

X線CT装置のAutomatic Exposure Control (AEC) 使用時の 線量と画像ノイズの検討

—スキャノグラムと寝台位置の影響—

坂部 大介¹⁾・船間 芳憲²⁾・永末 望¹⁾・中田 恵美子¹⁾・
羽手村 昌宏¹⁾・橋田 昌弘¹⁾・粟井 和夫³⁾・山下 康行³⁾

Examination of radiation exposure and image noise
with automatic exposure control (AEC) technique at multidetector CT

—Effect of scanogram and patient table position—

Daisuke Sakabe¹⁾, Yoshinori Funama²⁾, Nozomu Nagasue¹⁾, Emiko Nakata¹⁾,
Masahiro Hatemura¹⁾, Masahiro Hashida¹⁾, Kazuo Awai³⁾, Yasuyuki Yamashita³⁾

Abstract : The purpose of our study was to evaluate the effect of radiation exposure and image noise caused by scanogram and patient table position with an automatic exposure control (AEC) technique at multidetector CT. Using a 64-detector CT, we scanned a chest CT phantom using a combined angular and longitudinal AEC technique. The phantom was located at on-center or off-centered position along y-axis by -2.0, -4.0, and -6.0 cm. Two directions of posteroanterior (PA) and lateral (LAT) scanograms were used. The tube current value for each projection was determined by the AEC technique. The image noise was directly measured from the image pixel values. In PA and LAT scanograms, the tube current ratio remained constant of off-centering positioning of the phantom (from 1.000 to 0.981 at PA scanogram and from 1.000 to 0.991 at LAT scanogram). The measured image noise ratio remained nearly constant despite the off-centered phantom positioning with either of the two scanograms. With use of the AEC technique, the tube current ratio and the measured image noise ratio are almost stable regardless of the off-centered position and the direction of scanogram.

Key words : automatic exposure control, radiation exposure, image noise, scanogram, patient table position

I 緒 言

近年、X線CT装置は多列化を成し遂げ、撮像

の高速化、画質の向上が可能となった。これに伴いX線CT検査の利用は増加し、X線CT検査における医療被曝の増加が問題となっている^{1),2)}。X線CT装置にはこの被曝の問題に対応する技術の

1) 熊本大学医学部附属病院医療技術部放射線部門
3) 熊本大学大学院生命科学研究部・放射線診断学分野

2) 熊本大学大学院生命科学研究部

1つとして、画質と線量の制御を行う自動露出機構 (Automatic Exposure Control: AEC) という技術が搭載されている。AECはユーザーが最大管電流値を入力することで画質レベルを決定し^{3),4)}、その画質を一定に保つようにX線管電流を増減して制御を行う。この管電流制御を決定する方法は、各メーカーによって異なるが^{4),5)}、その中の1つに撮像中の透過線量を180度回転後の照射線量にフィードバックさせて管電流を決定する方法がある。この方法は、実際に被写体を透過したX線から吸収を計算するため、被写体厚に応じた理想的な管電流制御が期待できる。しかし、この方法では実際の撮像で使用される管電流値は撮像中に決定されるため、被写体の各スライス位置における管電流の変調を事前に確認することができない。そのため、肺野や腹部の境界などX線吸収の異なる領域や、頸部から胸部などの体格の形状が異なる領域で、その吸収の差に応じたAECの制御が困難なことが予想される。また臨床の撮像において、使用するスキヤノグラム (位置合わせ画像) の方向の選択がユーザー間で異なることや、ポジショニングで被写体が回転中心に位置しないことで、装置がその被写体の形状や吸収などを間違っして認識してしまい、AECの制御が不適切に作動する場合も考えられる。しかし、このような誤認識の状況や影響の大きさの研究報告は少ない。本研究の目的は、AECの有用性が発揮される下肺野から上腹部の部位、つまりX線吸収が大きく変化する部位でスキヤノグラムの方向と寝台位置が変化した場合の線量と画像ノイズへの影響を検討することである。

