5. 管電流の設定
6. 画像再構成間隔の設定
7. まとめ

X 線 CT 装置の被ばく線量測定

1. X 線 CT の線量
 1. 1 線量プロフィール
 1. 2 CT 線量指標 (Computed tomography dose index CTDI)
 1. 3 検査当たりの線量と長さの積 (DLP)
 1. 4 多重スキャン平均線量 (multiple scan average dose : MSAD)
 1. 5 装置周辺における線量 (Stay radiation)
2. QA/QC における被ばく線量評価

2. 1 指標となる線量が満たすべき条件
2. 2 考えられる CT の線量の表示
2. 3 検診用 CT の線量の例
3. リファレンス線量 (Reference dose values for CT)

画質と被ばくの管理

1. 本項の意義
2. 胸部 CT 検診ファントムの構成と構造
 2. 1 外観構造部
 2. 2 模擬腫瘍部
 2. 3 線量評価部
 2. 4 画像表示スケール部
3. 測定方法
 3. 1 画像表示スケールの測定
 3. 2 模擬腫瘍描出能の測定
 3. 3 線量測定データの収集と吸収線量の算出
4. 測定・評価例
 4. 1 画像表示スケール
 4. 2 模擬腫瘍の描出能と線量測定
5. CT 画像における画質と線量特性
 5. 1 スキャン方式
 5. 1. 1 ヘリカルスキャンの画質特性
 5. 1. 2 ヘリカルスキャンの線量特性
 5. 2 スキャン条件
 5. 2. 1 管電圧
 5. 2. 2 mAs 値 (管電流 × スキャン時間)
 5. 3 ハードコピーの表示条件
 5. 4 被写体サイズにおける画質と線量
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
 6. 1 CT の性能評価用ファントムの現状
 6. 2 胸部検診 CT ファントムの要求仕様と基本構造
 6. 3 胸部 CT 検診のターゲットと模擬腫瘍

撮影機器

1. 機器の構成
 1. 1 胸部検診用 X 線 CT 装置
 1. 2 画像記録装置 (レーザーイメージャ)
 1. 3 画像観察器
 1. 4 CT 検診車
2. 性能
 2. 1 胸部検診用 X 線 CT 装置
 2. 2 画像記録装置 (レーザーイメージャ)
 2. 3 画像観察器
 2. 4 CT 検診車

撮影法

1. 撮影情報の表示、撮影前の準備
 1. 1 撮影情報の表示
 1. 2 撮影前の準備

- 2 . 受診者への対応
 - 2 . 1 注意
 - 2 . 2 身だしなみと言葉づかい
 - 2 . 3 専門知識
- 3 . 効率的な検診の進め方
 - 3 . 1 更衣
 - 3 . 2 検診者の入室、入れ替え
 - 3 . 3 事前登録
- 4 . 撮影法
 - 4 . 1 ポジショニング
 - 4 . 2 スキャン方法
- 5 . 読影環境

品質管理

- 1 . X線CT装置の品質管理 - 1 (故障対策)
 - 1 . 1 装置の故障と保全について
 - 1 . 2 故障を未然に防ぐための予防保全
 - 1 . 2 . 1 始業前に行う点検作業
 - 1 . 2 . 2 定期的に行なう点検作業
 - 1 . 3 故障が起きてから行う保守作業
 - 1 . 3 . 1 ユーザ側で行える故障箇所の判定法
 - 1 . 3 . 2 その他の管理
 - 1 . 4 まとめ - CT装置の故障率ゼロをめざして -
- 資料 CT 検診車の保全
 - . 予防保全
 - . 出勤前の準備
 - . 検診準備、始業点検
 - . 定期的に行われる予防保全
- 2 . X線CT装置の品質管理 - 2 (装置の性能)
 - 2 . 1 性能評価項目方法について
 - 2 . 2 まとめ - 装置の性能を最大限に引き出すために

要約編

概 論

松本 徹、中村義正

胸部CT検診研究会は2000年7月「低線量CT」による胸部検診の精度管理を周知徹底することを目指して技術部会を設置、精度管理システムの基本である胸部検診用シングルスライスヘリカルCT撮影マニュアル作成の事業を開始した。本事業は2001年度日本放射線技術学会放射線撮影分科会「胸部CT検診ガイドライン作成および精度管理普及班」、2002年度同学会学術委員会研究調査班および2001、2002年度日本医学物理学会課題別研究会と連携して活動し、日本画像医療システム工業会(JIRA)等関係団体や有識者の支援、評価を受けたのち、今回漸く胸部CT検診研究会および日本放射線技術学会ホームページ(<http://www.thoracic-CT-screening.org/>, <http://www.jsrt.or.jp>)に同時期掲載が実現した次第である。

本マニュアルは安全に、効率よく、精度高く、投入した費用に見合う効果でもって肺がんの早期発見、早期治療が行え、肺がん死亡の低減に貢献出来ることを目指している。しかし、次のような限界を有する。本マニュアルは標準化が難しい因子を多く抱え、それでも敢えて検討しなければならないという使命の下、限られた量・質のエビデンスをベースに現段階において推奨に値すると判断された手順を示し、具体的手順を示すことができない箇所では問題点とその解決方法を提示したものである。

本マニュアルは全体を見渡すのに便利な要約版とその詳細を述べた本編から構成されている。主要項目は、標準的な肺がん検診用撮影条件の提示を柱に、この撮影条件を採用した時の検診の安全性を確認する被ばく線量測定法、検診ターゲットを一定水準以上の精度で効率よく検出するCT画像の画質と被ばくの管理法、これらの方を実現する標準的CT装置の機器構成、その標準的性能の提示、その装置を用いて行う標準的撮影法、装置の性能を維持する具体的な品質管理法からなる。さらに上記マニュアルの各項目の理解に役立つ基本の医学知識である「胸部CT画像の読み方」を付録に付けた。

本マニュアル作成に係わったものは必ずしも専門家ばかりでなかったため不備が

散見すると思われる。多くのユーザによりマニュアル導入の効果を評価していただく必要がある。また、今回公開したマニュアルの内容はCT検診の普及・拡大と共にエビデンスの蓄積が進み、現マニュアルで不明瞭だった部分の方法論が確定したり、実態とそぐわない面が出てきたりすると思われる。折りを見て上記ホームページ上に改訂版を公開していきたいと思っている。

シングルスライスヘリカル CT による低線量標準的撮影条件

伊藤茂樹

肺がん検診に用いるヘリカル CT の撮影条件の基本は、対象とする早期肺がんの検出に支障のない画像を最小限の線量と時間で得ることである。撮影においては、最大吸気位で一回の呼吸停止下に全肺野を撮影することを原則とし、被ばく線量と検査時間の軽減の観点からスキヤノグラムを撮影しないことが望ましい。この場合は、撮影開始位置を胸骨柄上縁から約 1.5-2 横指上を標準として、リアルモードを使用して頭尾方向に肺全体を撮影する。画像データの収集条件は、シングルスライスのスキャン時間 1 秒 / 1 回転の機種では、管電圧 120kVp、スライス厚 10mm、ヘリカルピッチ 2 (テーブル移動速度 20 mm / 秒) で施行し、スキャン時間 0.7-0.8 秒 / 1 回転の機種ではスライス厚 10mm でピッチを 1.5 に下げるか、または、ヘリカルピッチ 2 でスライス厚 7-8mm に下げることにより、被ばく線量と撮影時間を増大させることなく、より薄い実効スライス厚の画像を得られる。一方、管電流は、標準的な体型の日本人では 20-30mAs に設定する。画像再構成は、180 度補間法を用いてスライス厚 10mm では少なくとも 10mm 間隔で施行し、CRT 読影では 5mm 間隔にオーバーラップ再構成を加えるべきである。この際の再構成アルゴリズムは肺がん検診が主目的ならば肺野条件 (window width:1200~2000, window level:-500~-800) のみでもよい(表 1)。

表 1 : 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	120kVp	120kVp
管電流	20-30mA	20-30mA
スライス厚	10mm	10mm or 7-8mm
ピッチ	2.0	1.5 or 2.0
再構成補間法	180 度補間法	180 度補間法
再構成間隔	10mm*	10mm* or 7-8mm

* : CRT 読影では 5mm 間隔のオーバーラップ再構成が望ましい。

X 線 CT 装置の被ばく線量測定法 CT Dose Index (CTDI)と Dose Length Product(DLP)

西澤かな枝、岡本英明、村松禎久

線量測定には種々の方法が考えられるが、ここでは経年変化の確認および他との比較において便利な CTDI の測定について述べる。

- 1 . 装置 : ペンシル型 chamber : 100 ± 5mm、10mm 以下 CT 線質で校正
- 2 . 線量測定用ファントム : PMMA 頭部用 160mm 、体幹部用 320mm 、
長さは 140mm 以上
- 3 . 方法 : ファントムを回転軸に沿ってセットする。ファントムの中心と周辺 10m 深部の 4 点(0、90、180、270 度)の線量を測定する。臨床に使用されるすべての管電圧、濾過及び公称スライス厚の最大、最小、中央値について測定する。
- 4 . 評価指標 :

(a).CTDI は以下の式で表される。(in mGy)

$$CTDI_{100} = 1/N \cdot T \cdot \int_{-50}^{50} D(z) dz$$

D(z) : 断層面に垂直の線上の線量プロフィール

線量は空気の吸収線量として測定される。

N : X 線管の 360° 1 回転で作られる断層部分の数。N = 1 はマルチ CT。

T : 公称スライス厚

(b). 荷重し標準化された CTDI_w (in phantom)

$$CTDI_w = 1/C (1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p})$$

荷重した値は電流と時間の積 C(mAs)で割ることにより標準化される。

CTDI_{100(peripheral)} : 4 つの異なった周辺位置で測定された平均。

実際の CTDI_w は臨床で使われる mAs 値で割って得られる。

(c). 全検査の dose-length product DLP (mGycm)

$$DLP_{Axial} = {}_nCTDI_w \cdot T \cdot n \cdot C$$

$$DLP_{Helical} = {}_nCTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t$$

T : 断層部分厚

n : 断層部分数

A : 管電流

t : total 取得時間

5 . 許容範囲の検討 :

ファントム内の4つの周辺 $CTDI_{100}$ の測定結果は、異なった kV、濾過、スライス厚の組み合わせの製品特性と比較する。

リファレンスレベルが示されている場合は、その値とファントム内で測定された荷重された CTDI とルーティン検査の dose-length product を比較する。リファレンス線量を越えている場合は正当化について慎重に考慮するか、線量の低減を考えねばならない。

画質と被ばくの管理

村松禎久、高山俊之

1 . 本項の意義

健常者を対象とする胸部 CT 検診では、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ことが必須の要件である。ここでは胸部 CT 検診用ファントムを利用して行う画質と線量の品質管理法および胸部 CT 検診における標準的撮影条件における画質と線量の各特性の概略を示す。

2 . 胸部 CT 検診ファントムの構成と構造

ファントム (LSCT-001, 京都科学社製) は、胸部標準等価ファントムとリニアリティファントムから構成される。

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。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 CT 値は-900HU、模擬腫瘍のコントラスト (CT) は、

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=250HU については直径 10 ~ 2mm (2mm step) の 5 段階である。線量は、ファントム本体の中心軸上に線量測定孔が設定され、ペンシル型チェンバを挿入し測定する。

リニアリティファントムは、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。

3 . 測定方法

1) 画像表示スケールの測定

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。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、表示条件を WW2000, WL-600 (以下、標準表示条件)として現像処理を行い、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。

2) 模擬腫瘍描出能の測定

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。模擬腫瘍を中心に 1mm 間隔程度に画像再構成を行い、標準表示条件にて現像処理を行う。視覚評価を行い、各条件における最小識別径を求める。

3) 線量測定

線量測定孔にペンシルチェンバを挿入し、標準的スキャン条件を中心に、スキャンパラメータを変化させて測定する。

4 . 胸部 CT 検診画像における画質と線量特性

検診 CT 画像の画質と線量に関係する主な因子について概略を述べる。

1) ヘリカルスキャンの画質特性

ヘリカルスキャン方式とは、連続的に寝台を移動させながら、連続回転スキャンを行う撮影方法である。ヘリカルスキャンの物理特性としては、始点と終点が一致しないこと、データが連続的であることが挙げられる。したがって、ノンヘリカルスキャンのスライス感度プロファイル (SSP) はほぼ矩形形状を示すが、ヘリカルスキャンでは山形の形状となり、実効スライス厚は厚くなる。

描出能の因子は、ヘリカルピッチ、腫瘍とスライス位置である。すなわち、ヘリカルピッチが大きくなるに従い、また腫瘍の中心 (ON center) からスライス位置が偏位 (OFF center) するに従い、画像コントラストは低下する。

2) ヘリカルスキヤンの線量特性

ヘリカルスキヤンの線量因子は、ノンヘリカルスキヤンに対し、主にヘリカルピッチだけである。ヘリカルピッチと線量は、反比例の関係にある。つまり、同じスキヤン範囲を2倍の速度でスキヤンすれば、線量は半分になる。また体軸方向の線量分布は、回転中心では一定の分布となるが、周囲では1回転当りのテーブル移動距離を周期とする分布になる。

3) スキヤン条件

(1) 管電圧

ヨード造影剤を除き、エネルギー依存性は低く、画像コントラストの変化は少ない。管電圧変更時の線量比は、 $80:100:120:130\text{kV} = 0.40:0.65:1.0:1.2$ の関係にある。

(2) mAs 値 (管電流 × スキヤン時間)

mAs 値は画像ノイズ (SD) の平方根に比例する。このため、mAs 値の増加により画質は向上するが、一定以上の出力では画質は飽和する。線量と mAs 値は比例関係にある。注意しなければならないことは、機種によって mAs 当りの線量が異なることであり、設定上のスキヤン条件が同一であっても線量は同じとは限らない。

(3) 被写体

被写体サイズと SD の関係は指数式の関係にあり、サイズの増加は急激な画質低下を招く。また、胸部では各スライス位置により X 線吸収率が大きく異なり、たとえば気管分岐部と同等の SD を得るには、肺尖部では約3倍、肺底部では約2倍程度の X 線出力が必要となる。

5. おわりに

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ヤン条件の設定が必要である。

本項では、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提案した。今後は、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。

1. 機器の構成と性能

(1)胸部検診用 X 線 CT 装置

a)電源設備

安定した X 線出力を得るためには、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)を準備する必要である。

b)X 線発生装置

X 線発生装置は X 線高電圧装置、X 線管、コリメータから構成される。X 線高電圧装置は高周波インバータ制御でガントリに搭載でき、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(50mAs 以下で、標準:20~30mAs、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が要件である。X 線管は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が求められる。コリメータは、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、スキャン時のスライス厚(10mm)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が必要である。

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を用いる。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)へデータ転送できるものであることが求められる。

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、データ収集ユニット、X 線高電圧装置を搭載する。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で構成する。ガントリもしくはテーブルに配置された操作スイッチ又は操作コンソールから遠隔制御でガントリを制御できることが望ましい。

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する。被検者を乗せた状態で、スイッチ操作によってガントリ開口部での位置合わせが行えること、

被検者が安心して乗り降りできるよう、最低の高さまでのストロークを大きくとっていることが求められる。スキャン位置の変更を行う場合、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駆動時は、X線の発生及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も必要である。

f)操作コンソール

スイッチパネル、キーボード、CRT モニタ、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る。これらの入出力装置は CPU 及びソフトウェアによって有機的に結合され、被検者情報の入力、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が要件である。

g)データ処理系

データ処理系の機能としては、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[180度補間法、再構成間隔 10mm(CRT 読影では 5mm 間隔でオーバーラップ再構成)、再構成アルゴリズム：肺野条件]、画像表示(ウィンドウ幅 1200~2000、ウィンドウレベル-500~-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が必要である。

(2)画像記録装置(レーザーイメージャ)

レーザーイメージャは、X線 CT 装置からの画像信号に対して画像処理を施し、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で読影し診断を下すための照明器具である。観察面の輝度は JIS 規格で $3000\text{cd}/\text{m}^2$ 以上とされる。

b) CRT (Cathode-Ray Tube)

CRT の診断能はいまだフィルムと同等ではないが、質の向上は著しく、かなりの品質が得られている。ノンインターレース走査方式で、同じ画面サイズの 1000 本系(CRT-1K)と 2000 本系(CRT-2K)があり、CRT-1K で 1500×1200 画素表示の場合、 $120\text{-}150\text{cd}$ の輝度が得られ、濃度のダイナミックレンジや分解能はかなり向上している。また、最大輝度、寿命性能の向上もみられ、キャリブレーション

ョン機能も搭載されつつある。

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挟んで設置し、電界を印加し、透過率を制御するもので、TN(Twisted Nematic)式と IPS(In Plane Switching)方式がある。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。いずれも解像度は CRT よりも劣っている。

(4)CT 検診車

CT 装置を搭載する車両は、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ており、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。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。

撮影法

津田雪裕、岡本英明、中村義正

CT 撮影において、デジタルの特徴の一つである恒常性・再現性を最大限に活かす撮影技術や品質管理が重要となる。しかし、昨今のデジタル環境や IT の急速な発展に、現場側の整備が立ち遅れている、または追いついていないのも実情である。そこで、現在および将来的に CT 検診を最大限に活用しうるために必要と考える撮影技術を示す。

CT の場合、撮影画像の最終表示方法は、フィルムまたはディスプレイ（CRT・液晶等）表示の 2 方法がある。現在、フィルムに表示する方法が主流ではあるが、今後ディスプレイ表示が多くなる可能性が高い。また、フィルム表示の場合もディスプレイ表示されたものをプリントすることが多く、その撮影情報量において両者に差は見られない。つまり、ディスプレイ上の情報が基本であり、フィルムの情報はそのコピーに過ぎない。もちろんディスプレイ上の表示も、情報量の制限などの欠点はあるが、検診として最低限の情報があれば十分である。

CT 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

最重要であるが、清掃等、周辺への気配りも忘れてはならない大切な点である。検診の受診者は健常人がほとんどであるため、病院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「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になる技師の接遇態度があり、そのウエイトは大きい。

しかし、検診現場では、時間に追われていることが多く、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ので注意したい。また、専門知識だけでなく、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。

更衣や受診者の入れ替えは、スルーブットに影響を与える最大要因である。事前の告知や案内などを採り入れ、スムーズな検診を行いたい。ただし、そちらばかりに注意がいき、安全性をないがしろにしてはならない。事前登録が使用できるのであれば、さらなるスルーブット向上につながるであろう。

ポジショニングは、通常背臥位拳上位で行う。受診者の負担が少ないように、器具を使った方法などを工夫したい。検診現場では高齢者が多いため、無理をせず、拳上できない場合には腕を下ろして撮影を行う。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左右均等位置で撮影することが望ましい。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、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る傾向にあるので、注意したい。CT検診の撮影技術の中でもポジショニングは、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という自覚が必要である。

次にスキャン方法であるが、被ばく線量低減と時間短縮のため、位置決め画像は撮影しないことを基本とする。撮影範囲には、ある程度の目安となる設定長を決める。しかし、往々にして起こる長肺での欠損については、一次スクリーニングであるとの割り切りも必要と考える。

撮影時の呼吸停止方法は、基本的に最大吸気（深吸気）とする。これは、BAC (bronchiolo-alveolar carcinoma)などに代表される低コントラスト陰影の識別能が、吸気不足の正常肺組織上において著しく落ちるであろう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が強く求められ、ばらつきの度合いを最小限に抑えるために最大吸気が最良と考える。

現在、撮影時にリアルタイムで画像を確認できるCT装置が増えていることから、

撮影者が第一次読影者であるとも言える。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る。読影環境としては、CT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。室内照度に関しては、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に確認する場合も、操作室に調光が出来る照明設備が必要となる。また、撮影室も同様に、調光可能な照明設備が必要である。CT検診車の場合は、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が、明るすぎても受診者が落ち着かず、暗すぎても危険である。また、見落とししやすい点として室温調整がある。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。

品質管理

花井耕造、岡本英明、津田雪裕、中村義

正

1. X線CT装置の品質管理（故障対策）

1.1 故障を未然に防ぐための予防保全

1.1.1 使用者側で行う日常の保全

）装置により定められた環境の維持

CT装置においては温度、粉塵、振動、腐食環境などのストレスの増加は故障を引き起こす要因となる。特にIC基板などでは室温が10℃上がるごとに寿命が半減し、故障率は倍になる（「10℃則」と呼ばれる）。そのため空調のonとoff、あるいは停電からの復帰時¹などにおいては注意が必要である。この点は、特に自走式CT検診車の場合に重要となる

）X線管のウォーミングアップ

X線CT装置では120kVp以上の連続負荷がかかる。このため業務開始前、あるいはスキャン終了後1～2時間を超える休止時間がある場合には再度、

¹ 検出器系の温度管理、X線管陽極の温度管理など

低圧からのウォーミングアップ²を必要とする。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。

）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。また手動操作可能な領域については、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。

a) 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。

b) 寝台のアップダウン、前後移動などの動作確認を行う。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をみる。

ともに異常音、異常振動等がある場合には、スキャナカバーを開き、手動操作で架台の回転や機械駆動部のチェックを行う。

）水(標準)ファントムのテストスキャン

ウォーミングアップおよびガントリー系の点検終了後、装置に備え付けの水(標準)ファントムを用いてテスト・スキャンを行う。スキャンは検診条件³でのノンヘリカルで行う。得られたスキャン画像に対してそのCT値、画像SD(ノイズ量)の測定を行い、その値を記録する。この際スキャン画像上に異常画像⁴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。

