

3. 低線量肺がんCT検診の普及に向けて

— 低線量スキャン技術の普及とそれに対する画像管理

村松 禎久 / 荒井 美紀 / 新井 知大 国立国際医療研究センター病院

2010年11月10日朝、購読しているWeb Magazine AuntMinnieからのメールに、「NLST results show drop in lung cancer deaths with CT screening : November 4, 2010 — Low-dose CT screening for lung cancer cuts lung cancer deaths by more than 20%, the U.S. National Cancer Institute (NCI) said today in its release of early results from the National Lung Screening Trial (NLST).」^{1), 2)}の文字が並んだ。NLSTの結果は思わしくないのではないかとこの事前情報が杞憂に終わり、すぐに肺がんCT検診の関係者にメール転送したことを記憶している。

NLSTは、肺がんCT検診における世界で初めての無作為比較試験の結果である。ただし、重要な前提条件として、試験の対象者はヘビーな喫煙者またはその経験者であること、実効線量の平均が男性で1.6mSv、女性で2.4mSvの“低線量スキャンプロトコル”^{3), 4)}で行われた結果であることが挙げられる。

一方、肺がんCT検診が先行して行われてきた日本では、より精度高く、より適切に実施していく人材を確保すべく、2009年4月に肺がんCT検診認定機構⁵⁾が立ち上げられた。そして、現在(2012年3月末)までに、1144名の認定医師と616名の認定技師が誕生し、次の段階として装置管理、線量管理、精度管理等に対する総合的な施設評価(施設認定)に向けて活動が進められている。

本稿では、低線量肺がんCT検診の普

及に向けて、低線量スキャンを可能とする要素技術と適用を概説するとともに、施設認定に向けた画像管理についても言及する。

低線量スキャンを可能にする要素技術

CT装置は長年にわたって技術開発が行われ、近年は低線量スキャンを可能にする要素技術が数多く開発されてきた。ここでは、その主な要素技術について概略を述べる。

1. 国際安全規格

CT装置は国際安全規格(IEC 60601-2-44)⁶⁾に従って、線量情報(CTDI, DLP, DE: dose efficiency)が開示、表示されるようになった。近々には、この線量情報を指標としたCT Dose Check機能が提案⁷⁾されている。この機能は、事前にユーザー側で設定された2つの線量指標(CTDIおよびDLP)値に対し、スキャン条件を元に、スキャン前にオペレータに認証請求が行われるものである。設定値は2種あり、1つはDose Notifications Valueで、診断参考レベル(DRL)を勘案し設定される通常使用時の線量値である。もう1つはDose Alerts Valueで、確定的影響等を基準に設定される警告を与えるレベルの線量値である。どちらも仮に設定値を超えている場合は、警告の表示およびユーザー認証の操作が必要となる。

2. CT-AEC (CT-automatic exposure control)⁸⁾

近年、CT-AECが開発・実用化され、ほとんどのCT装置に装備されるようになった。CT-AECの作動概念は、位置決め撮影画像(スカウトビュー、スキャングラフィ、トポグラム、サービュー)または直前(180°前)の投影データを基に、被写体のX線透過度を推定し、X線出力、主に管電流を自動的に変調する機構である。従来、診療放射線技師の経験や勘に頼っていたX線出力、主に管電流の選択は、CT装置側によりほとんど自動的に決定される。これにより、概念的には、スライス位置間の大小に依存する画質の差(スライス位置依存性)、被写体間の大小に依存する画質の差(被写体依存性)、およびスライス断面形状間に依存する画質の差(断面形状依存性)を低減または解消する機構として知られている。

3. オーバーレンジングに対するコリメータ技術

頭部や一部の特殊な検査を除き、現在はヘリカルスキャンによるデータ収集が主流である。ヘリカルスキャンでは、スキャン開始位置と終了位置を設定する。また、任意断面の画像再構成では、全角度の投影データの作成のために、体軸方向の補間が行われる。このため、開始および終了位置の再構成画像を得るには、その前後範囲の投影データが必要であり、それに合わせてX線を照射することになる。