II. 検討方法

1. 使用機器

X線CT装置はPHILIPS社製のBrilliance CT 64、胸部ファントムとして京都科学社製のLSCTファントムLSCT-0001型を用いて撮像した。

2. 撮像方法

X線CT装置のAECを使用した撮像で、胸部ファントムの下肺野から上腹部までの範囲を撮像し、X線吸収の差が大きい領域でAECの管電流制御が適正に動作するかを確認した。撮像条件は、管電圧：120kV、ヘリカルピッチ：0.673、ローテーションタイム：0.5sec/rot、コリメーション：64×0.625mm、AECの最大管電流は300mAsに固定し、AECはX-YとZ軸で制御を行うZ-DOMを用いてヘリカルスキャンを行った。画像再構成はスライス厚5mmで行った。

パラメータとして、スキヤノグラムの方向と寝台位置を変化させて撮像を行った。スキヤノグラムの方向は後前方向 (PA) と側方向 (LAT) の2種類とした。寝台の位置は、胸部ファントムを置いた寝台をオンセンター (Y-軸：0 cm) からオフセンター (Y-軸：-2、-4、-6 cm) へ2 cmずつ4段階に変化させた。PAスキヤノグラムは180度方向からのビームであるため、寝台位置は管球に近づく方向に変化させた (図1)。

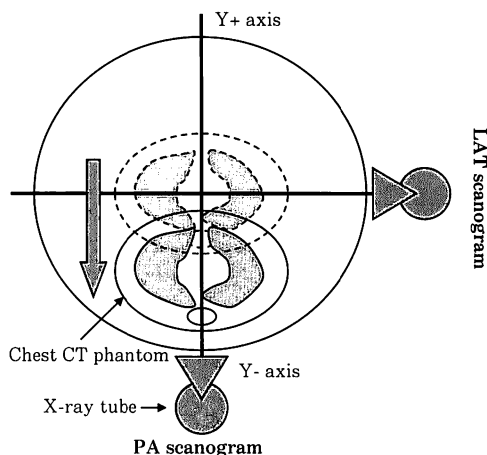


図1 寝台位置の変化

3. 線量の測定

撮像後、30枚の再構成画像の各画像に与えられたmAs値を測定し、各スライス位置における管電流の変調を確認した。同時に、各寝台位置での管電流の変調も確認した。また、各寝台位置で撮像した30枚の各画像のmAs値の合計を算出し、

これらをオンセンターと比較することで、スキャノグラムと寝台位置の線量への影響を検討した。

4. 画像ノイズの測定

30枚の各画像のほぼ中心位置にあたる心臓から肝臓にかけて直径20pixelの円形の関心領域 (ROI) をとり、ROI内のHU値の標準偏差 (S.D.) をノイズ値として測定した。また、各寝台位置で撮像した30枚の各画像のS.D.の平均値を画像ノイズとして求め、これらをオンセンターと比較することでスキャノグラムと寝台位置の画像ノイズへの影響を検討した。

III. 結果

1. mAs値の変動

図2にPAスキャノグラムでの、図3にLATスキャノグラムでのAECを用いて撮像した胸部ファントムの各スライス位置におけるmAs値の変動を示す。胸部ファントムの下肺野から上腹部にかけて169mAs~295mAsの範囲でmAs値が上昇し、AECの効果がみられた。mAs値の変動は、PA、LATスキャノグラムのすべての寝台位置で同様であった。