以下ユーザ側において必要な日常点検、3ヶ月および6ヶ月点検項目について記述する。

1. 日常点検項目

	項目	目的	トラブル例	判定基準(目標値)	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	1) 異常画像の発生. 2) 耐圧不良に起因するover-mAの多発 3) X線の発生異常	定められた低圧(80kVp)から高圧(140kVp)まで中断なくウォームアップが実施されること。	1) 再度、低圧よりのウォームアップの実施. 2) シーズニングの施行:

² 長時間、使用しなかった場合などではX線管の陽極やメタル容器表面よりのガス放出により真空度の低下が起こり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。

³ 120 k V p , 30 ~ 50mA, 1sec-scan, 10mm S W

⁴ カッピング、ストリークアーチファクト、リング画像、シャワー画像など。この場合現象の再現性、およびアナログ的な出現形態かデジタル的な出現形態かが重要な要素となる。

	0.3	0.31	-0.3	-0.22	0.9	0.92			
S D	26.91	26.93	25.98	26.33	26.99	25.91			
アーチファクトの有無 (カップピング等)		中心にウールマーク状 アーチファクト							
その他コメント					午後より 定期点検				

表 3 日常点検で行う水ファントムのテストスキャンとそのCT値、画像SDの記録

1.2 メーカー側で定期的に行なわれる保全

定期点検には、目視、調整、確認、清掃、注油などを中心とした装置全体をみる点検と、構成部品やユニットの故障率、コスト有効性、最適点検周期などをもとに行われる3ヶ月、6ヶ月点検などがある。ともに清掃や注油などを行いながら装置の状態を調べ、腐食、磨耗といった故障の徴候が現れていれば、その場で処置を行うか、または部品、機材などを次回点検時に準備し交換する。こうした予防保全によって「質」の高い保全が行いうるという点で意義は大きい。

1.3 故障が起きてから行う事後保全

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である。故障の質を適切に判断することで、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。

1.4 まとめ

ユーザ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。実際には点検や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の場合、どこまでを点検範囲とするかも問題となる。重要な点は、メーカー側が行な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。

肺の区域解剖に基づいた胸部 CT 画像の読み方 まずここから覚えよう！

楠本昌彦、中村義正

はじめに

胸部 CT 画像を読む（理解する）うえで、肺の解剖を理解することは必要不可欠であろう。しかし、肺は他の臓器と異なり左右非対称であることや、覚えなくてはならない事柄が多岐にわたることから、その学習は敬遠されがちである。そこで今回は、胸部 CT 画像を読む上で必要な大筋（根幹）に絞って解説する。肺の解剖を学ぶきっかけとなれば幸いである。

1. 基本豆知識

右肺（右葉）は3葉（水平裂horizontal fissure と斜裂oblique fissureによって上葉、中葉、下葉に分けられる）、左肺（左葉）は2葉（斜裂oblique fissureにより上葉、下葉に分けられる）から構成されている。

葉は、図 1 のように区域、亜区域に分かれている。肺動脈系は気管支と伴走し、肺静脈は各区域・亜区域の間を単独で走行する。

2. 右肺

気管が左右に分かれる気管分岐部から右に辿っていくと、最初に右上葉への気管支が分岐する。ここから、前側（腹側）に分岐するのが B^3 である。 B^3 は、真直ぐ前側（腹側）に向かう B^{3b} と外側に向かう B^{3a} に分岐する。 B^3 の背側には、 B^{2b} が分岐する。このスライスより、3 ~ 4 cm 位上方の肺尖部には、腹側から S^{1b} 、 S^{1a} 、 S^{2a} と順に並ぶ。

図 1 肺の区域・亜区域

区域	亜区域		
右葉 (10 区)			
上葉	S^1	a, b	
	S^2	a, b	
	S^3	a, b	
中葉	S^4	a, b	
	S^5	a, b	
下葉	S^6	a, b, c	
	S^{7a}	a, b	
	S^{7b}	a, b	
	S^{7c}	a, b	
	S^{7d}	a, b, c	

左葉 (8 区)

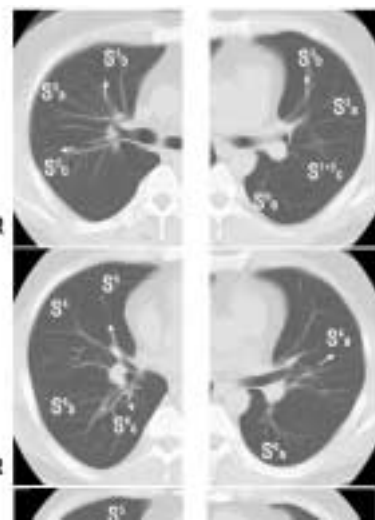


図 2-R

図 2-L

図 3-R

図 3-L

次に、図 2-R より 2 ~ 3 cm 下方のスライスで、右中葉に分布する気管支と B^6 がほぼ同じレベルで分岐する（図 3-R）。腹側に分岐する中葉枝は、外側に B^4 、やや縦隔側に B^5 を分岐する。背側には B^6 が分岐し、外側に B^{6b} が、椎体側に B^{6c} が分岐する。したがって、 B^{6a} はこのスライス面にはなく、さらに上方（頭側）のスライス面でみられることになる。

最後は、最も下方の横隔面に近くなる部位（図 4-R）で、底幹から分岐した気管支 B^8 、 B^9 、 B^{10} がみられる。心臓側には S^7 が位置し、反時計回りに、8、9、10 と分布する。中葉の S^4 、 S^5 も含めて、 S^8 、 S^9 、 S^{10} は「b」が「a」より下側（尾側）に位置する。

3 . 左肺

気管分岐部から分かれた左主気管支は、右主気管支に比べて長い。CT 上でも、左の上葉枝を分岐するのは右側よりも下方になる（図 2-L）。

左の上葉に分岐する気管支は、このレベルで右肺と同様 B^{3b} と B^{3a} とに分岐する。このレベルでは、下葉の S^{6a} がみられ、上葉の S^{1+2c} と接する（図 2-L）。

このスライス面より 4 ~ 6 cm 位上方の肺尖部には、腹側から S^{1+2a} 、 S^{1+2b} と並び、 S^{1+2a} と S^{3b} の間に、 S^{3c} が位置することになる。図 2-L のすぐ下方のレベル（図 3-L）で、左上葉舌区に分布する B^4 が外側に向けてみられる。（すぐ下方でみられる点が右肺と異なる点である。）

したがって、このレベルでは、図 2-L 同様に下葉の S^{6a} がみられる。（ S^6 の分岐は右肺と同じ）これよりかなり下方のレベルで、右肺同様 S^8 、 S^9 、 S^{10} が今度は時計まわりに分岐し、「b」が下側（尾側）に位置するのも右肺と同様である。このレベルで、舌区は S^5 のみである。

おわりに

区域を覚える場合に用意する CT 画像は、気管支が太くて追跡しやすいことから体格の良い男性が望ましい。また、MPR 機能が使える環境であれば、より気管支を追いやしく理解しやすいであろう。この解説を日々撮影した画像と照らし合わせることによって、画像の見方を養っていただければ幸いである。

また、今回触れていない血管系の詳細については、区域解剖を十分に理解した段階で清書を参照していただきたい。

謝辞

この主文は、楠本昌彦先生（国立がんセンター中央病院放射線診断部）の了解を得て、「区域解剖に基づいた胸部 CT の読み方：日本化薬株式会社発行」から使わせていただきました。深謝いたします。

本 編

概 論

松本 徹、中村義正

1. 経緯

厚生労働省「人口動態統計」によれば、1994年11月には男性の肺がん死亡数は胃がんのそれを上回り、1998年には肺がん死亡数の男女合計ががん死亡の第1位になった。今後も肺がんによる死亡は一層の増加が予測されるため、禁煙などによる一次予防と合わせて肺がん検診などによる二次予防対策の重要性が増している。しかし、間接または直接X線写真による現行の検診では転移していない2cm以下の小型肺がんを拾い上げるのは困難なことから、肺がんの早期発見をより効率的に行い、より効果的な肺がん治療に貢献できる新しいシステムの構築を要望する声が高まっている。

1990年、館野らは「低線量CT」を投入して胸部検診を実施する概念を提唱¹⁾、1994年2月には全国組織の胸部CT検診研究会が発足した。以来、胸部CT検診システムは次第に全国に普及・拡大しつつある。しかし、その一方で、肺がんの早期発見に役立つ新しい検診システムの開発を優先する余り、精度管理が行き届かない検診の横行が問題視されるようになってきた。

こうした現状を改善すべく胸部CT検診研究会(STC: 館野会長)は2000年7月、胸部・CT・検診をキーワードとする精度管理システム構築の事業に着手、「CT撮影」の精度管理に役立つマニュアルの作成を技術部会(松本徹部会長)²⁾が担当することになった。

これを契機に日本放射線技術学会(JSRT: 川村会長)は2001年4月、放射線撮影分科会に「胸部CT検診ガイドライン作成および精度管理普及班(中村義正班長)」を設け、STCと連携した活動を開始、この活動は2002年度学術委員会研究調査班(中村義正班長)に引き継がれた。日本医学物理学会(JSMP)でも2001,2002年度課題別研究会(松本徹会長)を設立し、STC,JSMTと連携した活動を行った。これらの活動は日本画像医療システム工業会(JIRA)から随時支援を受けた。

これらの活動の成果は、2002年2月第9回胸部CT検診研究会大会(新潟)や、同年7月第21回日本医用画像工学会大会(東京)でその一部が報告された。さらに、2003年2月の第10回胸部CT検診研究会大会特別報告(東京)および同年4月の第40回日本放射線技術学会撮影分科会(横浜)でマニュアルの大凡の全体像が公表された。

以上の報告に対する反響およびユーザ、メーカ等各方面から頂いたマニュアルの評価結果を参考にしてさらにマニュアル（案）の改善および推敲が加えられ、今回、ようやく STC および J S M T ホームページに同時期掲載が実現した次第である³⁾。

(<http://www.thoracic-CT-screening.org/>, <http://www.jsrt.or.jp>)

2．本マニュアルの役割と限界

胸部 CT 検診システムは単に CT 装置やこれを搭載した検診車等のハードウェアを用意し、それで検診を行えば完成というものではない。多方面にわたるサブシステムが一体化され、安全で効率のよい、かつ高精度の検診が、投入した費用に見合う効果をもたらす必要があり、それにより肺がんの早期発見、早期治療につながり、肺がん死亡の低減に貢献出来るものでなければならない。このようなアウトカムの実現は精度管理の行き届いた CT 検診が行えるか否かにかかっており、その精度管理の具体的手順を示したものが本ガイドライン（マニュアル）である。

しかし、本マニュアルは上記のような理想的アウトカムを必ずしも保証するものではない。なぜなら、現行検診は以下のような根本的問題を抱えているからである。

第一に CT 検診の体系を従来に準じて示すと⁴⁾、検診組織は検診実施主体、実施機関、協力医療機関の連携を基盤とし、検診実施計画（検診対象のリクルート等）から始まり、CT 撮影、CT 画像読影および判定、診断・精密検査、（治療）実績集計、事務管理、フォローアップ等、一連の流れに沿って行われる。従って、CT 検診全体の効率・効果は上記検診の流れの各段階の技術的水準が集約されたものとなるため、検診の効率・効果を一定以上の水準に維持することを目的とする精度管理もまた上記の段階ごとに行う必要がある。しかしながら我々が検討したマニュアルは「CT 撮影」技術に限定したものにすぎない。

第二にマニュアル化の対象となる CT 検診においては、装置の絶え間ない進化、その結果として進化の段階が異なる装置による検診の混在、あるいは立場の異なる検診（集検か人間ドックか等）の混在、さらには検診ターゲット・診断基準の時代による変動がある。それらすべてをカバーする標準的 CT 撮影手順の提示は不可能であると言わざるを得ない。

第三に、マニュアルはエビデンスに基づいて記述されることが望ましいことは言うまでもない。しかし、現段階においては、CT 検診システムの構成要素である各サブシステムのエビデンスのレベルは基礎研究段階のものから臨床試験段階のものまでが混在している。一般にマニュアルと称するものは、エビデンスを伝えることを第一義とする。しかし、本マニュアルの場合、項目によっては第一、第二の理由から、エビデンスをいかに得ていくかや、その際に注意すべき問題およびその解決法の提示に留まっている部分もある。

以上をまとめると、本マニュアルは、標準化が難しい因子を多く抱え、それでも敢えて検討しなければならないという使命の下、限られた量・質のエビデンスをベースに現段階において推奨に値すると判断された手順を示し、具体的手順を示すことができない箇所では問題点とその解決方法を提示したものであるといえる。

3．本マニュアルの構成主要項目

本マニュアルは全体の要点を把握するのに便利な要約版とその詳細を述べた本編から成り、先

行の検診マニュアル^{5),6)}などを参考に以下のような主旨に基づく項目で構成した。

第一に、マニュアルの柱となる項目はシングルスライスヘリカル CT による低線量標準的撮影条件 () にあり、この撮影条件を使用して検診の安全性を確保し、検診ターゲットをある一定水準以上の精度・効率で検出できることを目指した。そこで、すべてに優先してこの撮影条件を採用した時の検診の安全性を確認するために必要な X 線 CT 装置の被ばく線量測定法 () を示した。次いで、安全性を確保した上で、次なる検診の段階である「CT 画像読影」において、検診ターゲットを一定水準以上の精度で効率よく検出することができる CT 画像の標準的画質とは何か、画質と被ばくの至適バランスの関係を明らかにし評価するための、画質と被ばくの管理 () を示した。また、これらの要件を満たす標準的な CT 装置の機器構成とその標準的性能 () およびその装置を用いて行う標準的な撮影法 () (ポジショニング、撮影手順・環境など)、装置の性能を維持する具体的な品質管理法 () を提示した。さらに、上記マニュアルの各項目の理解に役立つ基本的医学知識である「胸部 CT 画像の読み方 () も示した (但し、簡略版のみに添付)。

4 . 本マニュアル作成上留意した点

上記各項目は、「標準的撮影条件」を軸として互いに関連しており、「CT 撮影」以降の検診の流れ、「CT 画像読影」、「診断」、「治療」の結果に影響を与えるものである。従って、マニュアル執筆に当たっては、関連する他項目との整合性を図りつつ、特に検診の次の段階である「CT 画像読影」との関係性を念頭におきながらマニュアル完成時期の状況に合致した内容にする必要があると考えた。そのほかマニュアル作成上留意した点を以下に列記する。

- シングルスライス CT を対象とし、「胸部・CT・検診 (一次)」をキーワードとする。
- 責任と分担 (医師、技師、医学物理士、その他) を明確にする⁶⁾。責任と分担を意識せずに作成されたマニュアルは実行を伴わない恐れがあるためである。
- 検診実施者自らが担当する項目、担当し得ない項目、実施者以外が担当した方がよい項目を明確にする。特に検診を目的にした CT 撮影の要は CT 画像の画質と X 線被ばく線量の管理である。両者の最適バランス点が確保できることを保証するために行う画質と被ばく線量の評価は検診実施者も行うが、同時に第三者が客観的、定量的に評価できるようにする必要がある。
- 「多くの施設で」、「短時間に行え」、「長続きする」、「それでいて必要十分な項目」の精度管理が実施できるようにする⁷⁾。
- ネットワークシステム等最近の IT 技術が積極的に活用できるようにする。
- 「CT 読影診断」の精度管理とのリンク、肺がん取り扱い規約⁸⁾との整合性およびリスクマネージメント⁹⁾を十分考慮したものにする。
- 上記により X 線被ばくを極力抑えつつ診断に適した画質を保ち、投入される費用に対して効果を最大限とすることに貢献するマニュアルを目指す。

5 . 今後の計画

質の高いガイドライン (マニュアル) は、現場の検診従事者と各方面の専門家との共同作業に

よって作成できるものである。本マニュアルの不備、あるいはマニュアル導入の効果を多くのユーザ、さらには関係各位から評価していただきたいと願っている。

CT 検診が普及・拡大すると共にエビデンスが蓄積され、本マニュアルで不明瞭だった方法論が確定したり、実態とそぐわない面が出てきたりすることも十分予想される。そこで、本マニュアルは定期的に改訂する。改訂結果は随時STCおよびJSMTホームページ上に公開する予定である。

最後に、マニュアルを机上のものに止めないようにするため、このマニュアルを実際に使用して精度管理を実行することができる包括的なシステムづくりを進めていく必要があることを指摘しておきたい。すなわち、精度管理マニュアルの内容が現場で生かされるためには(「CT撮影」のみならず「CT読影」ほかにも当てはまることであるが)精度管理を担当する「人」を動かすシステムの構築が必須である。そのためには各検診機関で精度管理実施体制を整備するだけでなく、各検診機関の精度管理の実態を評価・指導する組織として、関連学会および国・地方自治体よりオーソライズされた全国組織の精度管理センターを設置する必要がある。さらにこれらに関連した法的整備のみならず、精度管理費用を確保する方法等、質の高い精度管理業務を日常的に可能とする仕組み^{10),11)}を整備する必要がある。

補足

現在、胸部検診にMDCTが導入されるケースが急増している。2004年度よりSTC技術部会およびJSRT学術委員会研究調査班共同の「MDCT(multidetector-row CT)による肺がん検診マニュアルの作成」事業が展開中である。

参考文献

- 1) 舘野之男、飯沼武、松本徹他：新医療、17,10:28-32,1990
- 2) 松本徹：胸部CT検診、7(2):133-134,2000
- 3) 中村義正、伊藤茂樹、岡本英明他：日本放射線技術学会雑誌、60(5):686-688,2004
- 4) 淵上在弥他：実施機関部会精度管理研究班「胃集団検診の精度管理指針」、日本消化器集団検診学会関東甲信越地方会発行、1983.9.10 東京
- 5) 老人保健強化推進事業「マンモグラフィ検診の実施と精度向上に関する調査研究」精度管理マニュアル作成に関する委員会(大内憲明他)：マンモグラフィによる乳がん検診の手引き、1999年3月発行、(株)カガワ印刷、仙台
- 6) 日本放射線科専門委員会訳：ACR マンモグラフィ精度管理マニュアル改訂版 1994、放射線科専門委員会事務局 1994
- 7) 日本放射線技術学会専門委員会・放射線技術品質保証班編：放射線技術QCプログラム、1992年3月22日発行、日本放射線技術学会、京都
- 8) 日本肺癌学会(編)：肺癌取扱い規約、改定第5版、金原出版、1999、東京
- 9) S.G.McNee: British J. Radiology, 74:209-212,2001
- 10) 松本 徹：日乳癌検診学会誌、6(2):191-199,1997
- 11) 小田切邦雄：放射線医学物理、16:166-171,1996

1. シングルスライス CT による胸部検診で対象とする肺がん

CT の画質は撮影条件に依存しているため、まず胸部 CT 検診においてターゲットとする「早期肺がん」の基準を、どこに置くかによって求められる撮影条件も異なってくる。肺がんは肺門発生型と末梢発生型に大別され、胸部 CT 検診のターゲットとなるのは後者である。しかしながら、末梢型肺がんにも様々な組織型が存在し、その増殖速度も異なっているため、すべての肺がん患者を救命できるような撮影条件を本法において定めることは現時点では困難である。また、小さな肺結節の診断においては、過去画像との比較がきわめて重要である。よって、本稿では適切に施行された胸部 CT 検診を年 1 回経年的に受けていれば、受診者における末梢型肺がんの 5 年生存率が 80-90%以上になることを目標として標準的撮影条件を検討した。

末梢型肺がんの予後には多くの因子が関与していることが知られている。まず、径が 30mm 未満のがんは 30mm 以上のものに比較して予後が良好とされている^{1,2)}。30mm 未満のがんについては腫瘍のサイズと予後に相関を認めないとする報告もあるが³⁾、一方、15mm~20mm 未満のがんの方がリンパ節転移や血管浸襲の頻度が小さく予後が良好であるという報告もなされている^{4,5)}。また、組織学的には、一般に小細胞がんをはじめとする低分化な腫瘍の方が予後不良であり、腺がんにおいては、腫瘍内部に線維組織の増生を認めない病変の方が、増生を認める病変に比較して予後が良好であるとされている⁶⁾。以上から、胸部 CT 検診の画質には、CT 画像上充実性を呈する低分化ながんや線維組織の増生を伴う腺がんでは径 5 mm 以上の病変を、一方、CT 画像上スリガラス状陰影を呈する高分化で線維組織の増生を伴わない腺がんでは径 10mm 以上の病変を確実に発見できることが求められる(図 1,2,3)。

がん検診に用いるヘリカル CT の撮影条件としては、上記の条件を満たしうる最も低線量の条件を本法の標準とする必要がある。なお、近年マルチスライス CT の開発により CT による画像診断は大きく変化しているが、このマルチスライス CT の検診における標準的撮影条件を定めるにはまだ経験が乏しく、かつ、機器の性能も検出器の多列化が進むなど進歩の過程であるため、現時点では困難である。そこで、本稿ではシングルスライスヘリカル CT のみを対象とする。