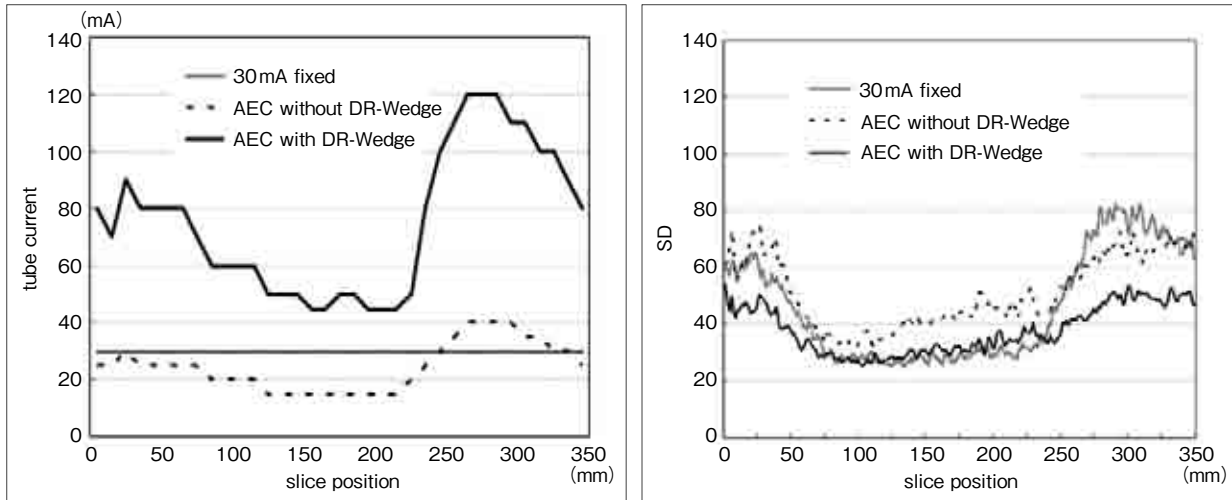


図1 CT-AEC使用の有無による管電流値(a)と画像ノイズ(b)の変化

スキャン条件：AEC未使用(30mA一定)，AEC使用およびDR-Wedge付加。なお，スライス位置0は肺尖側，350は肺底部である。

- a：LSCTファントム(京都科学社製)の各断面における管電流値の変化。
b：LSCTファントム(京都科学社製)の各断面における画像ノイズの変化。
(参考文献11)より引用転載)

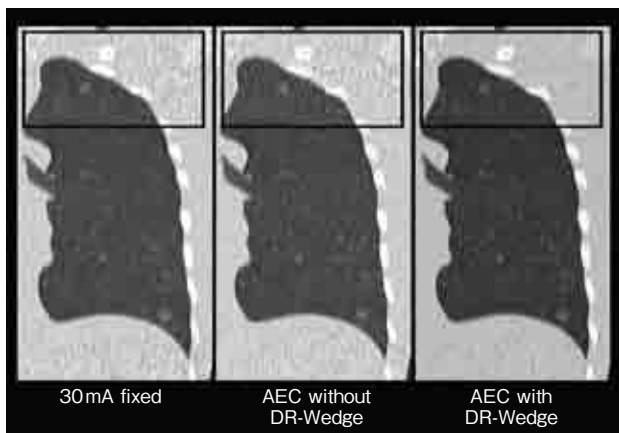


図2 図1の各スキャン条件におけるLSCTファントムの冠状断面のMPR像
(参考文献11)より引用転載)

これをオーバーレンジと呼んでいる。

理論的には，スキャン範囲が狭くビーム幅の設定が広い，またはピッチファクタが大きいほどオーバーレンジの影響が大きくなる。この問題を解決する機構として，スキャン開始前後にコリメータを体軸方向に自動的に閉鎖する技術が開発されている。同技術は，GE社では“Dynamic z-axis Tracking”，シーメンス社では“Adaptive Dose Shield”，フィリップス社では“Eclipse Collimator”，そして東芝社では“Active Collimator”と呼ばれ，オーバーレンジによる線量付加を最適化している。

4. 逐次近似(応用)再構成法⁹⁾

SPECTやPET画像では，現在，コンピュータの高度化により代数的手法である逐次近似再構成法が一般化した。一方，

CTは解析的手法であるフィルタ補正逆投影法(FBP)が主流である。しかし，最近では，CTにおいても新たな画質改善を見据えた逐次近似，またはそれを応用した再構成法の導入が始まっている。

逐次近似再構成法では，X線の発生源から検出器までの幾何学的情報や，ビームハードニングや散乱線の挙動までも考慮することが可能であり，空間分解能の向上や各種アーチファクトの改善が期待できる。しかし，膨大な処理を施す逐次近似再構成では現実的な計算時間には成り得ず，現在，ほとんどのメーカーから提供される再構成法は，逐次近似を応用したものである。逐次近似(応用)再構成法では，再構成画像から解剖学情報を考慮した信号成分以外のノイズ成分を抽出し，統計的モデルベース(ノイズモデル，解剖学的モデル)との差異

を反復計算することで近似解に収束させるものである。そのため，反復再構成法とも呼ばれている。

肺がんCT検診のためのCT-AECの適用と評価

胸部はその解剖学構造から，断面および体軸方向において複雑なX線減弱過程を取る。すなわち，一定のX線出力によるスキャンでは各断面の画質は一定せず，CT-AECの良い適用となる部位と言える。実際に，五味らのアンケート調査によれば，CT-AECが肺がんCT検診においても約半数の施設で使用されていることが報告¹⁰⁾されている。そして，平均的な男性を想定したスキャン条件において，120kV-51mAs以上を選択する施設の割合がAEC未使用では17%にもかかわらず，AEC使用では43%と高値を示している。また，CTDIvolも同様に，AEC未使用で16%，AEC使用では47%となっている。

また，五味らは別の論文¹¹⁾で，肺がんCT検診にCT-AECを適用する上で，CT透視用に開発されたボータイフィルタ(DR-Wedge：東芝社製)を利用し，かつ適切な画質設定レベルを選択することにより，DLPを増加させることなく肺尖から肺底部までの画質が向上し，かつ均一化できるとしている。

図1，2は，その結論に至る重要な結果の引用である。LSCTファントム(京