各寝台位置で撮像した30枚の各画像のmAs値の合計を、オンセンターに対する相対値で表した

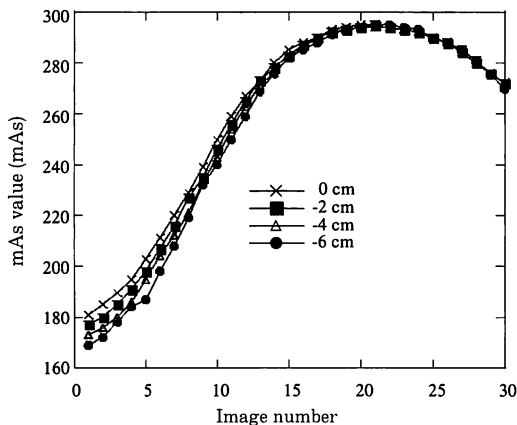


図2 PAスキャノグラムにおける各スライス位置のmAs値の変動

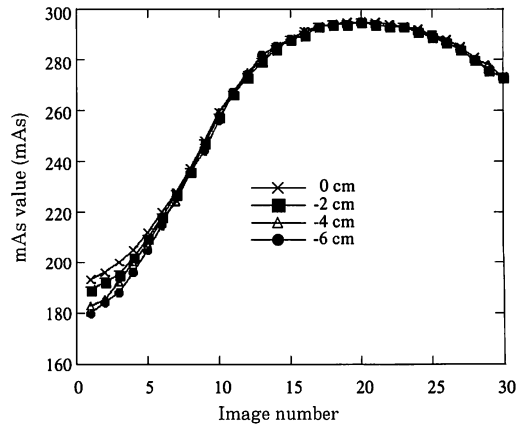


図3 LATスキャノグラムにおける各スライス位置のmAs値の変動

表1 オンセンターに対するmAs値の変化

Off-center position	Scanogram direction	
	PA	LAT
0	1.000	1.000
-2	0.993	0.995
-4	0.986	0.994
-6	0.981	0.991

mAs値は画像30枚の合計で求めた。

結果を表1に示す。PAスキャノグラムでは、オフセンターになるに従ってmAs値は小さくなり、-6cmのオフセンターではオンセンターより約-1.9%で最小となった。またLATスキャノグラムでも同様にオフセンターでmAs値は小さくなり、-6cmのオフセンターでオンセンターより約-0.9%で最小となった。

2. 画像ノイズの変動

図4にPAスキャノグラムでの、図5にLATスキャノグラムでの各寝台位置におけるノイズ値の変動を箱ヒゲ図で示す。PAスキャノグラムでは、すべての寝台位置におけるノイズ値の最大値は11.9HU、最小値は6.6HU、中央値は10.0HUであった。また画像ノイズの変動は、寝台位置に影響なくノイズ値6~12HUの範囲内であった。LATスキャ

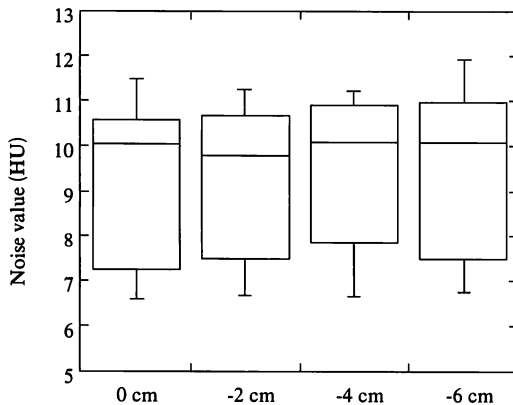


図4 PAスカノグラムにおけるノイズ値の変動

箱ヒゲ図の箱形は25%点から75%点までの区域を示し、箱の中の線は中央値(50%)を示す。また、箱形の上限の線は許容範囲内にある最大値、下限の線は最小値をそれぞれ示す。

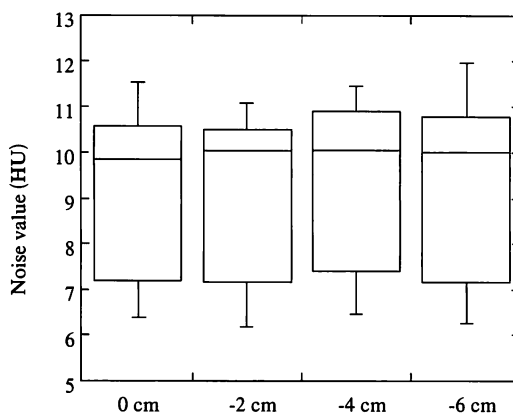


図5 LATスカノグラムにおけるノイズ値の変動

ノグラムでは、すべての寝台位置におけるノイズ値の最大値は12.0HU、最小値は6.2HU、中央値は10.0HUであった。また画像ノイズの変動は、寝台位置に影響なくノイズ値6~12HUの範囲内であった。