図1a: 低分化型肺癌(充実型)
低線量CT: 50mAs, スライス厚 10mm, pitch 2

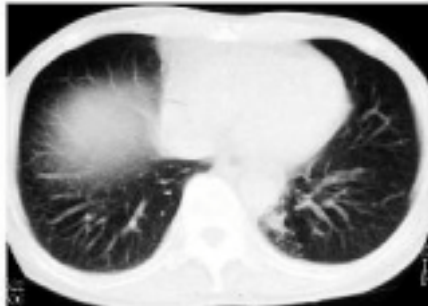
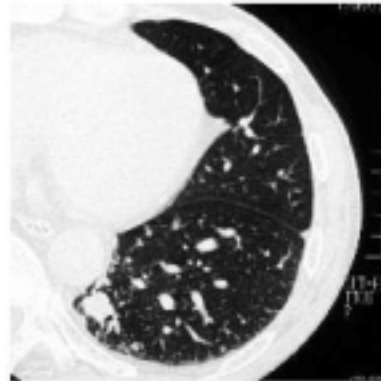


図1b: 低分化型肺癌(充実型)
高分解能CT: 150mAs, スライス厚 2mm



高分解能CTで低線量を撮す150mAsの低分化型肺癌は低線量CTでも明確に描出されている。この高線量撮影と重なって肺野露骨写真では検出できなかった。

図2a: 高分化型肺癌(スフィア型)
低線量CT: 20mAs, スライス厚 10mm, pitch 2

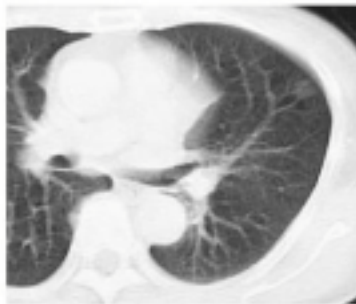


図2b: 高分化型肺癌(スフィア型)
高分解能CT: 150mAs, スライス厚 2mm

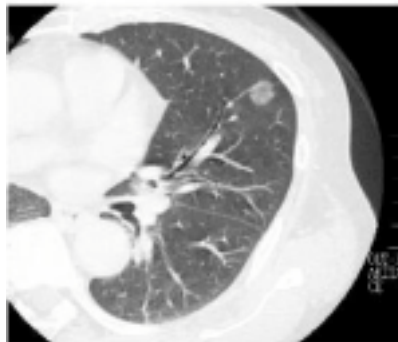


図2c: 高分化型肺癌(スフィア型)

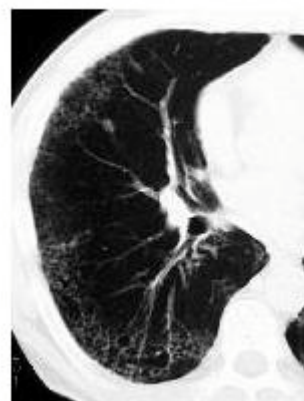


低線量CTで撮られる150mAsの高分化型肺癌は低線量CTでも明確に描出されている。この高線量撮影と重なって肺野露骨写真では検出できなかった。

図3a: 肺転移、肺線維症
低線量CT: 50mAs, スライス厚 10mm, pitch 2



図3b: 肺転移、肺線維症
通常CT: 150mAs, スライス厚 10mm, pitch 1



低線量CTで認められる150mAsの肺転移と肺線維症は低線量CTでも明確に描出されている。

2. 従来の胸部 CT 検診における標準的撮影条件の再検討の必要性

我が国におけるシングルスライスヘリカル CT を用いた肺がん検診の撮影は現在、一般的にデータ収集を管電圧 120kVp、管電流 50mA、スキャン時間 1 秒 / 1 回転、スライス厚 10mm、ヘリカルピッチ 2 (テーブル移動速度 20mm / 秒) で行い、画像再構成は 180 度補間法を用いてスライス厚 10mm、スライス間隔 10mm で行っている⁷⁾。我々が行った検討では、本条件で得られた CT 画像は、通常の CT で検出された 5 mm 以上の結節性病変の 90%以上を、また、様々な ground-glass opacity を呈した病変の 80%以上を検出可能であった⁸⁾。他施設からも同様の成績が報告されており⁹⁾、この撮影条件で得られた CT 画像の画質は、前述の CT 検診において対象とすべき早期肺がんの発見においてはほぼ十分であり、かつ、胸部単純写真に比べて有用であることが示されている(図 1,2,3)⁷⁾。しかしながら、この条件は、ヘリカル CT による肺がん検診の試みが開始された時期の CT 機種種の性能から決定された点も多く、その被ばく線量は胸部単純写真間接撮影の約 10 倍と報告されている¹⁰⁾。また、リスク利益分析の観点からは、肺の吸収線量を 1cGy 以下にできれば男女とも 40 歳前後で利益がリスクを上回ると推測されている¹¹⁾。これらの結果から、本法で用いる線量の更なる軽減をはかることが望ましく、本法の精度管理を進める上で標準的撮影条件を再検討する必要がある。

3. スキャン時間が 1 秒 / 1 回転と異なる機種種での対応

この問題については、スキャン時間が 1 秒 / 1 回転以上の機種種と、1 秒 / 1 回転未満の機種種に分けて議論する必要がある

胸部 CT 検診ではできるだけ短時間に全肺野を撮影できることが望ましく、このために大きなヘリカルピッチを用いることになる。しかしながら、ヘリカルピッチを大きくすることは、実効スライス厚の増大による画質の劣化を招き、特に、partial volume artifact から肺尖部の病変や ground-glass opacity を呈する病変の検出に支障をきたす危険が大きくなる。このため、ヘリカルピッチを 2 より大きくすることは好ましくない。ピッチ 2 以下で全肺野を 20 秒以内に撮影するためには、スキャン時間は 1 秒 / 1 回転以下である必要がある。本検診の施行開始当初はスキャン時間が 2 秒 / 1 回転の機種種も用いられており、文献的には、2 秒 / 1 回転の機種種を用いてスライス厚 10 mm、ピッチ 2 (テーブル移動速度 10 mm / 秒) で平静呼吸下に撮影した画像において径 5 mm 以上の結節は十分検出できると報告されている¹²⁾。しかしながら、この方法は撮影時間の増大による被ばくの増大を招く欠点があり、かつ、やはり呼吸による misregistration の危険も皆無とは言えない。よって、CT による肺がん検診にはスキャン時間 1 秒 / 1 回転以下の機種種を用いることを標準とするべきであり、アンケート調査の結果でも 10

施設中 7 施設が同様の意見であった。また、当然ながらヘリカルスキャンの機能を持たない機種による検診は施行されるべきではない。

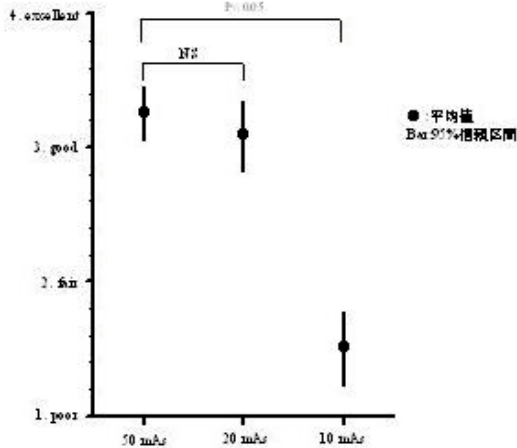
一方、CT の進歩によりスキャン時間が 0.7-0.8 秒 / 1 回転に短縮され、検診にも用いられている。この際に現行の撮影条件のままヘリカルピッチ 2 で撮影すれば、撮影時間と被ばく線量の軽減につながるが、線量不足によるノイズの増加をきたす危険があることに留意する必要がある。一方、通常の胸部 CT 撮影の検討ではヘリカルピッチを 1.5 より大きくしない方がよいとされており¹³⁾、従来検診で用いられているヘリカルピッチ 2 はこの基準に比べて大きい。このため、例えば、0.75 秒 / 1 回転の機種では 1 検査当たりの撮影時間と被ばく線量を従来の撮影に比べて増大させることなくヘリカルピッチを 1.5 に下げることができる。我々の検討では、この撮影条件を用いることにより、特に、小さな結節の検出能が改善できることが示された¹⁴⁾。これは、実効スライス厚の低減によるものであり、ground-glass opacity を呈する肺がんの検出にも寄与すると思われる。以上より、subsecond scan を検診に用いる際には、ヘリカルピッチを従来に比べて小さくすることが望ましいと考えられる。一方、ヘリカルピッチは 2 のままで、スライス厚を 7-8mm にする撮影方法も考えられ、この方法であれば実効スライス厚をさらに小さくできる利点がある。両者の優劣については更なる検討が必要であるが、スライス厚 7-8mm の撮影では 1 スライス当たりの線量の低下によりノイズが大きくなる欠点があり、特に、検診のような低管電流での撮影では体型の影響を生じやすく、画質が安定しにくいという問題が生じる可能性があると思われる。

4 . スキャノグラムの撮影

検診におけるスキャノグラムの撮影の有無は施設により、または、撮影担当技師により異なっているのが現状である。アンケート調査の結果でも、この点ではほぼ半数の結果であった。検診の場合、被ばく線量と撮影時間の軽減の観点からはスキャノグラムを撮影しないことが望ましい。一方、スキャノグラムを撮影する理由として、肺の範囲をより正確に同定できることから過不足のない撮影範囲を設定できること、スキャノグラムを撮影しない方法に対する技師の不慣れや不安といった点があげられる。しかしながら、実際にはスキャノグラムを用いても心臓や横隔膜のため肺の範囲の同定に誤差を生じることがある。また、最近の CT には撮影しながら撮影部位を確認できるいわゆるリアルモード機能が装備されている。よって、検診の CT では、スキャノグラムを撮影せずに撮影開始位置を胸骨柄上縁から約 1.5-2 横指上を標準として、リアルモードを使用して頭尾方向に肺全体を撮影する方法を標準とすべきであり、また、検診担当者はこの方法に習熟することが望ましい。このため、検診に用いる CT 機種にはリアルモード機

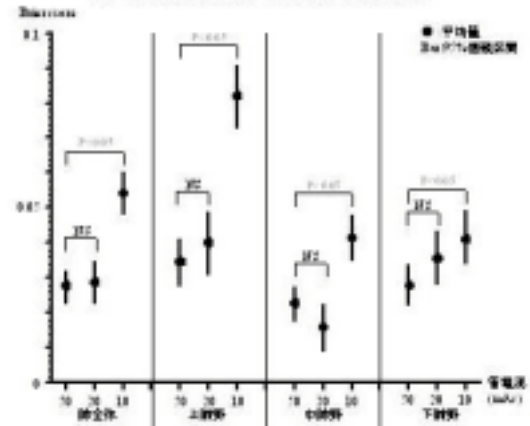
能が装備されているべきであり、かつ、撮影からモニター画像表示までの時間は 0.5 秒未満であることが望ましい。また、リアルモード機能が装備されていない場合には、体型に応じて男性では 28-30cm を、女性では 26-28cm を撮影する方法を用いるが、必要に応じてスキャノグラムも併用する。

図4:管電流が画質評価に及ぼす影響



正常ボランティアを50 mAs, 20 mAs, 10 mAsで撮影した画像の画質を4段階で評価した。50 mAsに比べて20 mAsでは有意な差を認めないが、10 mAsでは著明に増悪する。

図5:管電流が疑似結節の検出能に及ぼす影響



正常ボランティアを50 mAs, 20 mAs, 10 mAsで撮影した画像に作成した疑似結節の検出能を評価した。Detectionは検出率の平均値を示す。50 mAsに比べて20 mAsでは有意な差を認めないが、10 mAsでは著明に増悪する。肺の上野野、下野野でも20 mAsでの検出能は50 mAsに比べて著明に増悪する。

5. 管電流の設定

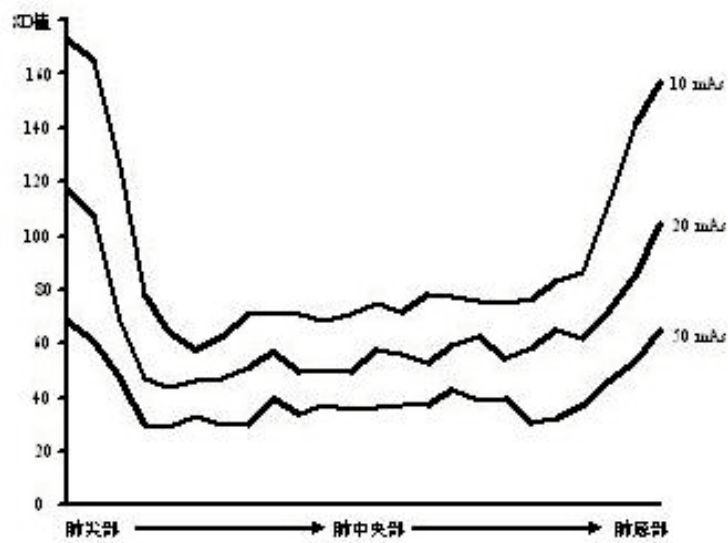
CT 撮影における被ばく線量は管電流の軽減に比例して低下するが、一方、管電流の軽減はノイズを増大させ画質を劣化させるという相反関係にある。よって、検診においては対象とする肺がんの検出に支障のない画質を維持しつつ、できるかぎり低い管電流を用いることが求められる。現行の撮影条件での管電流 50mA という設定の背景には、検診開始当初の CT 機種では 50mA より管電流を下げる事ができなかったことがあり、検診に用いる管電流の標準的な値を再検討する必要がある。

我々の検討では、画質評価及び疑似結節の検出能ともに管電流 20mAs の画像は 50mAs の画像と比較して有意な劣化を認めなかった(図 4,5)^{15,16)}。また、管電流 20mAs の画像は通常の CT 画像と比較しても肺がんの検出能に差がなく、かつ、胸部単純写真で検出できなかった ground-glass opacity を呈した肺がんも検出可能であった(図 2)。他にも同様の成績が報告されており¹⁷⁾、また、アンケート調査の結果でも 10 施設中 9 施設が管電流を 50mA 以下に軽減できるとしている。これらの結果から、平均的な体型の日本人では管電流の設定を 20-30mAs に軽減してもよいと思われる。

但し、管電流 25mA でヘリカルピッチ 2 の画像での結節の検出能は、通常 CT に比べて劣化し、特に、体の大きい人、あるいは肺尖側で診断の支障となるようなアーチファクトが著明に見られたという報告も見られる¹⁸⁾。我々の検討でも、管電流を 20mAs より

下

図6: 解剖学的部位と管電流がノイズに及ぼす影響



同一ボルトテージを50mA, 20mA, 10mAで撮影し、ノイズの評価として各スライスのCT値の標準偏差を測定した。肺中央部に比べて肺尖部、肺底部でノイズは増大し、その傾向は管電流が小さいほど顕著である。

図7a: 50 mA

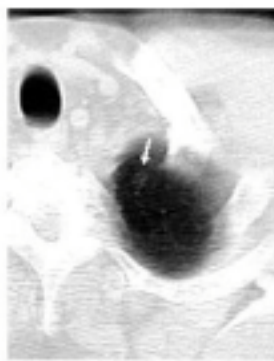


図7b: 20 mA

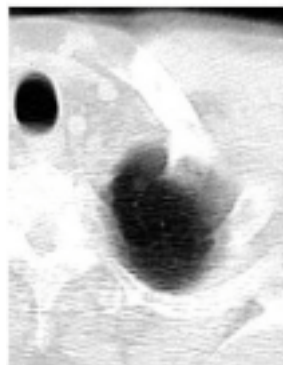


図7c: 10 mA

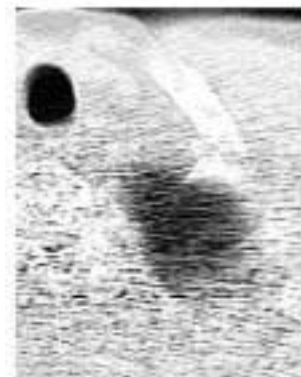


図7はボルトテージを50mA, 20mA, 10mAで撮影した胸部の横断断面CTの各スライスを示す。中央部では20mAの画像7bまで読影が可能であるが、肺尖部では50mA(図7a)程度、ノイズの影響で読影が困難である。

図7d: 50 mA



図7e: 20 mA

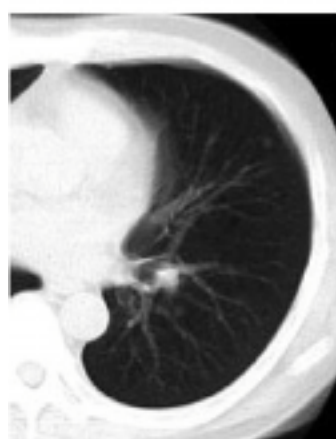
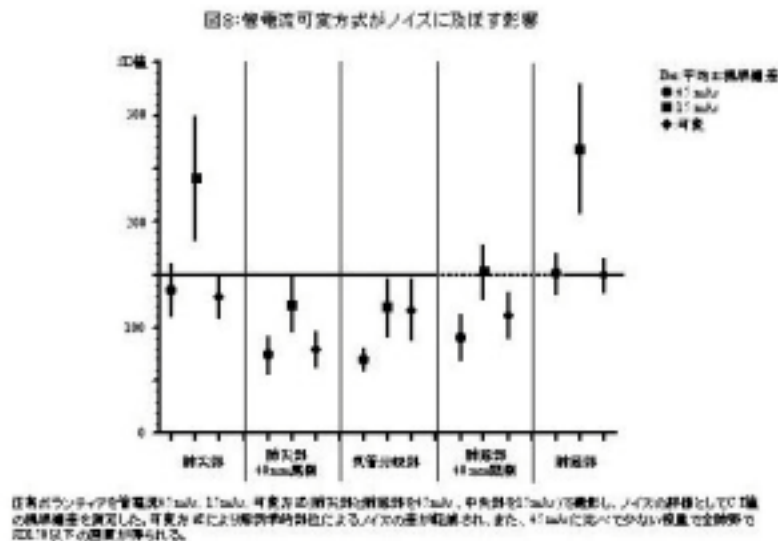


図7f: 10 mA



げていくと肺中央部に比べて肺尖側と肺底側でのノイズの増加が大きく、結節の検出能の劣化が早期に見られた(図 6,7) ¹⁵⁾。これらの結果は、管電流 20-30mAs 以下への画一的な線量の軽減は困難であることを示している。

この主な原因は、胸部の場合、その解剖学的特徴から部位により同一水準のノイズの画像を得るのに必要な線量の相違が大きく、特に検診のような低線量での撮影において、このことが画質に与える影響が顕著であるためと思われる。我々の検討では、この限界を打破する方法として、ヘリカルスキャン中に管電流を変化させて肺中央部に比べて肺尖側と肺底側の管電流を大きくする管電流可変方式を用いることで解剖学的部位によるノイズの差を軽減できることが示された(図 8) ¹⁹⁾。

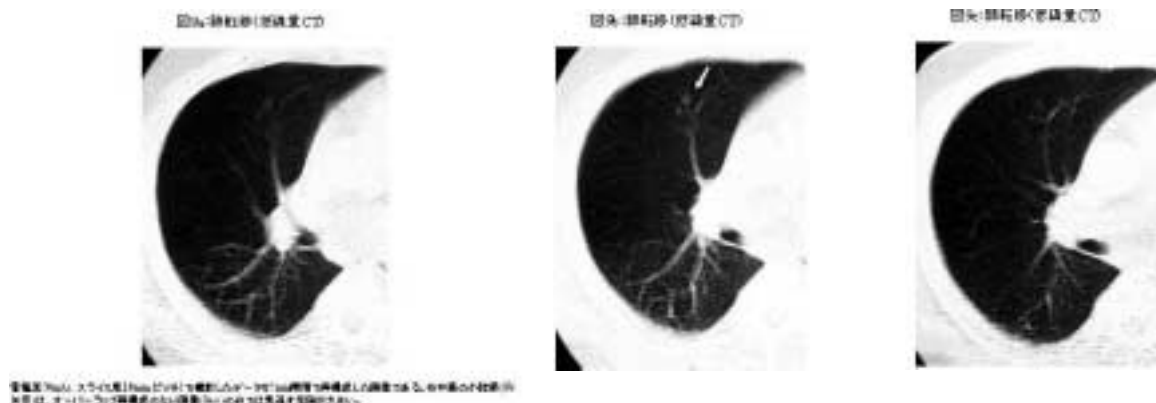


他方、体型の個人差による画質の相違についても同様の現象が生じると考えられる。よって、検診に用いる CT は、各個人及び各スライスのノイズを一定に保つように管電流を制御できる機能を装備していることが理想である。同一 Z 軸断面(XY 軸方向)については、管電流を自動的に制御する機能が開発されているが ²⁰⁾、Z 軸方向の制御にはスキャノグラムの撮影が必要であり、今後の検討課題である。また、CT 検診のような低管電流での撮影では、機種による画質の相違も無視できないことにも留意すべきである。

6 . 画像再構成間隔の設定

オーバーラップ再構成をすることによって結節の検出能が向上することが文献的に報告されており ²¹⁾、検診で用いる画像が比較的大きなヘリカルピッチで撮影されていることを考慮するとスライス厚 10mm では 5mm 間隔で再構成することが理想的であると思われる(図 9)。しかしながら、このことはフィルム読影ではフィルム枚数の増加や読

影業務の増加などの問題を生じる。かつ、オーバーラップ再構成により検出能が向上する



のは主に 5mm 以下の結節であり²¹⁾、検診におけるこのことの意義については更なる検討が必要である。また、アンケート調査の結果でもオーバーラップ再構成を施行しているのは 10 施設中 2 施設のみであり、その内容は 1 施設が CRT 読影用に施行、他の 1 施設は肺尖部のみをオーバーラップ再構成しているものであった。以上から、肺がん検診におけるフィルム読影においてはスライス厚 10mm を用いた時には 10mm 間隔の再構成でも支障がないと思われる。但し、フィルム読影に比べてシネ表示の方が結節の検出能が向上することが報告されており²²⁾、かつ、画像データの保存、自動診断の応用およびフィルム費用の削減などを考慮すると将来的には CRT 診断に移行することが望ましいと考えられ、その際にはスライス厚の 50%程度のオーバーラップ再構成を行うべきである。

再構成アルゴリズムについては、肺がん検診を主目的とするのならば、肺野条件のみで問題はなく、ウィンドウ幅とウィンドウレベルは各々 1200 ~ 2000 と -500 ~ -800 程度を基準として各施設において最も読影しやすい条件に設定する。但し、この際にあまりウィンドウ幅を大きくすると ground-glass opacity を呈する病変を検出しにくく、一方、あまり小さくすると肺気腫などの変化を検出しにくくなることに留意する必要がある。肺野条件の画像でも冠動脈の石灰化や縦隔腫瘍などもある程度検出可能であるが、特に、CT 検診の主目的に虚血性心疾患のスクリーニングを含む場合の画像表示の条件については更に検討する必要がある。これらの点においても CRT 診断が有用である。

7. まとめ

シングルスライスヘリカル CT による肺がん検診では、最大吸気位で一回の呼吸停止下に肺野全体を撮影すべきであり、スキャン時間 1 秒 / 1 回転以下の機種により施行されるべきである。画像データの収集条件は、スキャン時間 1 秒 / 1 回転の機種では、管

電圧 120kVp、スライス厚 10mm、ヘリカルピッチ 2 (テーブル移動速度 20mm / 秒) を用い、スキャン時間 0.7-0.8 秒 / 1 回転の機種ではヘリカルピッチを 1.5 に下げるかスライス厚を 7-8mm に下げる方が望ましい。一方、管電流は、標準的な体型の日本人では 20-30mAs に設定し、10-50mAs の範囲で体型に応じて調整する。画像再構成は、肺野条件でスライス厚 10mm の場合には少なくとも 10mm 間隔で行うが、CRT 読影ではオーバーラップ再構成を加えるべきである。

最後に、現状では同一管電流で撮影しても CT の機種によりノイズと線量が異なっている点を指摘したい。このため標準的撮影条件を定めて検診がこれに従って施行されても、使用する機種によりその画質と被ばく線量が異なるという大きな問題が生じている。この問題を解決するためには、ある撮影条件で得られた画像の画質と線量を評価する統一的な基準を確立する必要がある。

謝辞

アンケートにご協力いただいた下記の施設に感謝します。

愛媛県総合保健協会、大阪府成人病センター、神奈川県予防医学協会、東京都予防医学協会、島根県成人病予防センター、長野県厚生連安曇総合病院、長野県厚生連北信総合病院、新潟県労働衛生医学協会、日立健康管理センター、横浜市立病院

文献

- 1) Mountain CF. Prognostic implications of the international system for staging lung cancer. *Chest* 1997;111:1710-1717.
- 2) Jassem J, et al. Results of surgical treatment of non-small cell lung cancer: validation of the new postoperative pathological TNM classification. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2000;119:1141-1146.
- 3) Patz EF, et al. Correlation of tumor size and survival in patients Stage IA non-small cell lung cancer. *Chest* 2000;117:1568-1571.
- 4) Suzuki K, et al. Conventional clinicopathologic prognostic factors in surgically resected nonsmall cell lung cancer. *Cancer* 1999;86:1976-1984.
- 5) Kurokawa T, et al. Surgically curable "early" adenocarcinoma in the periphery of the lung. *Am J Surg Pathol* 1994;18:431-438.
- 6) Noguchi M, et al. Small adenocarcinoma of the lung: Histologic characteristics and prognosis. *Cancer* 1995;75:2844-2852.
- 7) Kaneko M, et al. Peripheral lung cancer: Screening and detection with low-dose

spiral CT versus radiography. *Radiology* 1996;201:798-802.

- 8) Itoh S, et al. Screening helical CT for mass screening of lung cancer: application of low-dose and single-breath-hold scanning. *Radiat Med* 1998;16:75-83.
- 9) 森清志. ヘリカル CT による肺野病変の描出能に関する検討, *肺癌* 1995;35:149-156.
- 10) 秋山典子, 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* 1994;52:22-27.
- 11) 飯沼武, 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* 1992,52:182-190.
- 12) 松本満臣, 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* 1995,55:172-179.
- 13) Wright AR, et al. Pulmonary nodules: Effect on detection of spiral CT pitch. *Radiology* 1996;199:837-841.
- 14) Mori Y, et al. The application of subsecond helical CT to lung cancer screening. *Eur Radiol* 2000;10(supplement):346.
- 15) Ioth S, et al. Lung cancer screening: Minimum tube current required for helical CT. *Radiology* 2000;215:175-183.
- 16) Ioth S, et al. Further reduction of radiation dose in helical CT for lung cancer screening using small tube current and a newly designed filter. *J Thorac Imaging* 2001;16:81-88.
- 17) Rusinek H, et al. Pulmonary nodule detection: Low-dose versus conventional CT. *Radiology* 1998;209:243-249.
- 18) Diederich S, et al. Pulmonary nodules: Experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 1999;213:289-298.
- 19) Ioth S, et al. Feasibility of a method for changing the tube current during low-dose helical scanning of the lung. *Radiology* (in printed)
- 20) Kalender WA, et al. Dose reduction in CT by on-line tube current control: Principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999;9:323-328.
- 21) Buckley JA, et al. Pulmonary nodules: Effect of increased data sampling on detection with spiral CT and confidence in diagnosis. *Radiology* 1995;196:395-400.
- 22) Seltzer SE, et al. Spiral CT of the chest: Comparison of cine and film-based viewing. *Radiology* 1995;197:73

X線 CT 装置の被ばく線量測定法

西澤かな枝、岡本英明、村松禎久

はじめに

X線 CT 検査は今や医療の場に広く用いられ、有効性が発揮されている。しかし、受診者の被ばく線量が高い検査であり、先進工業国における被ばく源の重要な要素を占めるに至っている。また、機種や撮像条件によって、同様の画像を得るために数倍もの線量の違いがあることが知られている。これは放射線被ばくの的確な管理によって、便益を維持しながら効果的に被ばく低減を図る可能性がある事を意味するものでもある。画質と線量は交換関係にあり、両者のバランスをはかるためには適切な線量評価と継続的な観察が必要である。従って、QA/QC の一環として線量測定は必要不可欠な項目の一つである。

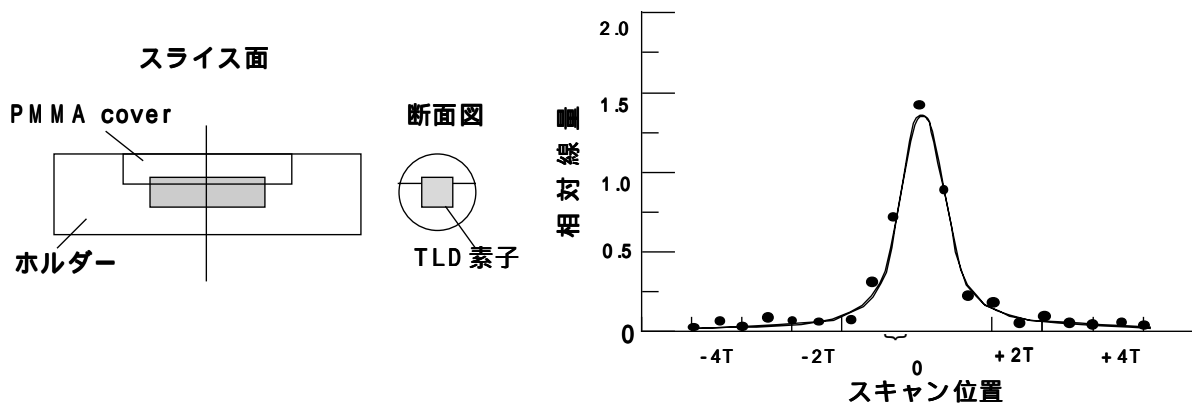
1. X線 CTの線量

X線 CT の線量を測定または表示する方法は、種々示されている。これらは CT が臨床に導入されて以来多くの国や機関で検討、吟味されてきたものである。

1.1 線量プロフィール^{1),2),3)}

断層画面に垂直な線に沿った位置の関数としての線量の描出である。TLD のような小さな測定器を使う方法、または、X線フィルムを用いる方法が一般的である。

スライス厚以上に長くセットできるホルダー入りの複数の TLD 素子を回転中心に Z 軸に沿って置き、1 回スキャンを行う。読みとり結果は Z 軸の位置に対しプロットする。



被覆された X 線フィルム (例えば、放射線治療用確認フィルム、歯科用フィルム、又は工業用フィルム) を検査台の先端に直接水平に置くか、適切なホルダ - で自由空气中に置いてスキャンする。フィルムの黒化度からプロフィールをプロットする。小さなスライス幅の端はフィルム上で簡単にみられる。より正確にはマイクロデンシトメータで読みとる。その際、フィルムの黒化度は実際の平均 X 線エネルギーで校正しておくことが必要である。最小の公称スライス幅(1,2mm)にはフィルムを使うほうがよい。

1.2 CT 線量指標 (Computed tomography dose index CTDI)¹⁾²⁾⁴⁻⁶⁾

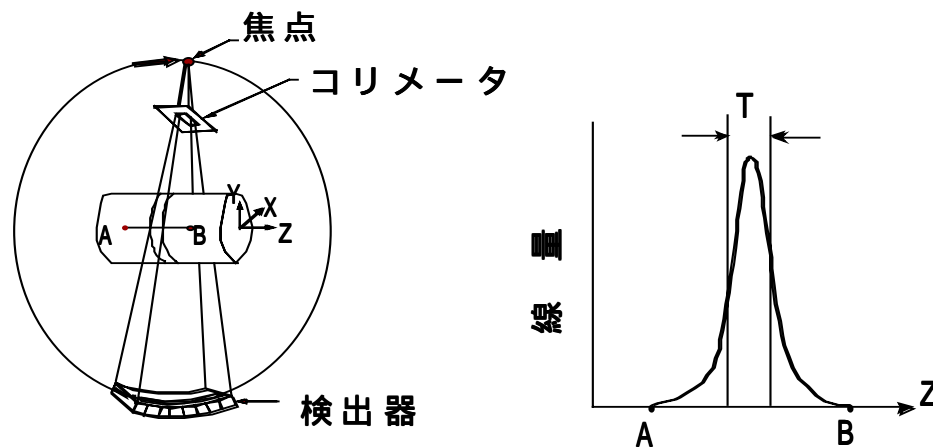
CT 線量測定用ファントム内で測定されたシングルスキャンの線量プロファイル、回転軸方向と平行な線に沿って積分した線量を、公称スライス厚で除したものと定義されている。すなわち、以下のように表される。

$$CTDI = 1/N \cdot T \cdot \int_{A}^{B} D(z) dz \quad (1)$$

$D(z)$: 断層面に垂直の線上の線量プロフィール

N : スライス数。

T : 公称断層部分厚



CTDI の評価は米国 Food and Drug Administration (FDA)⁴⁾ では公称スライス厚の 14 倍の範囲で行い、アクリル(Polymethyl-methacrylate : PMMA)に対する吸収係数で表す事になっているが、International Electrotechnical Commission (IEC)²⁾による方法はすべてのスライス厚に対し、100mm で行い、空気に対する吸収係数で表され

る。測定に用いられる電離箱の長さが多くのメーカーで 100mm であるため、後者が実用的といえる。ファントムの中で測定された $CTDI_{FDA}$ の値は最大のスライス厚の場合には $CTDI_{100}$ と大きな違いはないが、小さなスライス厚の場合は有意に異なる。表 1 に標準的線量測定ファントム(後述)による $CTDI_{100}$ と $CTDI_{FDA}$ の測定例を示す。

$CTDI$ が単位照射(mAs)あたりに標準化される場合、 $nCTDI$ と表す。

表 1 $nCTDI_{100}$ と $nCTDI_{FDA}$ の比 (CEC2000⁵⁾より)

ファントム	スライス厚 (mm)	$nCTDI_{100} / nCTDI_{FDA}$	
		ファントム中央	1cm 深部
頭部	10	1.0	1.1
	5	1.3	1.2
	3	1.6	1.3
	2	2.0	1.5
体幹部	10	1.0	1.1
	5	1.4	1.2
	3	1.9	1.3
	2	2.6	1.5

ファントム表面から中心にかけて線量は直線的に減弱すると仮定して 1 スキャンの平均線量は $CTDI$ を重み付けした近似値($CTDI_w$)で表される。 c はファントムのセンター、 p はファントム周辺 (1 cm 深) における測定を示す。

$$CTDI_w = (1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}) \quad (\text{in mGy to air}) \quad (2)$$

$$nCTDI_w = 1/C CTDI_w \quad (\text{in mGy / mAs}) \quad (3)$$

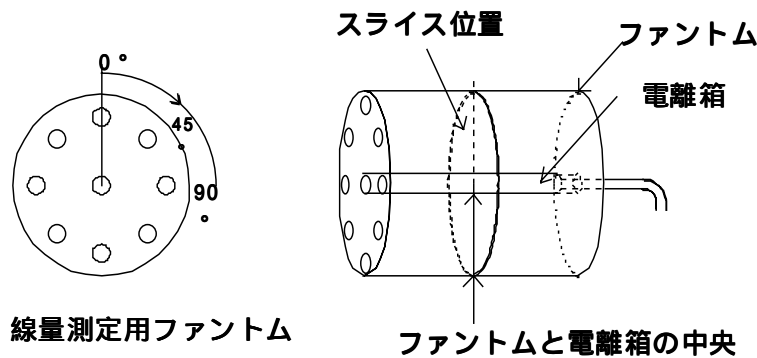
$CTDI_{100,p}$: 0° 、 90° 、 180° 、 270° の 4 カ所における 1cm 深部の測定値の平均

C : シングルスキャン当たりの mAs の値

またはヘリカルの場合は回転当たりの mAs 値

線量測定器及び測定用ファントムは以下のものが市販されている。

ペンシル型 chamber⁷⁾：実効長 100 ± 5mm、10mm 以下（CT 線質で校正）
 線量測定用標準ファントム：材質 PMMA 長さは 140mm 以上
 頭部用 160mm、体幹部用 320mm



標準ファントムは中心部、及び周辺の 1cm 深部に円周方向に 45° 毎 8 点に電離箱挿入用の穴が設けられている。体幹部用ファントムは FDA・IEC の規格では 320mm としているが、IAEA の BSS⁸⁾では 300mm を採用している。一施設のみの経時変化などを見る場合には支障はないが、他施設との比較を行う際には使用しているファントムの規格に注意を要する。

測定は臨床に使用されるすべての管電圧、濾過及び公称スライス厚の最大、最小、中央値について行う。

1.3 検査当たりの線量と長さの積 (DLP)

1 回の検査全体の線量評価のために Dose-length product for a complete examination (DLP)が定義されている。一検査の DLP のモニタリングはスライス数やヘリカルスキャンに於けるスキャン時間によって、照射体積も考慮に入れる。

$$DLP_{Axial} = {}_nCTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C \quad (\text{mGy cm}) \quad (4)$$

$$DLP_{Helical} = {}_nCTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t \quad (\text{mGy cm}) \quad (5)$$

N：スライス数

T：公称スライス幅(cm)

C：撮影照射 mA・s

A：管電流(mA)

t：その検査の全取得時間

DLP の値は臨床において、標準的な体格の成人受診者に使用される照射条件におけるファントム測定に符号する。そのため検査条件や部位別に係数を作成することによって実効線量のおおまかな評価にも利用できる⁸⁻¹¹⁾。

1.4 多重スキャン平均線量(multiple scan average dose : MSAD)

スライス厚 T、スライス間隔 I によるの N 回スライスを中心をまたがる平均線量。

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-1/2}^{1/2} D_{N,I}(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad (6)$$

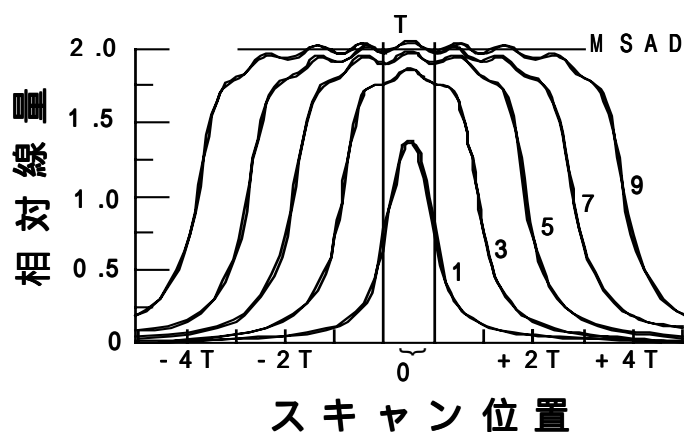
$D_{N,I}(z)$ は回転軸方向に平行なラインに沿った多重スキャンの線量プロフィール

N : スライス数

I : スライス間隔

シリーズの最初と最後のスライスによる線量が中央のスキャンスライス幅に有意に寄与しない程十分なスライス数の場合は

$$MSAD = T/I \cdot CTDI \quad (\text{mGy}) \quad (7)$$



1.5 装置周辺における線量(Stay radiation)

集団検診では考えにくいケースだが、造影剤注入などのために医師または技師が CT 検査室内に立ち入り、装置近くに滞在することがある。その為、装置周辺の線量分布をとっておくことが望ましい。

散乱体として、腹部用線量測定ファントムまたは成人体幹部程度の大きさの組織等

価物質を設置した状態で、散乱線を含んで測定する。X線管球回転中心の高さの水平面で、通常装置の最大の管電圧について測定する。測定器は電離箱が望ましいが、線量は比較的少ないので感度が問題になる。体積が大きな電離箱などを保有していない場合、TLD、フィルム、ガラス線量計などの使用も考えられる。

2. QA/QCにおける被ばく線量評価

X線CT装置を設置している医療機関が行うべき線量評価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。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。

2.1 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。
- ・ 出回っているもの及び新しい型の全てのスキャナーと、全ての一般的な方法、例えばヘリカルに適用可能であること。

2.2 考えられるCTの線量の表示

- ・ ファントムを使用した表面線量：目的の検査の被ばく全てを代表していない。
- ・ 実効線量¹²⁾：表面線量と同様。また、直接測定できない。
- ・ CTDI：最も一般的で有用。スキャナーの回転中心軸上でFree-in-airで測定されるCTDI_{air}は数学モデルにより作られた変換係数を使った臓器線量・実効線量の推定の基礎ともなる。しかし、ある検査に於ける受診者被ばくの簡単な指標に過ぎない。
- ・ CTDI_w：照射されたスライス内の吸収線量の放射状分布に係るスキャナーデザインの影響を勘定に入れている。この測定はUSAのFDAの要請下、明細なプロトコールに従って各メーカーが通常行っている(CTDI_{FDA})。
- ・ MSAD：CTDIに密接に関係している多重スキャン平均線量。スライス厚T、スライス間隔IによるのN回スライスの中心をまたがる平均線量。MSADは1996

年の BSS の CT に関し勧告されたガイダンスレベルにも使われている。しかし、それは一検査の身体の大きさを十分に反映していない。

この様に CT の線量評価の方法は種々あるが、それぞれ一長一短がある。簡便で再現性・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れば比較などに使えるため都合がよい。よって、一般的には CTDI が推奨される。しかし、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するので、CT を設置しているすべての施設が保有するとは限らない。今後導入する装置であれば、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、記録しておくことを考えれば、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。

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頻繁に行う必要はない。よって、線量測定用ファントムとペンシル型電離箱測定器、また、装置周辺線量測定用の高感度の測定器などを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であろう。

2.3 検診用 CT の線量の例

章で、推奨された撮影条件は、1s / 1 回転の場合、管電圧 120kV、管電流 20 ~ 30mA、スライス厚 10mm、テーブル移動速度 20mm/s である。検診に用いられている主な装置の CTDI を imPACT¹²⁾の表で調べ 2)式により 100mAs 当たりとして CTDI_w を算出した結果

表 2 CTDI_w の例¹²⁾ (120kV、100mAs) を表 2 に示す。

GE Prospeed	9.77mGy
Toshiba Xvision / EX	6.55
Siemens Somatom AR-C, AR.SP, AR-T	8.88*
CT-W-950SR	6.82**

*は 110kV の値。**は日立メディコによる測定値。

CTDI_w の違いにも現れているように、管電圧、mAs などが同一でも機種により被検者に対する線量は異なる。測定の一例として岡本等¹³⁾の CT-W-950SR によりランドファントムを用いて測定した臓器組織線量とその結果から計算した実効線量を表 3 に示す。ちなみに、一般的な検査におけるシングルスキャン CT による胸部検査における実効線量はランドファントムでの同様の測定で、機種により mAs にも違いはあるが 5mSv

～10mSv 程度である¹⁴⁾。mAs のみで比較するのは多少乱暴であるが、25mAs 当りに換算してみるとほぼ 1mSv 以下の実効線量で検査が行われると考えられる。さらに、章で推奨されたピッチ（テーブル移動速度）を用いればより線量低減が期待できる。

3. リファレンス線量（Reference dose values for CT）

医療被ばくは、被ばくする本人が直接便益を受ける、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¹⁴⁾。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。このようなレベルは国内の医療施設における線量分布を基に、画質と医療効果に関連して助言的、

表 3 臓器組織線量評価例¹³⁾

管電圧	120kV		スキャン範囲	26cm	30cm	
管電流	25mA		臓器組織 (mGy)			
時間	2s/rotation		生殖腺 Male	0.01	0.015	
X線ビーム幅	10mm		Female	0.003	0.005	
テーブル移動速度	20mm/2s/rotation		赤色骨髄	2.18	2.51	
スキャン範囲	26cm	30cm	肺	3.02	3.09	
実効線量 (mSv)			乳房	2.36	2.41	
	Male	1.15	1.40	甲状腺	2.21	2.41
	Female	1.15	1.39	表面線量 (mGy)	2.82	2.84

弾力的に決定される。多くの場合、全国サーベイに於いて各医療機関から報告される代表的なサンプルの線量観測結果の第 3 四分位数が採用される。この方法は容認されない検査の可能性の検出という意味でも実践的である。リファレンス線量はそれぞれの手技に対し個々に議論されねばならない。診断におけるリファレンス線量の値は個々の受診者に適用されるべきではなく、受診者の代表的なグループに観測された平均線量に対して用いられるべきである。確定的影響予防の道具とされては成らない。リファレンス線量を越えた線量レベルは慎重に正当化されるか、低減されねばならない。また、この様に決定されたリファレンス値は、一定期間毎の再調査により、低減の方向へ更新され

るべきである。日本に於いてはこの様なサーベイに基づいたリファレンス線量はまだ示されていない。参考に CEC で示されている値及び IAEA によるガイダンスレベルを表 4 に示した。

表 4. CT 検査時のガイダンスレベルの例

検査 (ルーティン)	CEC Reference dose value ⁵⁾		IAEA ⁸⁾
	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy·cm)	ファントム中心の複数スキャンの平均 (mGy)
頭部	60	1050	50
胸部	30	650	-
腹部	35	800	25
骨盤	35	600	35

表 3 と比較してみるとここで示されている数値はかなり大きい。一般の CT 検査に対し推奨されている値で、検診用 CT には実用的ではない。検診用 CT に特有な reference 値の検討が早急に求められる。線量に影響する因子は管電圧(kV)、管電流(mA)、スキャン時間(s)、スライス厚、スライス数、スライス間隔などである。これらは使用者側で選択することが出来る。画質と線量はトレードオフの関係にあり、臨床の必要により慎重に設定されるべきである。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。使用者はこれらを熟知することによって、最適な検査条件、方法が実現でき、ひいては不必要な被ばくを低減することにつながる。

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ない。CT 検診では一般の医療施設で用いられる撮影条件に比べ少ない mAs を用いることにより、大幅な線量低減が計られている。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。

参考文献

- 1) 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
- 2) International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment - part 2: 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
- 3) Czajka J, Shaw AJ, Mott DJ. Measurement of computed tomography slice width.