各寝台位置で撮像した30枚の各画像のノイズ値の平均値をオンセンターに対する相対値で表した結果を表2に示す。PAスカノグラムでは、オフセンターになるに従って画像ノイズは大きくなり、-6cmのオフセンターでオンセンターの約+2.6%で最大となった。またLATスカノグラ

ムでも同様にオフセンターで画像ノイズは大きくなり、-6cmのオフセンターでオンセンターの約+1.9%で最大となった。

IV. 考察

AECを使用した撮像では、図2、3より胸部ファントムの下肺野から上腹部にかけてのX線吸収の差が大きいところで、そのファントムのX線吸収の大きさに伴って169mAs~295mAsの範囲でmAs値が上昇し、各スライス位置において管電流の変調が行われていた。またスカノグラムの方向の違いによる変調のカーブの差はほとんどなかった。しかし、下肺野から上腹部の境界にあたるスライス位置では、オンセンターに比べ寝台位置がオフセンターになるほど、わずかにmAs値は小さくなった。これは表1のmAs値の合計でも同様に、PAスカノグラムの-6cmのオフセンターで最小の約1.9%、LATスカノグラムでも-6cmのオフセンターで最小の約0.9%オンセンターよりmAs値が小さくなっている。しかし、このmAs値の減少は3mAs~6mAs相当であり、mAs値の最小値169mAsに対して3.6%程度であるため、これは被写体がオンセンターにある場合とほとんど変わらないものと考えられる。よって、各寝台位置による線量への影響はほとんどないといえる。同時にスカノグラムの方向の違いによる線量への影響もなかった。

画像ノイズでは、PA、LATスカノグラムで、オンセンターに比べオフセンターの画像ノイズが1~3%増加した(表2)。この画像ノイズの増加は表1のmAs値の合計と対応しており、mAs値の低下に伴って画像ノイズが増加したと考える。これは、S.D.で約0.1~0.3に相当し、S.D.の最小値6.2に対して4.8%程度であるため、これも被写体がオンセンターにある場合とほとんど変わらないものと考えられる。よって、スカノグラムの方向の違いと寝台位置による画像ノイズへの影響はほとんどなかったといえる。また図4と図5で、ノ

表2 オンセンターに対する画像ノイズの変化

Off-center position	Scanogram direction	
	PA	LAT
0	1.000	1.000
- 2	1.006	1.010
- 4	1.019	1.017
- 6	1.026	1.019

画像ノイズは画像30枚のS.D.の平均値で求めた。

イズ値の変動や中央値もほぼ変化がないことから、寝台位置とスキャノグラムによる画像ノイズへの影響がほとんどないことがわかった。

今回の検討から予想に反して、AECを使用し撮像を行うことによって、ポジショニングによる寝台位置や選択するスキャノグラムの方向の影響は小さく、安定した管電流制御と安定した画質が得られるということがわかった。ただし、白坂ら³⁾が最大管電流値の低い設定による画像ノイズの増加について報告しているように、最大管電流値の設定次第では最適な画質が得られないことも考えられる。よって、AECを使用し撮像を行う時はAECの原理や方法、設定条件と管電流制御の関係を熟知しておく必要がある。

V. 結語

X線CT装置におけるAECを使用した撮像で、スキャノグラムの方向と寝台位置の違いによる線量と画像ノイズへの影響について検討を行った。AECを使用することで、スキャノグラムや寝台位置にあまり影響なく、安定した管電流制御と画質を保つことができた。

参考文献

1) 村松禎久他：X線CT検査における検査の適正化－根拠のあるガイドライン作成に向けて，日放医学誌，61（10）：1373-1

391, 2005.

2) A.B.de Gonzalez, et.al. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 363 : 345-351, 2004

3) 白坂 崇他：64列MDCTを用いたCT-AECにおける設定最大管電流の影響：線量低減率と画像ノイズの変動との関係，日放医学誌，65（3）：295-300, 2009.

4) Cynthia H. McCollough, et al. : CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. Radiographics. 26 : 503-512, 2006.

5) Mannudeep K. Kalra, MD, et al. : Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. Radiology.233 : 649-657, 2004.