Br J Radiol 67:200-202, 1994

- 4) 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
- 5) Quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2000.
- 6) A quality Control Program for Radio diagnostic equipment: Acceptance test: Report on Nordic Radiation Protection Co-operation No.7
- 7) Suzuki A, Suzuki MN: Use of a pencil shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. Med Phys. 5-6,536-539,1978
- 8) 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
- 9) W.Lweitz, B Axelsson and G. Szendrő: Computed Tomography Dose Assessment - A Practical Approach. Radiation Protection Dosimetry 57:377-380, 1995
- 10) G. Szendrő, B Axelsson and W.Lweitz: Computed Tomography Practice in Sweden. Quality control, Techniques and Patient Dose. Radiation Protection Dosimetry 57:469-473, 1995
- 11) Jones DG. and Shimplton PC. Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalized organ dose calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-R 250. London: National Radiological Protection Board (HMSO), 1991
- 12) imPACT : St. Jones Hospital, London. <http://www.impactscan.org>
- 13) 岡本英明、宮崎正義、米田晃敏、他 : CT 肺癌検診の被ばく線量、日本放射線技術学会雑誌 57: 939-946, 2001
- 14)西澤かな枝、丸山隆司、高山誠、他 : CT 検査による被検者の被ばく線量、日医放会雑誌 55:763-768, 1995
- 15) ICRP: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1991

画質と被ばくの管理

村松禎久、高山俊之

1．本項の意義

胸部 CT 検診の対象は、患者ではなく健常者であり、かつ CT 装置自体が高線量装置である。そのため、場合によっては単に医療被ばくの増加を助長することになりかねない。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。

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シングルスライスヘリカル CT 装置および現像処理機器において適用されるものである。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。

2．胸部 CT 検診ファントムの構成と構造

画質と被ばくを管理するにはファントムが必要である。ここでは、胸部 CT 検診ファントム（LSCT-001、京都科学社製 図 1）を用いた場合について記述する。

ファントムは、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。



図 1 胸部 CT 検診品質管理用ファントム
LSCT-001（京都科学社製）

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拳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。

2.2 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。

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（ビクトリーン社）、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、図2はキャピンテック社のPC-4Pである。



図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）

2.4 画像表示スケール部

図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。



図 3 リニアリティファントム

3 . 測定方法

胸部 CT 検診ファントムを使用し、画像表示スケール、模擬腫瘍描出能および線量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。このとき、最小スライス厚のシングルスキャンを用いて、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（以下、ON-slice）を確認する。

3 . 1 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（以下、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。標準的スキャン条件は、120kV、50mAs、10mm-slice、Helical Pitch2.0、180°補間法、再構成間隔 10mm のヘリカルスキャンである。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、表示条件を WW2000、WL-600（以下、標準表示条件）として現像処理を行い、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。

3 . 2 模擬腫瘍描出能の測定

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。

画像再構成は、ON Center ± 10mm の範囲について 1.0mm 間隔に作成する。再構成画像を標準表示条件で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。そして、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。

3 . 3 線量測定データの収集と吸収線量の算出

線量測定孔に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。つぎに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。

読み値を算出式(1)に代入し、ファントム中心における吸収線量を求める。

$$\text{Dose} = f \cdot C \cdot K \cdot X$$

(1)

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

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		

表 1 吸収線量変換係数 (f-factor)

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 1 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。測定時の室内気温 t と気圧 p の測定値を代入する。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。

4 . 測定・評価例

4 . 1 画像表示スケール

2 機種 of 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。

図 4 において、レーザプリンタの調整前は、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、レーザプリンタの濃度調整により、システム A の濃度スケールにほぼ一致している。

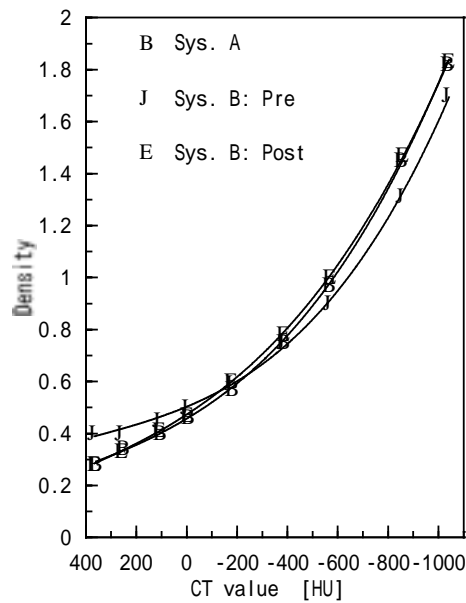


図 4 レーザプリンタ調整前後の濃度スケールの変化；システム A と B の比較

4.2 模擬腫瘍の描出能と線量測定

各スキャン条件における最小識別径と線量の結果を Table 2 に示す。スキャン条件は、120kV、10mm-slice、1s/回転、スキャン範囲 300mm を一定とし、Pitch 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 Pitch に反比例した。胸部ルーチン条件 150mAs-Pitch 1.5 では 12.3mGy、また胸部 CT 検診条件 30mAs-Pitch 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 6mm で、Pitch および mAs 変化に依存せず同等であった。図 5 は、左肺尖部 30mAs における Pitch 1.0 ~ 2.5 の画像例 (ON Center) 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 Pitch において、150mAs、30mAs とも検出径は低下する傾向を示した。図 6 は、右肺尖部 30mAs における Pitch 1.0 から 2.5 の画像例 (ON Center) 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 Pitch 2.0 の 30mAs と 150mAs の比較では、検出径 10mm で同等である。図 7 は、左肺尖部、気管分岐部および肺底部における Pitch 2.0 の 150mAs と 30mAs の画像例 (ON Center) である。また、図 8 は同様に右肺にお

ける画像例（ON Center）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の、検出径に明らかな差を認めない。

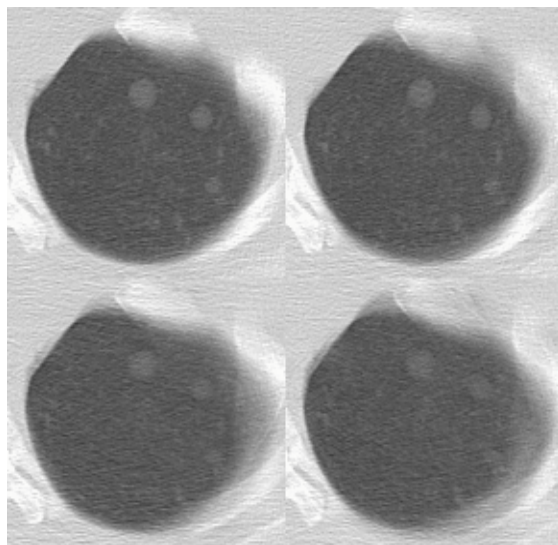


図 5 ヘリカルピッチ変化に対する模擬腫瘍の画像例（ON Center）

：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; Pitch 1.0、 右上; Pitch 1.5

左下; Pitch 2.0、 右下; Pitch 2.5

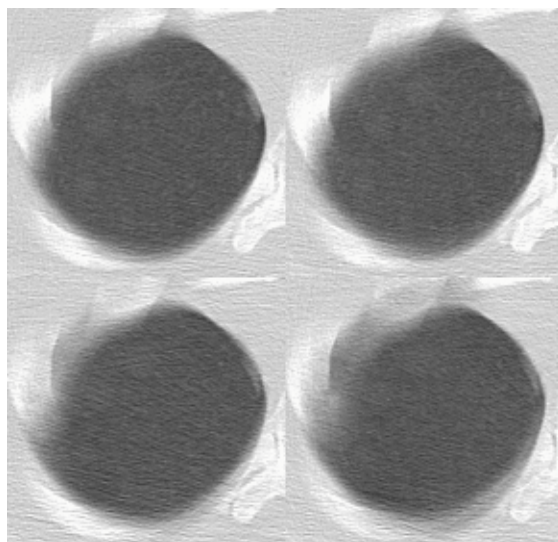


図 6 ヘリカルピッチ変化に対する模擬腫瘍の画像例（ON Center）

：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; Pitch 1.0、 右上; Pitch 1.5

左下; Pitch 2.0、右下; Pitch 2.5

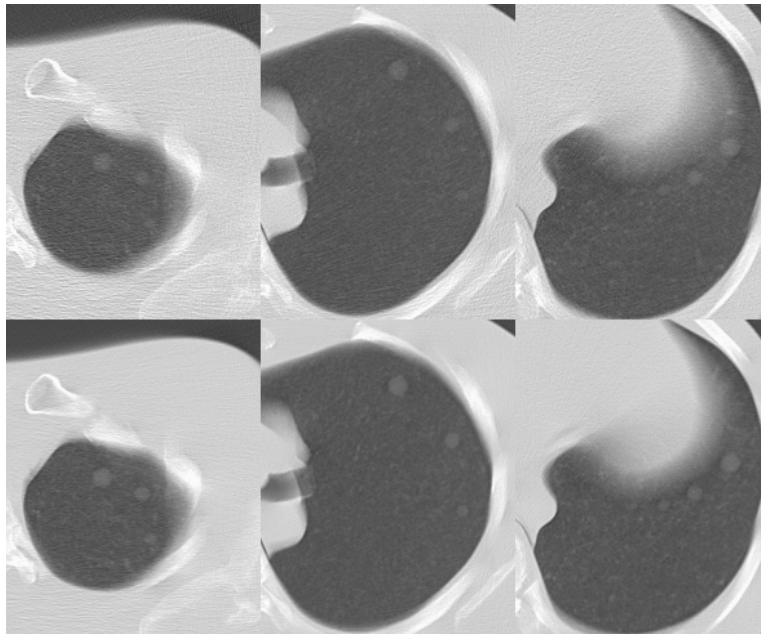
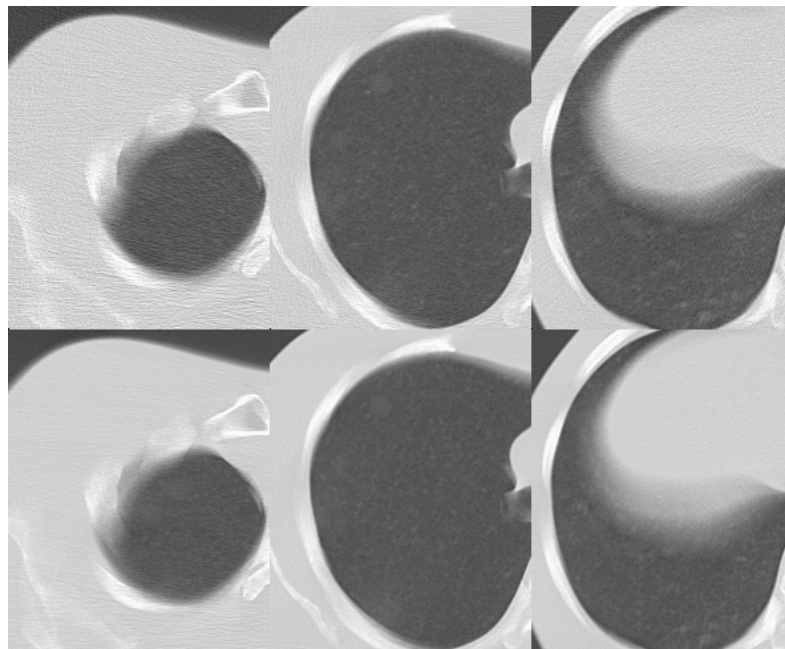


図 7 X線出力変化に対する模擬腫瘍の画像例

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、Pitch 2.0 一定

上段; 30mAs、
150mAs



下段;

図 8 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、 Pitch 2.0 一定
 上段; 30mAs、下段; 150mAs

表 2 各スキャン条件における最小識別径と線量
 120kV、10mm-slice、1s/rot. 一定

		mAs-value 150 / 30 [mAs]				
Mass Contrast	CT	Pitch	1	1.5	2	2.5
		Position	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

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、 レーザプリンタ、 被写体、 および撮影手技である。なお、撮影手技については別章に記述する。

5 . 1 スキャン方式

5 . 1 . 1 ヘリカルスキャンの画質特性

胸部 CT 検診では、ヘリカルスキャン方式で撮影される。ヘリカルスキャン方式とは、連続的に寝台を移動させながら、連続回転スキャンを行う撮影方式である。ヘリカルスキャンの Raw data の物理特性としては、始点と終点が一致しないこと、データが連続的であることが挙げられる。このため、任意のスキャン断面の再構成が可能である反面、そのスライス面における投影データは 1 つしか存在しないことから、補間再構成法により画像を構築する。したがって、従来スキャンのスライス感度プロファイル (SSP) はほぼ矩形形状を示すが、ヘリカルスキャンでは山形の形状となり、実効スライス厚は厚くなる。

図 9 は、模擬腫瘍描出に対するヘリカルピッチとスライス位置依存性について示したものである。ファントムは直径 5mm の球体で、背景との CT 値の差 CT=800 である。スキャン条件は、120kVp、30mA、10mm-slice、1s/rot.を一定とし、従来スキャンは 2mm 間隔で収集した。ヘリカルスキャンは、ヘリカルピッチを 0.5~2.0 まで 0.5 間隔に変化させた。ヘリカルピッチが大きくなるに従い、また球体の中心 (ON center) からスライス位置が偏位 (OFF center) するに従い、画像コントラストは低下する。

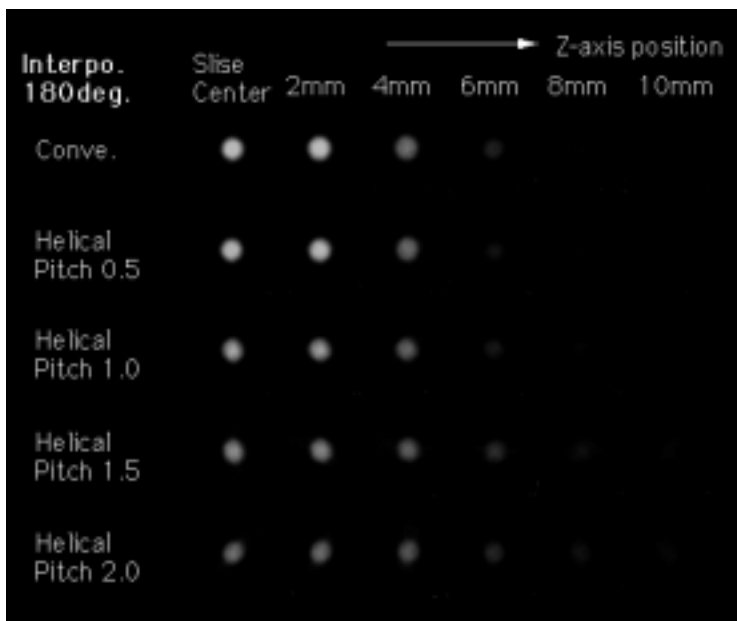


図 9 腫瘍描出能に対するヘリカルピッチとスライス位置依存性

ファントム ; 球体ファントム
CT 値差 CT=800、直径 5mm

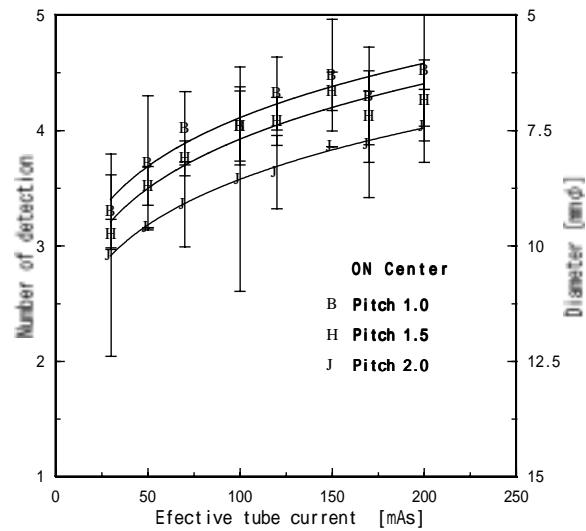


図 10 ヘリカルピッチ変化と検出能の関係ファントム
; 球体ファントム CT 値差 80、ヘリカルピッチ 2.0

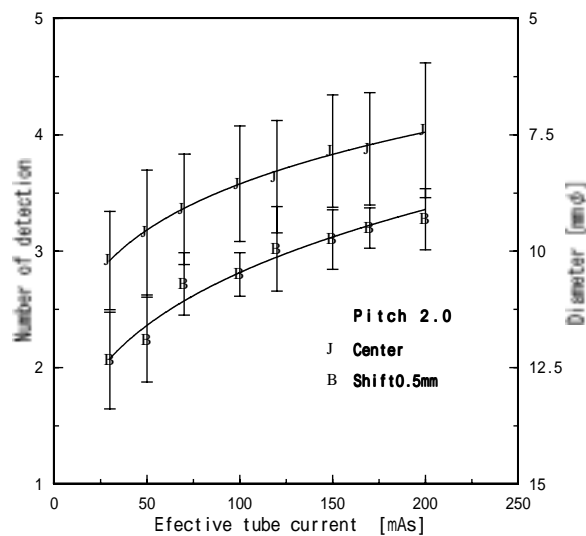


図 11 球体中心と 5mm 偏位したスライス位置における検出能
ファントム ; 球体ファントム CT 値差 CT=80
ヘリカルピッチ 2.0

図 10 は、CT 値差 CT=80 の球体ファントムを使用し、ヘリカルピッチと検出能の関係について視覚的評価を行ったものである。また図 11 は、同じ球体ファントムを使用し、ヘリカルピッチ 2.0 における ON center と 5mm 偏位した OFF center の検出能を比較したものである。スキャン条件は、120kVp、30mA、10mm-slice、1s/rot.を一定とし、ヘリカルピッチ 1.0、1.5、2.0 について収集した。収集した回数は 10 回、評価者は放射線技師 4 名である。

ヘリカルピッチの増加およびスライス位置により、球体の画像コントラストが低下し、結果的に検出能が低下することが示されている。また 5. 2. 2 で後述するように、X 線出力 (mAs 値) の増加とともに検出能も高くなるが、ある一定以上の出力では飽和傾向を示す。なお、使用した球体ファントムの CT 値差は CT=80 であり、すりガラス状陰影 (GGA) と同等のコントラストを持つ。しかし、背景物質は水等価に近い材質であり、各スキャン条件における最小識別径の結果がそのまま肺野内と等価とは限らない。

5 . 1 . 2 ヘリカルスキャンの線量特性

ヘリカルスキャンの線量因子としては、従来スキャンに対し、X 線のスイッチング回数、補間再構成、ヘリカルピッチの 3 つがある。ただし、ヘリカルスキャンのみを考えれば、ヘリカルピッチだけとなる。

ヘリカルピッチと線量は、反比例の関係にある。ヘリカルピッチの定義は、スライス厚に対する 1 回転当たりの移動距離、すなわち速度そのものであり、同じスキャン範囲を 2 倍の速度でスキャンすれば、線量が半分になることは容易に理解できる。また体軸方向の線量分布は、回転中心では一定の分布となるが、周囲では 1 回転当りのテーブル移動距離を周期とする分布になることが知られている。

5 . 2 スキャン条件

5 . 2 . 1 管電圧

現在の CT 装置では、120 kV 以外の管電圧も設定が可能である。図 12 は、管電圧に対する各物質の CT 値を測定したものである。ヨード造影剤以外は、エネルギー依存性は低く、画像コントラストに変化は少ない。図 13 は、管電圧と線量の関係を測定したものである。線量は、頭部用 16cm のアクリルファントムにおける 100mAs 当りの CT Dose Index (CTDI) である。管電圧に対する線量比は、130:120:100:80kV = 1.2:1.0:0.62:0.35 で、管電圧の設定により線量は大きく変化する。

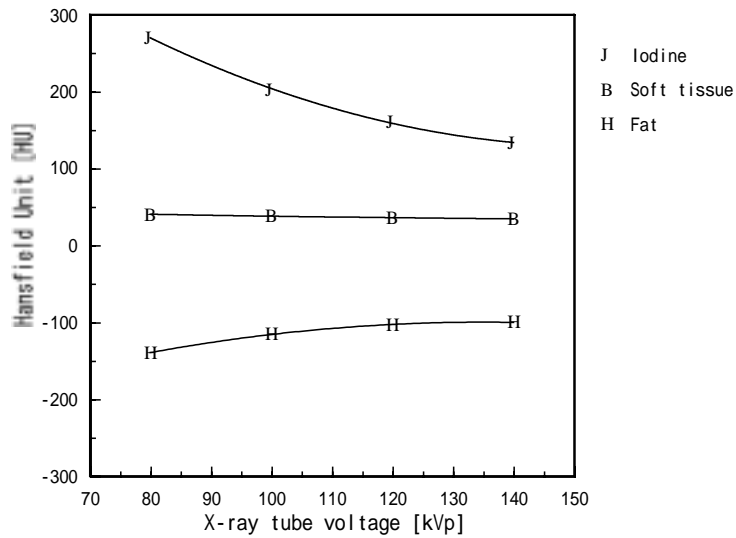


図 12：各物質における管電圧変化に対する CT 値

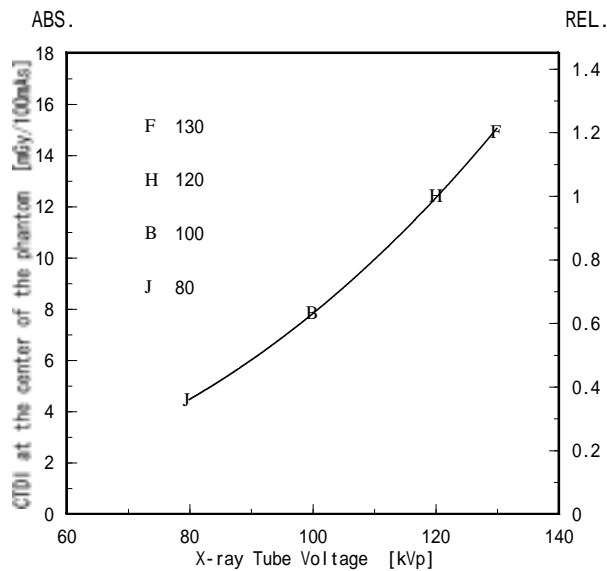


図 13 管電圧変化に対する CT Dose Index

ファントム：頭部用円柱アクリルファントム 16cm × 15cm

5.2.2 mAs 値 (管電流 × スキャン時間)

mAs 値とは、管電流と 1 回転当りのスキャン時間をかけたものである。図 14 は、mAs 値と画像ノイズの関係を測定したものである。直径 200mm の水ファントムを回転中心に設定し、120kV、10mm-slice、1s/rot.を一定とし、30～300mA まで段階的に変化させ収集した。再構成関数は腹部用を用いた。得られた画像に 100mm の円 ROI を設定し、標準偏差 (SD) を測定し画像ノイズとした。

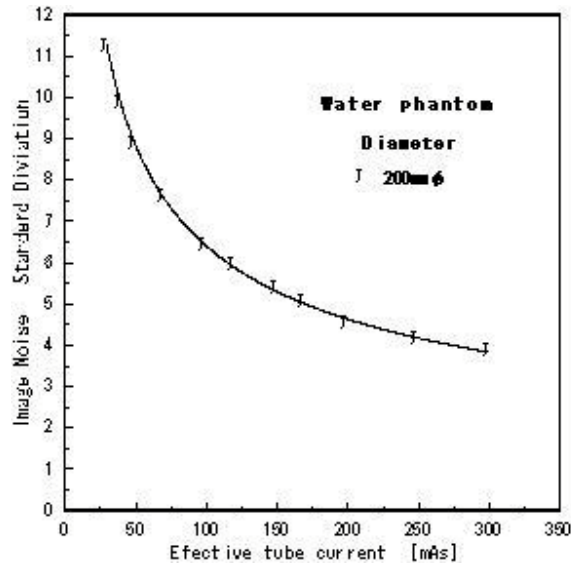


図 14 mAs 値と画像ノイズ (SD) の関係

ファントム ; 水円柱ファントム 直径 200mm 、 ROI サイズ ; 直径 100mm

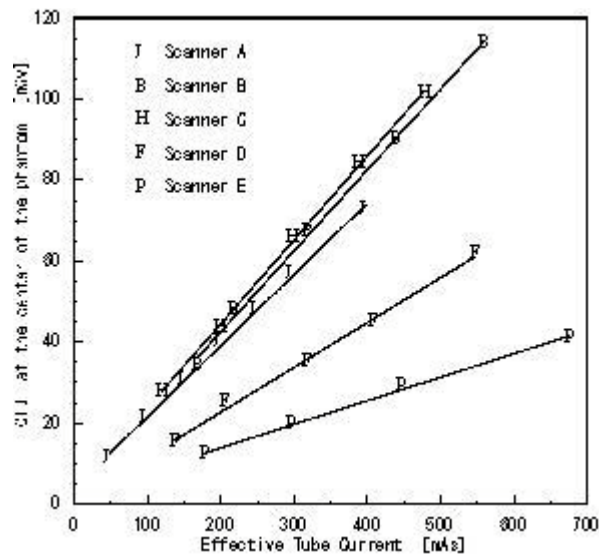


図 15 mAs と線量の関係

ファントム : 頭部用円柱アクリルファントム 16cm × 15cm

mAs 値と SD は累乗式の関係にあり、SD の平方根に比例する。この結果に図 10 と図 11 を合わせると、X 線出力の増加とともに画質は向上するが、ある一定以上の出力では画質は飽和することになる。

図 15 は、5 機種における mAs 値と CTDI の関係を示したものである。すべての機種とも mAs 値と CTDI は比例関係にある。注意すべき点は、機種により同じ mAs 値

でも CTDI が異なることであり、つまりスキャン表示条件が同じでも機種によっては 3 倍程度線量が異なることである。

5.3 ハードコピーの表示条件

標準的表示条件は、ウィンドウ幅 (WW) は 2000HU、ウィンドウレベル (WL) は 600HU である。ここで、WL は任意に設定された CT 値を表す。WW は WL を中心とした CT 値の範囲で、図 16 に示すように、画像上この範囲が 8bit の濃度階調として表示される。

胸部 CT 検診では、現在のところフィルムを表示媒体として、読影に用いられることがほとんどである。フィルミングの過程は、WW、WL を設定し、レーザープリンターおよび自動現像機を通して出力される。図 17 は WW を 2000 に固定し、WL を -400、-600 および -800 と変化させた画像例である。図 18 は WL を -600 に固定し、WW を 1000、1500 および 2000 と変化させた画像例である。WW、WL の設定によっては、病変の見え方の印象が大きく異なる。このため、表示条件は施設毎に常に一定の値でプリントされることが一般的である。

レーザープリンターおよび自動現像機の品質管理・調整には、一般的に SMPTE パターン (図 19) や 16 段階程度のグレースケールパターンが用いられている。例えば、以下の 4 装置の CT システムとレーザープリンターの組み合わせについて SMPTE パターンを用いて特性曲線を測定してみると (結果の図は省略)

システム A : X-Vigor (東芝) + DRYPRO 752 (コニカ)

システム B : Aquilion-Multi (東芝) + DRYPRO 752 (コニカ)

システム C : Aquilion-Multi (東芝) + DRYPRO 752 (コニカ)

システム D : X-Vigor (東芝) + DRYPRO 752 (コニカ)

CT システム間のビデオ信号に対する濃度曲線の形状は異なることが分かる。

したがって、同一の CT システム間でも、レーザ光や現像処理能の経時・経年的な変化および機器調整不足により、濃度曲線の階調が異なり病変の見え方に影響する。さらに施設によってウィンド条件が異なることから、仮に同じ被検者を撮影しても、最終画像となるフィルム上では無数の濃度曲線が出来上がることになる。

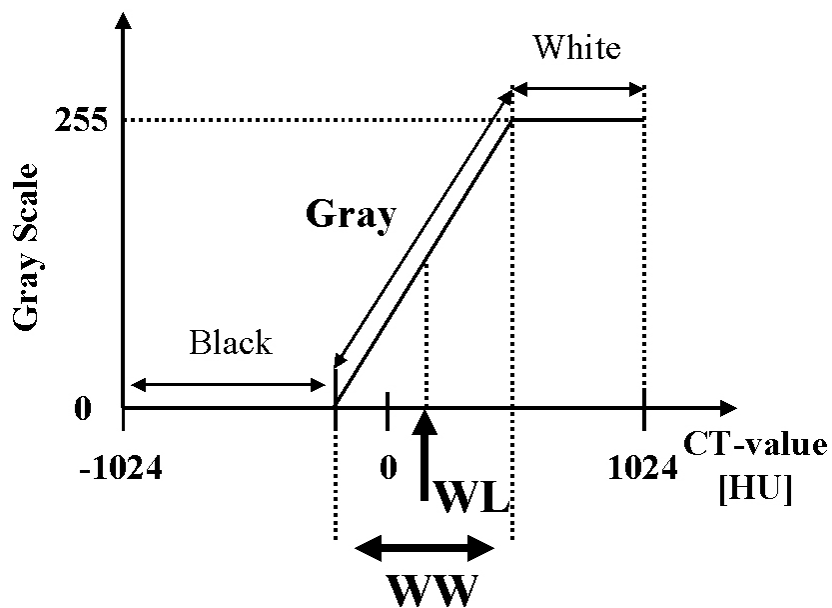


図 16 CTにおけるウィンド幅 (WW) とウィンドレベル (WL) の定義

5.4 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。図 20 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、

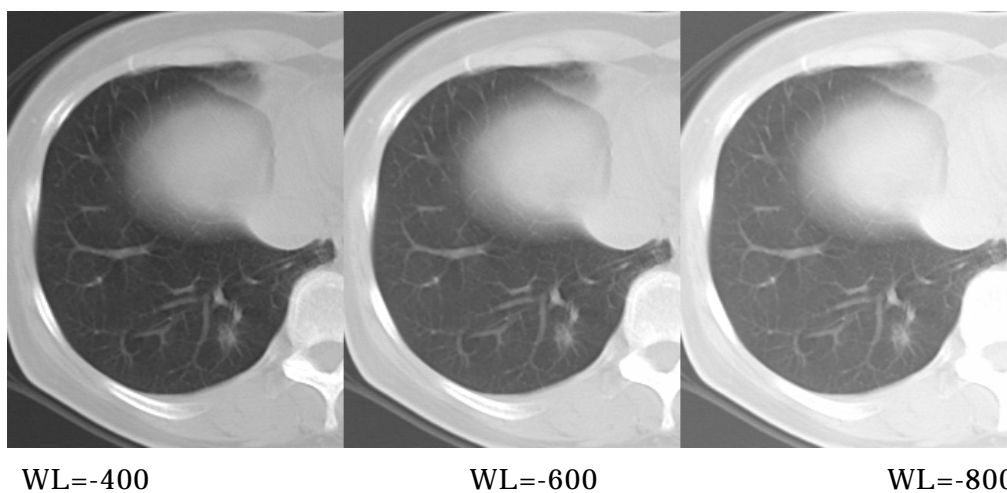
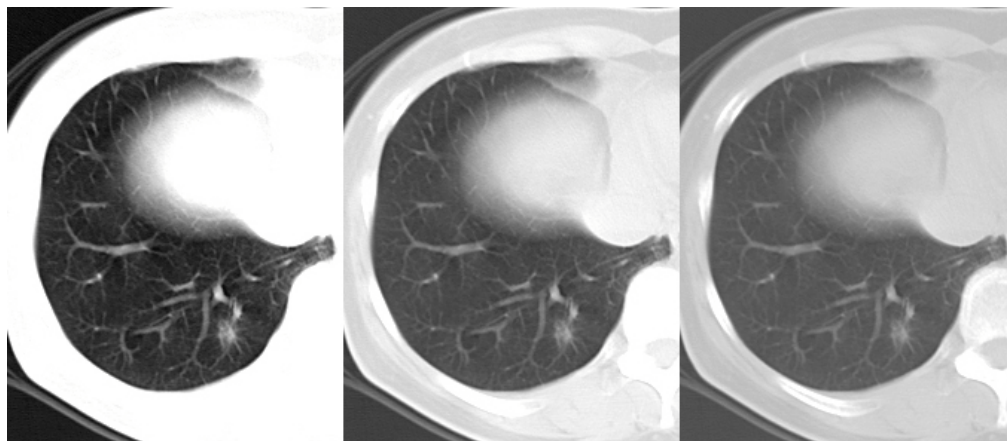


図 17 ウィンドウレベル変更における画像の変化 (WW=2000 一定)



WW=1000

WW=1500

WW=2000

図 18 ウィンドウ幅変更における画像の変化 (WL=-600 一定)

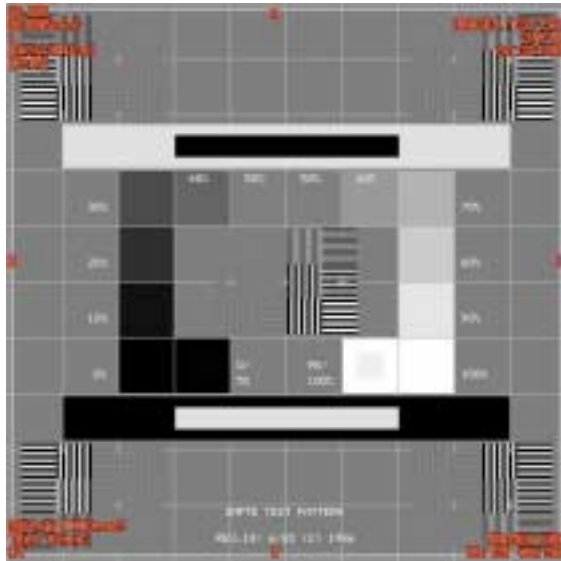


図 19 SPPTTE パターン ; CRT モニターの調整用として開発されたもの

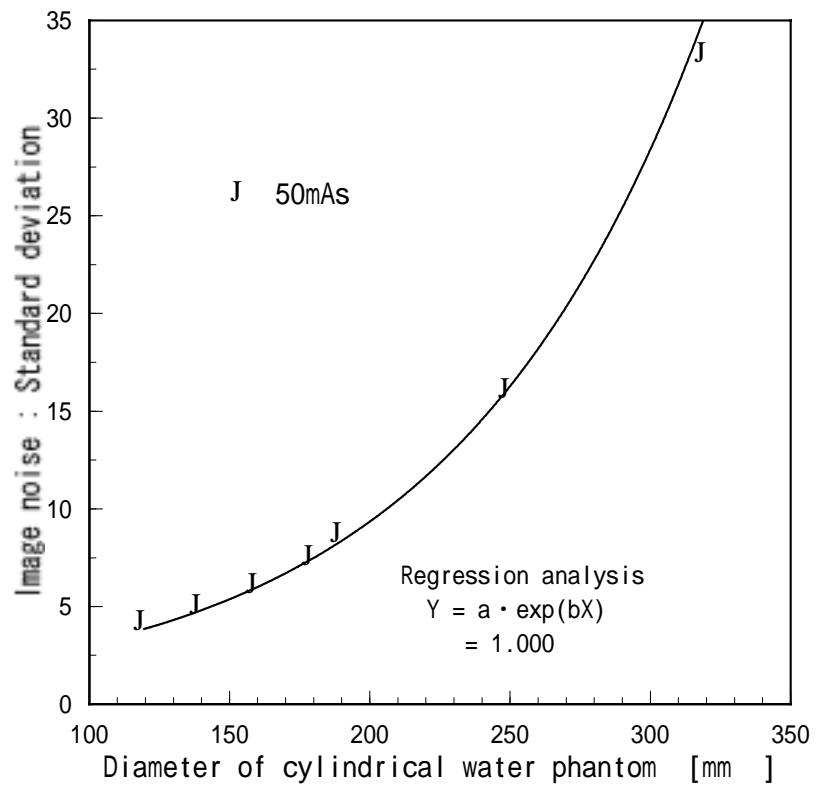


図 20 円柱水ファントム径と画像ノイズとの関係

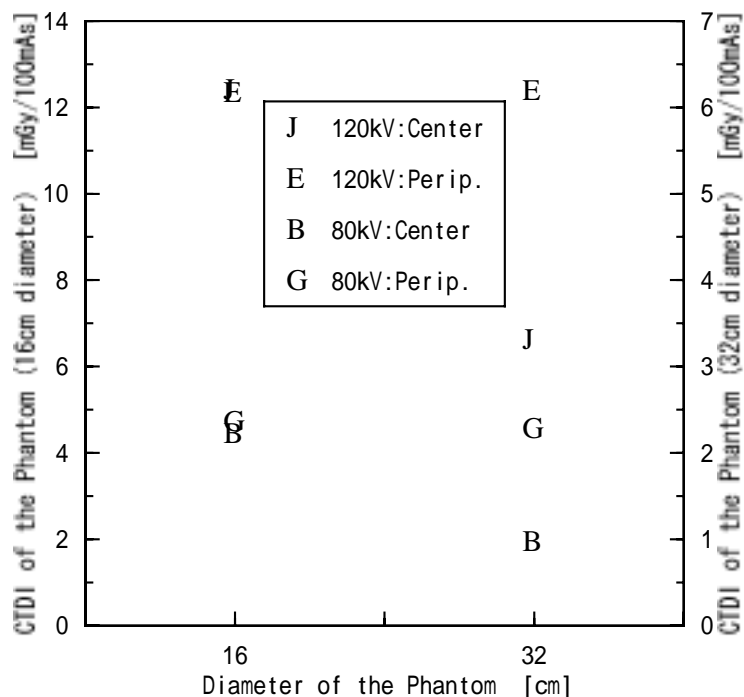


図 21 円柱アクリルファントム径と CTDI との関係

50mA、10mm-slice、1s/rot.一定でスキャンをした。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。

図 21 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。

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、レーザプリンタ、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。

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、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。

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。

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。

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 CT の標準条件は、シングルスライス CT において、120kV、50mAs、10mm-slice、ヘリカルピッチ 2.0 と規定されている。前述したように、高いヘリカルピッチの画像特性として、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、GGA を呈する腫瘍が対象となる。

ここで、20mm 以下の小型腺がんでは、野口分類の A、B、C-type の多くが GGA 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。

撮影機器

松本政雄、岡本英明

はじめに

胸部 CT 検診における肺がん検診は無症状者を対象とするため、施設間の品質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。そのため胸部 CT 検診では、以下に述べる低線量で高空間分解能・高コントラストな品質の高い画像を得るために必要な性能を備えたシングルスライスヘリカル CT などの撮影機器（以下「機器」という。）を使用することが求められる。同時に、撮影条件[スキャン時間 1 秒/1 回転の場合：管電圧 120kV、スライス厚 10mm、ヘリカルピッチ 2(テーブル移動速度 20mm/秒)、スキャン時間 0.7-0.8 秒/1 回転の場合：管電圧 120kV、スライス厚 10mm、ヘリカルピッチ 1.5]、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、再構成間隔 10mm(CRT 読影では 5mm 間隔でオーバーラップ再構成)、再構成アルゴリズム：肺野条件]、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し、総合的な品質保証プログラムを作成し計画的に事業を進めることが必要である。

1. 機器の構成

胸部 CT 検診に使用する機器は、以下のとおりである。

1.1 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

i) 応用

シングルスライスヘリカル CT

マルチスライスヘリカル CT

1.2 画像記録装置(レーザーイメージャ)

1.3 画像観察器

j) シャウカステン

k) CRT

l) LCD

1.4 CT 検診車

2. 性能

2.1 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。図 1 に X 線 CT のシステム構成例を示す。

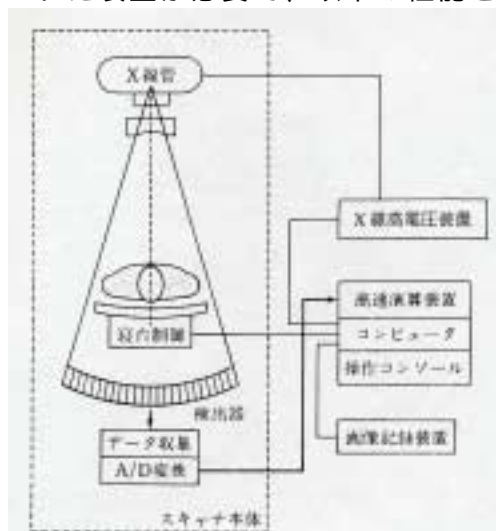


図1 X線CTのシステム構成例

a) 電源設備

安定した X 線出力を得るためには、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：20～30mA、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り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 線管ともに、スキャン時間(1 秒/回転以下)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、ヘリカルスキャンの応用がルーチン化することにつれ、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、スキャン時のスライス厚(10mm)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、受診者に向けて 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、受診者を通過した 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(標準：1.5～2)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、スリッピング機構、ガントリ傾斜機構、スキャン・ガントリ制御部などから構成される。

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、受診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。

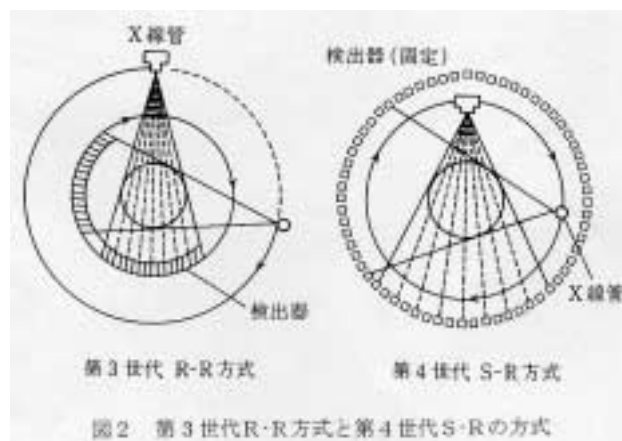


図 2 に示すように、いくつかのスキャン方式が存在するが、現在は、第 3 世代 Rotate/Rotate(R-R)方式が主流である。

R-R 方式は、撮影領域を包含する 30～60° 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、多数のチャンネルを持った検出器が回転中心に向けて全周に固定配置され、受診者と検出器の間に X 線管が配置される。スキャン中は X 線管のみが受診者のまわりを回転し、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 列または 4 列の検出器を並べたマルチスライス CT が主流になりつつある。X 線管と検出器が一体となって受診者周囲を回転し、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、1mm 以下が可能である。

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。受診者を乗せ、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。受診者が安心して乗り降りできるよう、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。

受診者の安全と安定した画像を得ることを目的として、テーブルには受診者固定用の用具が装着されていること。頭部検査用にヘッドホルダー、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 モニタ、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、受診者情報の入力、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（180度補間法、再構成間隔 10mm(CRT 読影では 5mm 間隔でオーバーラップ再構成)、再構成アルゴリズム：肺野条件）、画像表示(ウィンドウ幅 1200～2000、ウィンドウレベル-500～-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を行うため、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。

h) 別置きユニット

システムによってユニットの構成、ユニット数は様々である。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。

i) 応用

シングルスライスヘリカル CT

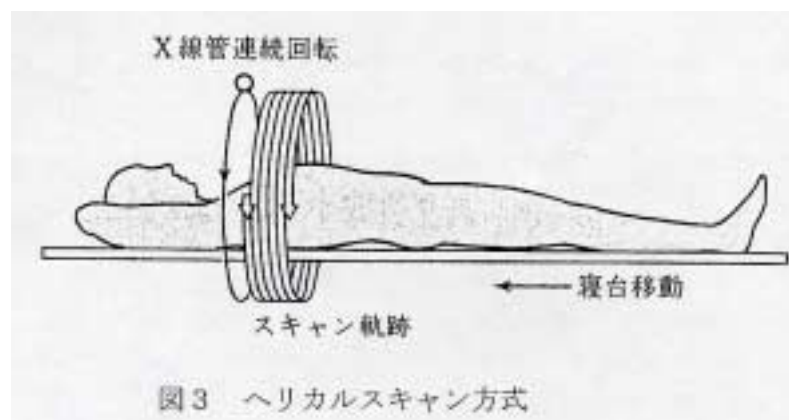


図3のシングルスライスヘリカルCTはスリップリングによる連続回転を応用し、テーブルを移動させながら、らせん状に投影データを収集するスキャン方式のCTである。

1) シングルスライスヘリカルCTの特長および利点

従来のCTでは時計方向、反時計方向とスキャンを繰り返し行うため、回転系の制動、加速およびテーブルを次のスライス面に移動させるためのインタースキャンディレイ(ISD)が必須であった。シングルスライスヘリカルCTでは連続回転中にテーブルを移動させるため、ISDを0とすることが可能であり、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回の息止めで目的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

シングルスライスヘリカルCTでは、X線管が受診者のまわりを1回転する間テーブルが連続的に移動し続けているので、受診者が静止していると考えればX線管がらせん状に移動しながらデータを収集していることになる。目的とするのはある1点を中心とする画像であるが、ここを中心に通るデータは1つしか存在せず他のデータはスライス方向に見て異なる位置を通過してきたデータとなっている。

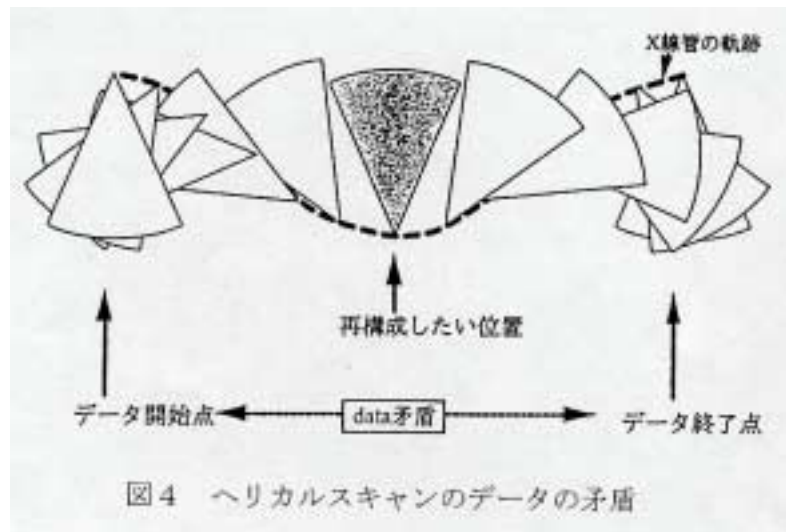


図4より明らかなようにデータ開始点とデータ終了点での位置の違いから矛盾を生じ、その結果、アーチファクトとなる。そこで、このアーチファクトを抑えるため、

- (ア) データに重みを掛けて開始点と終了点のつながりを良くする（重みづけによる方法）
- (イ) 再構成したい位置での任意の角度のデータを同じ path の異なる位置のデータにより補間して求める（データ補間による方法）

の2つの方法が考案され、現在実用化されている。後者はさらに2回転のデータより補間するか、1回転のデータで補間するかの2つの方法があるが、スライス厚劣化の防止とアーチファクト除去の観点から対向データを用いる1回転のデータ補間法(180度補間法)が一般的に多く用いられている。

マルチスライスヘリカルCT

従来のシングルスライスヘリカルCT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、その後、体軸方向に複数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のスライスデータを収集するマルチスライスヘリカルCT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。マルチスライスヘリカルCT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)が起こる。また、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。

2.2 画像記録装置(レーザーイメージャ)

レーザーイメージャは 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。

2.3 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/m^2 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 1000 本系(CRT-1K)と 2000 本系(CRT-2K)があり、CRT-1K で 1500×1200 画素表示の場合、 $120\text{-}150\text{cd}$ の輝度が得られ、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が搭載されつつある。

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、視野角が広いが、いずれも解像度が CRT よりも劣っている。

2.4 CT 検診車

a) 車載型 CT 装置の台数

現在運用されている(2002年6月末)車載型 CT 装置は合計 18 台である(日立メディコ製 6 台、東芝メディカル製 9 台、GE 製 3 台)。そのうちシングルスライスヘリカル CT は 17 台、マルチスライスヘリカル CT は 1 台である。シングルスライスヘリカル CT ではスキャン時間は 2 秒 / 回転から 0.7 秒 / 回転である。マルチスライス CT は Asteion (東芝メディカル製、4 列検出器) でスキャン時間は 0.75 秒である。

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。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。



図 5 トラックシャーシ型 CT 車の 1 例



図 6 トレーラ型 CT 車の 1 例

トラックシャーシ型の CT 車を図 5 に示す。車体寸法は車高 3.5m、車幅 2.5m、車長 11.3m、総重量は 16.5t である。搭載 CT 装置は CT-W950SR (日立メディコ製)、電源設備に 35kVA (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。

トレーラ型の CT 車を図 6 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。

c) 車内の配置

トラックシャーシ型の CT 車の内部配置を図 7 に示す。

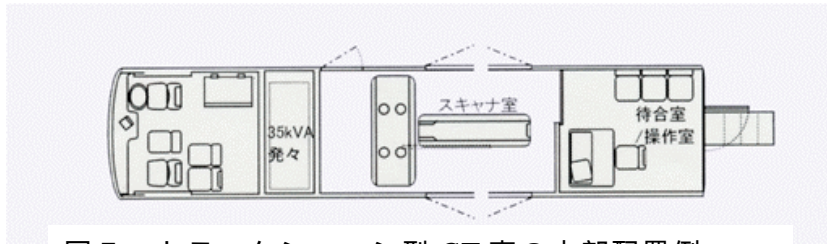


図7 トラックシャーシ型 CT車の内部配置例

CT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な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。

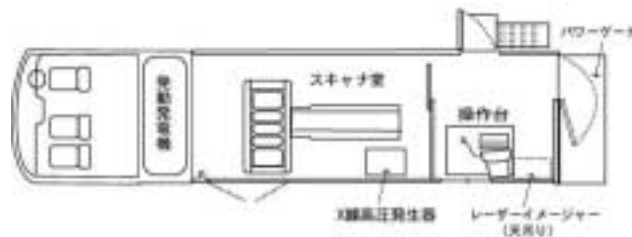


図8 トレーラ型 CT車の内部配置例

トレーラ型のCT車の内部配置を図8に示す。CT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ー、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。しかし現在は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、撮影条件は制限される。CT-W950SR（日立製）では120kV固定、140mA以下となる。またスキャナ室が狭い場合、ガントリのチルト角度は制限される。

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 1 G 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

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。

参考文献

- 1) 日本医学放射線学会乳房撮影ガイドライン委員会(編)：乳房撮影ガイドライン、日本アクセル・シュプリンガー出版(株)、1995.
- 2) (社)日本放射線技術学会放射線撮影分科会：乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版)、(社)日本放射線技術学会、1999.
- 3) (社)日本放射線機器工業会(編)：医用画像・放射線機器ハンドブック、電子計測出版社、1995.
- 4) (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、名古屋美術印刷(株)、2001.
- 5) 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)、(株)南江堂、2001.
- 6) 瓜谷富三、岡部哲夫(編)：放射線診断機器工学、医歯薬出版(株)、2001.

撮影法

津田雪裕、中村義正、岡本英

明

1 撮影情報の表示、撮影前の準備

1.1 撮影情報の表示

CT 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に大きく 2 つの方法が存在する事である。つまり、フィルムによる表示とディスプレイ上の表示である。現

在フィルムに表示する方法が主流ではあるが、胸部 CT 検診においては将来的にディスプレイ上表示が多くなる可能性がある。

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。つまり、ディスプレイ上の情報が本来の CT 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ない。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1コマ毎の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る。その無駄を省いたほうが読影時にも有効であるが、そのような動きは今のところ見られない。

もちろんディスプレイ上の表示には、限られた画面上で情報量を制限せざるを得ないなどの欠点がある。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述べる。

1) 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。

2) 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。

3) 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。

4) 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。

5) 撮影条件

管電圧、管電流、寝台移動量、ガントリ回転率、ピッチ、ディテクタ数、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。

6) 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。

7) 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。

8) Window Width (WW) /Window Level (WL)

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

10) 観察方向 (View from Feet/View from Head)

11) 有効視野 (FOV)

FOV の大きさ (mm, cm) や拡大率で表示

12) スケール (1cm 単位)

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。

1.2 撮影前の準備

CT 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。

1) 始業点検

システム起動後の点検項目

1. 架台寝台の安全機構 (フロント、リア側のマツスイッチおよびテープスイッチの動作)

2. 架台寝台の斜入動作

3. システム動作

4. 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

5. CT 検診車の場合、発動発電機の周波数、電圧

2) 操作の実行

1. ウォームアップの実行

2. エアーキャリブレーション

3. 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)

3) 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)

CT 検診車の場合、アース、ジャッキ、手すりの設置・確認

4) 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」である。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ン、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たい。

2 受診者への対応

2.1 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いても病気であるという自覚を持たない人である。そのため、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う。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ので、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る。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。

撮影時、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す。寝台が完全に止まったことを確認して、降りる時はさりげなく介助し、次の受診者とスムーズに入れ替えをする。

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ので避けることが望ましい。そのため、故障などで検診者を長時間待たせる場合には、寝台に寝かさず、座って待機してもらうなどの対策が必要である。

2.2 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。

2.3 専門知識

多くの検診現場では、「より早く」「より多く」の撮影を要求される。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すべきであろう。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。そして、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。

3 効率的な検診の進め方

3.1 更衣

基本的に着衣のまま撮影を行う。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、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ることが望ましく、スループットを考えると複数設置するとよい。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。しかし出勤検診においては、更衣室がない場合もあり、CT 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。

3.2 検診者の入室、入れ替え

受診者を寝台に寝かせ、撮影ポジションまで上げる。ただし、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、最初にある程度の位置決めを済ませるという方法もある。この時に重要なのは安全の確保である。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図1のような踏み台の設置が考えられる。

図1 踏み台の設置



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。ただしこの場合、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。

3.3 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、事前登録をしておく。検査当日は、登録済みリストから受診者を選択し登録を行う。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、検査時の登録時間短縮、スループット向上にもつながる。

4. 撮影法

4.1 ポジショニング

通常、背臥位拳上位でポジショニングを行う。拳上した腕は肘が開かないように説明をし、図2のごとく手首当たりでクロスさせると安定する。

図2 拳上位の肘の安定



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、図3のごとく器具を使った方法を選択したい。

図3 手首部分の高さ



検診現場においては高齢者が多いため、腕を拳上できない場合は、無理をせず、拳上できない片腕（または両腕）を下ろして撮影を行う。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、枕は低めにするのが望ましい。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、衛生面や臭い対策の面から見ても優れている(図.3)。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、軽く膝を曲げてよい。その際には、図4のごとくスポンジの三角台などを使用してもよい。

図4 固定具の使用



そして極度に脊椎前弯が強い検診者の場合は、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る。たとえば、「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」などである。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、小柄な受診者の場合、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。

胸部検診用CT撮影技術の中でもポジショニングは、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。

4.2 スキャン方法

被ばく線量低減と時間短縮のため、スキヤノグラム（位置決め画像）は撮影しないことを基本とする。ただし、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など必要な場合はできるだけ線量を抑えてスキヤノグラムを撮影すること。

撮影スタート位置は、胸骨柄上縁から約 1.5 横指上を標準とするが（図.5）、受診者の体型による増減は技師の判断で行う。図 5 に示すごとく目安として、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 横指以内とする。

図 5 撮影スタート位置の判断



撮影方向¹⁾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、長い息止めが無理な場合は、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く。

撮影範囲^{1) 2)}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。

管電流自動制御を利用してスキャンを行う場合は、位置決め画像から管電流を決定する CT 装置がある。この場合は位置決め画像が必要となってくる。また、スキャン中、リアルタイムでスキャン画像が確認できる CT 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 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、画像の再現性が強く求められる。毎回同一になるよう撮影し、ばらつきを最小限に抑えるためにも最大吸気が最良と考える。ただし、最大吸気によってかえって安定性が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 CT 装置が増えており、撮影者が第一次読影者といっても過言ではなくなりつつある。そのため、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る。もちろん検診である以上、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、CT 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。

CT 装置のディスプレイは、設置時に SMPTE パターンなどを用いて、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に確認する場合も、操作室に調光が出来る照明設備が必要となる。室内があまり明るいと画面が非常に見づらく、照明の映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、眼精疲労の原因ともなることは周知の事実である。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。あまり明るくても受診者は落ち着かないが、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。

また、CT 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。

また、見落とししやすいところでは室温調整がある。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。

文献

1) 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、日放技学誌 55(2),211-217、1999

2) 厚生統計協会 : 1999 年「国民衛生の動向」厚生指標 臨時増刊 45(9),472,1999

品質管理

花井耕造、岡本英明、津田雪裕、中村義正

1 . X線 CT装置の品質管理 - 1 (故障対策)

1 . 1 装置の故障と保全について

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 に装置が故障を起こさ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。

しかし、我々が日常使っている CT 装置は故障が不可避であり、故障が起きることを前提として使用していかざるをえない。CT 装置のように高価で代替機の確保が非常に難しい装置ほど、『保全性:予防保全と事後保全』が重要なキーワードとなる。

1.2 故障を未然に防ぐための予防保全

1.2.1 始業前に行う点検作業

日常点検の目的は、定められた環境のもと、装置を最良の状態で使用することにある。そこでまず、装置が最良の状態で使用可能であることを始業時に確認するための日常点検からはじめたい。日常点検で集められたデータは装置の特性を把握し、故障予防にもつなげることのできる重要なデータである。日常行われる装置点検は始業開始前の短い時間内に装置全体の動作確認を行うため、その内容は下記の 4 種に限定されている

) 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。

) X 線管のウォーミングアップ

X 線 CT 装置では 120 kVp 以上の連続負荷がかかる。このために業務開始前またはスキャン終了後 1～2 時間を超える休止時間がある場合には、再度、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 線管の陽極やメタル容器表面よりのガス放出により真空度の低下が起こり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って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。

) 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や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については、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。

- a) 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。
- b) ウエッジ、スリットなどの動作は正常か。
- c) 寝台のアップダウン、前後移動などの動作確認を行う。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をみる。

ともに異常音、異常振動がある場合には、スキャナカバーを開き、手動操作で架台の回転や機械駆動部のチェックを行う。

)水(標準)ファントムのテストスキャン

ウォーミングアップおよびガントリ系の点検終了後、装置に備え付けの水(標準)ファントムを用いてテスト・スキャンを行う。スキャンは常に一定の条件で行う。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、その値を記録する。スキャン画像上に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必要がある。図 1 に CT 装置に必要な日常点検項目を示す。

項目	目的	トラブル例	判定基準(目標値)	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	1) 異常画像の発生。 2) 耐圧不良に起因する over-mA の多発 3) X 線の発生異常	定められた低圧(80kVp)から高圧(140kVp)まで中断なくウォームアップが実施されること。	1) 再度、低圧よりのウォームアップの実施。 2) シーズニングの施行:
水ファントムのテストスキャン:	1. CT 値。SD の記録。	1) X 線出力および入射 X 線量の規定値異常の変動。 2) ウエッジ、コリメータなどの動作異常。 3) 管電流調整不良など	ノンヘリカルによる検診条件での管電圧、管電流のスキャン条件で行う。 例: 120kVp、50mA、10mm スライス厚、M 領域、関数:(肺野用または比較用の標準関数: FC70)、100ピクセル以上の ROI 面積: 規格 SD 各施設で装置設置時に定めた値	1. 再現性の確認を行う。水の CT 値は周囲温度の変化により変動する。規定値を超える場合は補正水データの再収集を行なう。
	2. 装置全体の機能判定	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		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、エアキャリブレーションの再収集を行う。
ファントムは水ファントムおよび CT 値の異なる複数のロットが挿入されたファントムを用いる。	(注意)水ファントムは吸収値が一定であるためアーチファクトの発生がある場合に判りにいため。			

	ガントリーおよび寝台の清掃作業。動作確認	1. 機械駆動部に混入した異物の除去。	造影剤、注射針などの混入による異常画像の発生、その他、機械駆動部への影響(異常音、異常振動)	造影剤の付着：特に寝台、ガントリーカバー部に造影剤の付着がないこと。 ガントリーカバーを開き、手動動作(マニュアル回転)にて機械駆動部の動作を確認する。	異物、混入物の除去および清掃など
	湿度、室温、防塵の確認	環境の維持	電子部品の誤動作	定められた基準値内にあること。エアコンフィルターの汚れは目視にて確認	エアフィルタの清掃、エアコンの動作確認
	自動現像機の管理	一定した画像の出力	濃度、コントラストの変動	センチメートル法を用いた試験を行う：カブリ、感度、コントラストが管理基準内にあること	清掃および薬液の交換を行う。

図1 CT装置に必要な日常点検項目

1.2.2 定期的に行う点検作業

定期点検には、目視、調整、確認、清掃、注油などを中心として装置全体をみる点検と、構成部品やユニットの故障率、コスト有効性、最適点検周期などをもとに行われる3ヶ月、6ヶ月点検などがある。ともに清掃や注油などを行いながら装置の状態を調べ、腐食、磨耗といった故障の徴候が現れていれば、その場で処置を行うか、または部品、機材などを次回点検時に準備し交換する。こうした予防保全によって「質」の高い保全が行いうるという点で、その意義は大きい。

1) スキャナ本体

スキャナカバーを開き、手動操作による駆動部の回転、移動を行いながら、1) 架台回転部および機械駆動部の動作、2) 各種ケーブルの固定、3) 各シャーシ、ユニットなどの締付部などの異常音、振動、スタ、緩み、損傷、ケーブルさばきなどを目視または手で触れながら点検し、清掃、動作確認を行う。特にウエッジ、スリットなどのフォト検出部、スリップリンク部ではゴミなどによる汚れの有無を確認しながら清掃、動作確認を行う。特に機械系部品は磨耗や変形が故障の主要因となるが、これらは定期点検時に部品の予防交換が可能であり、適切な点検は故障率の低下に寄与するものである。スキャナカバーを開いて行われる点検の1例を図2に示す。

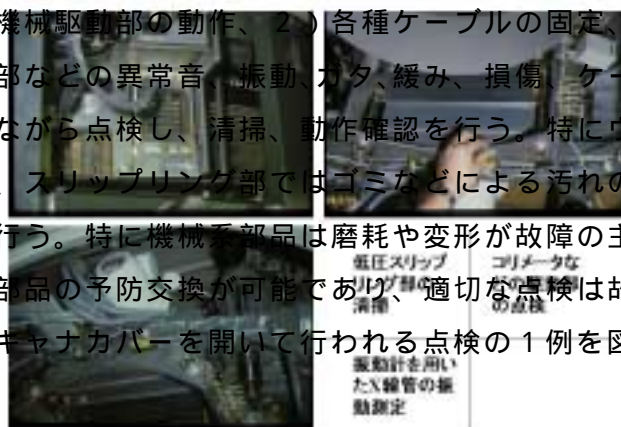


図2 スキャナカバー、保護カバーを開いて行われる点検

) X線発生、データ収集系

1) 安定したX線出力維持のため、管電流波形、出力値のチェック、2) DAS(データ収集分)の出力値のチェック(テストプログラムを用いながら投影データ各CHごとの出力値のモニターを行う)、さらに3) コントロールユニットなどのAC、DC各電源電圧をテスターなど用いて測定する。

) 画像再構成系

1) テストプログラムを用いて画像処理系全般の点検を行う。データ収集部、画像再構成系などの電子部品を中心としたエレクトロニクス系では、故障の発生は偶発的であることが多く、テストプログラムによって機能判定を行いながら装置の状態を監視する状態監視保全が中心となる。図3にユーザ側で必要な定期点検項目を

定期的な保守管理(3ヶ月または6ヶ月を超えない範囲で)

	項目	目的	トラブル例	判定基準(目標値)	処置例
①	シャウカステンの管理	安定したシャウカステンの照度管理	読影時のちらつき、疲れなど	シャウカステンの輝度が3500cd/m ² 以上が望ましい。輝度むらのないこと。室内の照度が規定値内であること。	定期的な清掃および輝度が規定値以下の場合は蛍光灯の交換を行う
②	位置決め投光ランプの精度確認	スライス位置の精度管理	体表面指標とスライス断面のズレ (特にファントムなどを用いた測定、実験を行う場合は事前に投光ランプの精度確認を行うこと)	規定値内であること スキャン位置と投光線がずれている場合には再度、合わせなおす。	確認方法。(内部投光器) (1)水ファントムを撮影領域の中心にセットする: ファントム設置にさいしてだれのないようにスキャン像で確認を行う。 (2)ファントムをスキャンし、グリッド(座標軸)表示等により水ファントム画像の位置(中心)を撮影領域(FOV)の中心に合わせる。 (3)水ファントムのスライス位置(Z軸方向)、及び左右の上下の中心位置を示す投光線上に細い金属線を貼り付ける(テープ等で)。 (4)ファントムをスキャンし、金属線の位置が正確にファントム画像のスライス中心、左右および上下の中心になるように調整および確認を行う。 (5)ファントムを投光器が示すスライス位置より十分に後退させた後、紙などに投光線を映しパターンがずれていないか確認 異常のある場合は直ちにサービス側に連絡

③	ガントリー、ローテーションベルトの張りの確認および寝台の清掃作業。動作確認。その他、機械駆動部の動作	1.張り調整 2. 機械駆動部への異物の混入の除去。磨耗粉の除去	⑨	フォトセンサの汚れの清掃	綿、ゴミ、油などが付着していないかどうか
	ファン音の調査、フィルタの清掃	清掃および正常に動作しているか	⑩	X線管、熱交換器、周辺の油漏れの確認	油漏れ有無の確認
	各種の固定ボルト、締め付け部の確認		⑪	X線高電圧装置内の電気部品チェック	変色、変形などの確認、ホコリなどたまっている場合は清掃する
	各ケーブルの断線、磨耗の確認		⑫	X線出力値の確認	X線出力値をチェック
④	インタロックの確認	インタロックが正常に動作するかの確認	⑬	カバー全、寝台、モニター、コンソールなどの全体の清掃	
⑥	エマージェンシボタンの確認	動作確認			
⑦	検出器の温度確認	温度が規定値にあるか			
⑧	ON-OFFタイマ(X線管、検出器系)の確認	タイマが正確な時間を示しているかを確認する。			

示す。

図 3 ユーザ側で必要な定期点検項目

1.3 故障が起きてから行う保守作業

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である。故障の質を適切に判断することで、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。

1.3.1 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、故障により装置の機能はダウンしても、正常に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。

1) 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。図に示すように、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。

）スキャノ画像を利用して行う方法。

スキャノ画像を用いて、故障箇所がCH系か投影角度かを大まかに判定することができる。

CT スキャンの位置決め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、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。

）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、1）被検者の動き（体動）によるもの、2）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。次いで重要なアーチファクトとしては、3）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、4）装置側の故障に起因するものがある。

故障に起因するアーチファクトを分類すると、以下の4つに分けられる。

ストリーク画像、 リング画像、 シャワー画像、 CT 値異常（図4参照）

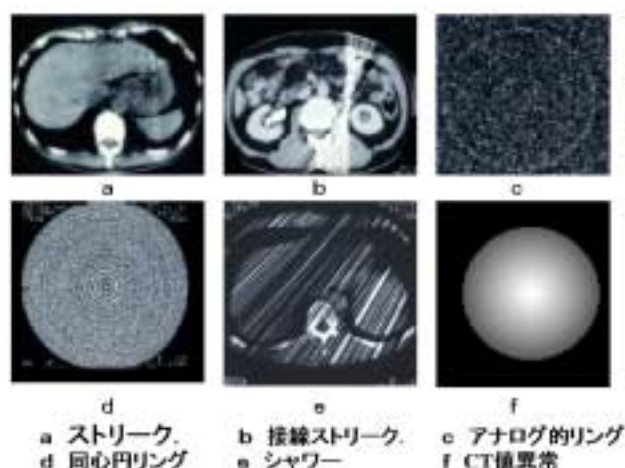


図4 CT装置に発生するアーチファクト

1.3.2 その他の管理

) 照射録

照射録は少なくとも紙面にて5年保存する。項目は診療放射線技師法に則った物とするが、項目は、受診者氏名、生年月日、性別、撮影日、個人ID、撮影No.、撮影場所、団体名、従事者（医師、放射線技師、介助者、運転手）、撮影条件（管電流・管電圧・ビーム幅・寝台移動速度・再構成厚・スライス枚数、フィルム枚数など）、受診番号、などを主とし、年度別など管理しやすい方法でファイルにし保存する。

) 画像データの保存

画像保存は短期保存、長期保存に分けられるが、胸部CTに関しては、画像データは比較読影のため長期保存しておく。長期保存の期間としては10年以上が望ましい。フィルム保存の場合、劣化の問題が付きまとい、デジタル情報の恒常性・再現性の利点が損なわれてしまう。

施設の場合は、連続保存（番号による管理）でもよいが、CT検診車などの場合は日付ごとの保存（日付による管理）または検診場所ごとの保存（場所による管理）の方が適している。撮影年月日毎に画像データは光磁気ディスク等に保存する。ディスクのラベルには撮影年月日、検診実施場所などを記入しておく。

上記保存方法としては、HD、MO、DVD、CDあるいはデジタルテープなどがある。ただし、デジタルテープの場合は、経年劣化の可能性があるので特に保存方法に注意が必要となる。周知の事実ではあるが、デジタル情報は改ざんの可能性と漏洩、さらにそ

の追跡の困難さに問題を抱えている。これらのリスク管理等も品質管理の一つとして、今後の重要な課題となる。

1.4 まとめ - CT装置の故障率ゼロをめざして -

ユーザ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。

【資料】 CT 検診車の保全

CT 検診車の電力は外部電源から供給される型式と搭載した発動発電機から供給される型式がある。特に発動発電機で電力を供給する場合は、CT 装置は正常であっても電力が供給できなければ使用できない。また検診場所までの移動中、車両事故や故障（パンク等）が発生した場合は、検診開始時間の遅延や中止を余儀なくされる。そのため、CT 検診車は X 線 CT 装置以外にも車体、発動発電機や外部電源用設備、空調機を含めた『信頼性と保全性』を考えなければならない。

i) 予防保全

据置型 CT 装置に比べて、車載 CT 装置は移動時の振動や排気ガスによる粉塵による影響が大きいと思われる。そのため、定期点検における基板の締め付け強化や清掃は重要である。特に振動に弱い周辺機器の調整やそれら機器の早めの交換も必要となる（1.3 故障を未然に防ぐための予防保全を参照）。発動発電機は、操作盤の電圧、周波数のメータの目視による確認および周波数調整を行う。また異常音の有無に注意する。空調機においても異常音の有無や冷却、暖房効率の低下などに注意する。

ii) 出動前の準備

移動時の振動による故障を未然に防ぐため各部の固定や安全確認が重要である。CT 検診車の移動前に以下に示した各部の動作確認、固定や収納の実施と確認を行う。

1. ガントリのチルトの固定
2. 引き出し式ステップ、ジャッキの収納
3. 発動発電機、ベンチレータの開閉、空調の動作

- 4．自動ドア（撮影室ドア）の開閉確認と固定
- 5．椅子、ビデオプリンタ、モニタの固定
- 6．車両（各収納扉の固定、天幕の収納、タイヤの状態など）

） 検診準備、始業点検

X線 CT 装置を起動する前に、引き出し式ステップ（昇降階段）、ジャッキアップ、ベンチレータ開口、手すりの設置、アースの設置、発動発電機の起動、空調の調整を行う。X線 CT 装置を起動後は、前項（1.3.1 ユーザ側で行う予防保全）に準ずる。しかし、検診場所到着時、検診受診者がすでに待機中のこともあり、始業点検はできる限り短時間で簡潔に行わなければならない。

） 定期的に行われる予防保全

CT 装置の定期点検は、前項に準ずる（1.3.2 定期的に行われる予防保全を参照）。発動発電機は年1回のメンテナンスを実施し、エンジンオイル、オイルフィルタ、フューエルフィルタ、エアークリーナエレメント、ロングライフクーラント、Vベルトなどの部品交換、操作盤の点検、負荷試験、動作テストを行う。空調機は年1回のメンテナンスを実施し、清掃や動作確認を行う。車両に関しては車検や定期点検を実施する。

2 X線 CT 装置の品質管理 - 2（装置の性能）

性能評価の目的は、CT 装置が持つ物理的な画像特性を正確に把握することで装置の持つ特性を十分に生かしながら各施設ごとに、また各検査目的に合ったスキャン技術を定めることにある

2.1 性能評価項目方法について

） 雑音（ノイズ）測定

a) 目的

装置に特徴的な雑音特性の評価を行う。

b) ファントム構造

内径、壁厚、底面の厚さは、従来の第2次勧告案に基づくファントムと同様とする。ただし測定部の体軸方向厚さは、ヘリカル CT のデータ収集範囲を十分に満足する長さを必要とする。

c) 測定法

基本的な測定系の組み方は、従来のノンヘリカル CT における第2次勧告案に準じる。

手順-1) 水ファントムの雑音測定部をガントリー内に位置付けした後、管電圧、管電流、スキャン時間、フィルター関数、X線ビーム幅、撮影領域(FOV)の6つの基本スキャン条件を定める。

手順-2) 上記の基本スキャン条件のもと、ルチーン検査で用いられるヘリカルCTの補間法を1つ選択した後、異なる寝台移動速度でヘリカルCTを行う。

手順-3) 上記で得られたスキャンデータのうち、測定対象とするピッチ⁵のデータを選び、装置において選択可能な全ての補間法別に再度、再構成を行わせる。

手順-4) 測定点および測定回数はノンヘリカルCTの勧告案に準じる。測定点はCT像の中央部および周辺部4か所とする。雑音量はシステムジオメトリ(X管回転、X線焦点)の変化を考慮し、測定ROIサイズは40×40ピクセル、測定位置は中央部と周辺部の5か所の加算平均とする。

d) 結果の評価

- 1) 水ファントムの雑音測定部において測定した水のCT値とSD値を記入する。
- 2) 雑音の大きさは、水の吸収係数に対するパーセントとして以下の式より求める。

$$\% \mu_{\text{ater}}^6 = \frac{AV(SD \text{ の平均値}) \times 100}{[CT_{\text{water}} - CT_{\text{air}}]}$$

- 1) 各補間法、およびピッチの違いによる雑音量の違いを評価する。

) スライス感度プロフィール(Section Sensitivity Profiles)の測定

a) 目的

装置に特徴的なスライス感度プロフィール⁷(以下 SSP と呼ぶ)の評価を行う。これにより下記の特性を知る。

補間再構成法の違いによる SSP の形状の変化

X線ビーム幅と寝台移動量の違いによる SSP の変化

SSP の形状と実効スライス厚の評価

b) ファントム構造

SSP 測定にはコイン法、ビーズ(微小球体)法、勾配プロファイル曲線などが用いられる。本項では、スライス厚: 1 mm以上の測定に関しては構造的に簡単で測定が容易であるビーズ法を推奨する。

⁵ X線ビーム幅(単位: mm)に対する寝台移動量(単位はmm/1回転)の比率をピッチと呼び区別する。

⁶ 雑音値の算出結果を他の装置と比較する場合にはS値を用いず、% waterを用いた表現を用いる。これは雑音測定における実効エネルギーの誤差を除くことを目的とする。

⁷ スライス感度プロフィールとは、1画像のスライス厚内(Z軸方向)での感度特性を表したものである。ノンヘリカルCTでは裾野の僅かに広がった矩形形状を示すが、ヘリカルCTでは矩形形状の崩

コイン法とビーズ法で用いられるファントム構造を図に示す。測定原理は、スライス厚内（またはデータ収集範囲内）を薄い金属箔または微小金属球体が移動した場合に、その CT 値が SSP の形状に比例して変化することを利用する。

d) 測定法

手順 1) SSP 測定用ファントムを挿入し、周囲を水で満たした円筒状外容器をガントリー中央にセットする。この時、支持台がある場合は支持台に、ない場合は寝台の上に固定する。

手順 2) アライメントの調整終了後、ビーズ（またはコイン）部の中心位置を示すテーブル位置を求め、その位置を基準位置（0 ポジション）とした後、外容器表面に目印を付ける。

手順 3) 基本スキャン条件となる 1 組の基本パラメータを決定する。

手順 4) 基本パラメータの他にヘリカル CT のスキャンパラメータとしての X 線ビーム幅、ピッチ、補間再構成法の 3 つのスキャン条件を選択する。

手順 5) 選択されたヘリカル CT のパラメータの内、X 線ビーム幅とピッチ、補間再構成法を変えながら順次スキャンを行い、各スキャンパラメータの違いによる SSP の形状を測定する。

手順 6) 得られた CT 画像に対し、ビーズ（またはコイン）部の CT 値の測定を行う。ROI サイズはコイン法ではコイン像中央部の約 100 画素前後（またはこれに相当する面積の円）の範囲とする。ビーズ法では、ROI サイズはビーズに僅かに接しない程度に小さく囲うように設定する。

c) 結果の評価。

1) X 線ビーム幅に対するピッチの違いによるビーズ（又はコイン）の CT 値の測定値を記録する。補間再構成法の違いによる測定結果も同様に記録する。

2) X 軸に寝台位置(mm)を、Y 軸にビーズ（コイン）部の CT 値をプロットすることで、SSP を得る。

3) 比較を容易にするために SSP のベースは高さをゼロとし、ピークの高さを 1 として基準化する。

4) ヘリカル CT ではスライスプロファイルのパターン（ベース：裾野の拡がり）を評価する方法として現在、下記の 3 通りが報告されている。（図 5 参照）

- 1) . 半値幅 (FWHM) による評価
- 2) . 1 / 10 値幅 (FWTM) による評価
- 3) . 9 / 10 面積幅 (FWTA) による評価

れた山形の形状を示す。

SSPの形状より求めた実効スライス厚をどのように定義するかは現在のところ定ま
っていないが、半値幅が多く用いられている。

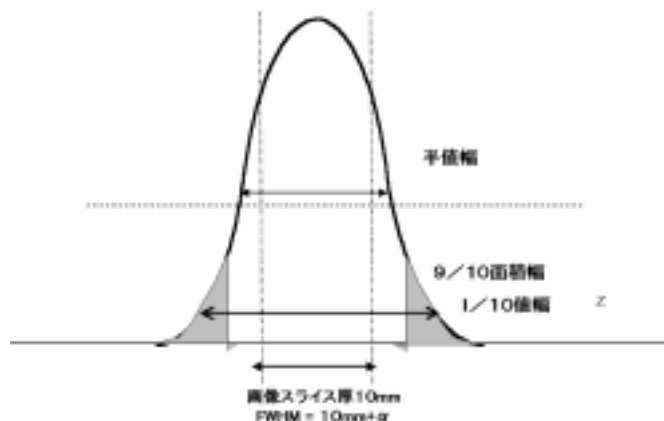


図5 SSPより求める半値幅

) 空間分解能の測定

a) 目的

空間分解能の評価は、X-Y面(スライス面)内と体軸(テーブル移動)方向に対する
評価の2つがある。その目的は、ヘリカルCTに特徴的な体軸方向に対する空間分解能
の評価を行うことである。これにより下記の特性を知る。

X線ビーム幅と寝台移動量の違いによる空間分解能の変化

補間再構成法および再構成間隔の違いによる空間分解能の変化

b) ファントム構造

体軸方向に対する空間分解能測定には、SSPを用いる方法が多く用いられる。この
方法はSSPをフーリエ変換することにより、正弦波応答関数を求めるものである。な
お、SSPを得るファントム構造はビーズファントムと同様とする。

c) 結果の評価

方法 - 1 . パソコン用アプリケーションソフト(エクセル)を利用する方法

ここでは数式を用いず、簡便で精度の高い結果が得られる方法について述べる。こ
の方法は表1-2に示すように、表計算ソフト『エクセル』を使って計算するものであ
る。

手順 - 1) SSPの測定値をエクセルのセルに入力する。

手順 - 2) 裾野のCT値を決定して全体からその値を引くと、裾野の値はゼロにな
る。

手順 3) 数値の個数は 2 のべき乗 (16 や 32 や 64 や 128) にする必要があるため、両側にだいたい均等にゼロを埋めていき、個数を合わせる。

手順 4) データを選択して、ツールの分析ツール (なければアドインする) のフーリエ解析を使ってフーリエ計算を行う。

手順 5) 計算された値は複素数となっているため、IMABS 関数を使って絶対値に変換する。

手順 - 6) 周波数ゼロの値で正規化するため、結果全体を頭の値で割る。

手順 7) 周波数のスケールは、SSP のデータ間隔を d 、データの個数を N とすると $1/(d \times N)$ が周波数のデータ間隔になる。 $1/(d \times N)$ を F とすると、初めの値は周波数ゼロだが、次は F 、その次は $2 \times F$ 、次は $3 \times F$ 、次は...となる。

手順 8) 結果のうち、有効なデータ個数は全データ数の半分である。後は同じデータが折り返す。

本方法は、市販の表計算ソフトを用いて簡単にできる。しかし、データ点数に限られるため MTF の結果の個数も限られ、グラフになめらかさが欠ける。このような場合は適切な補間プログラムを用いる。

) 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 (SMPTE⁸ パターン、グレイスケールパターン ; 図 6 参照) を保持して、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 装置に付属する CRT の LUT⁹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、レーザーイメージャや 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。

⁸ SMPTE パターン: 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、濃度差、解像度などを調整するもの。

⁹ 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 LUT (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。

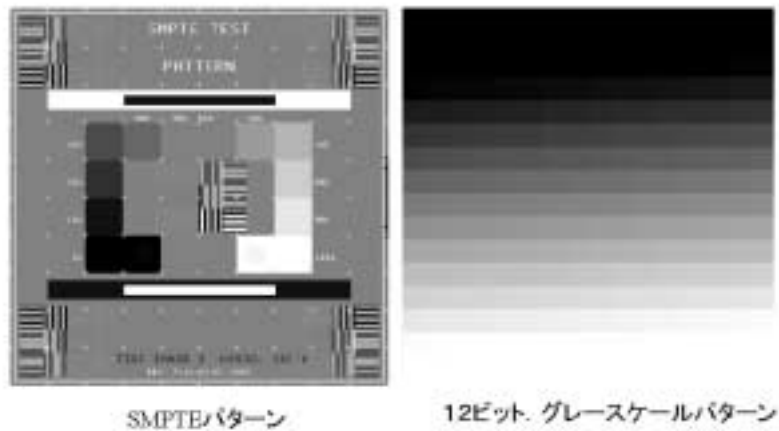


図6 SMPTEパターンとグレースケールパターン

2.2 まとめ - 装置の性能を最大限に引き出すために -

装置の性能評価は装置の性能を最大限に引き出すために行うものであり、CT装置が持つ物理的な画像特性を正確に把握したうえで、その性能を維持管理して行くことが重要となる。

参考文献

- 1) 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，38(8)，(1982)
- 2) 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，38(5)，(1982)
- 3) 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 ,38(5) , (1982)
- 4) シンポジウム：CT装置の保守管理について．日放技学誌，38(5)，(1982)
- 5) 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 ,40(2) ,(1984)
- 6) 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，Vol.16．No.3，1989.