ノート

オペレータコンソールに表示される線量値の評価： 位置決め画像から撮影線量を決定している CT 装置において

論文受付
2011 年 6 月 21 日

論文受理
2011 年 12 月 27 日

Code No. 811

佐内弘恭¹ 友光達志² 池長弘幸¹ 末森慎治¹ 柳元真一¹

¹ 川崎医科大学附属病院中央放射線部

² 川崎医療短期大学放射線技術科

緒言

Computed tomography(CT)装置の発展に伴って CT の適応範囲が拡大したことによって、医療被ばくの増加が懸念されている。特に、2004 年に Lancet に掲載された医療被ばくに関する論文¹⁾によって、CT による被ばく線量が注目されるようになった。

CT の撮影線量の低減については、画像取得技術の進歩と並行して進められてきた。撮影線量の低減技術の中で最も重要なものの一つとして CT 用自動露出機構 (CT automatic exposure control; CT-AEC) が挙げられる。CT-AEC は、位置決め画像や直前の投影データを基に被写体構造を解析し、管電流を連続的に変化させ

ることによって、目標とする画質(画像ノイズ)を保ちながら撮影線量を最適化する技術である²⁻⁵⁾。CT 撮影を実施する際には、撮影担当者が検査内容に合わせた画質を選択すると、それによってオペレータコンソール(コンソール)に volume CT dose index(CTDIvol)と dose length product(DLP)が表示され、被検者に応じた画質の最適化と撮影線量の確認が可能となる。

しかし、コンソールに表示される線量値(コンソール表示値)について評価した報告は少なく、管電流値を一定に設定した場合の報告^{6,7)}が散見されるのみである。そこで、位置決め画像のデータから適切な撮影線量を決定する方式の CT-AEC を採用している 2 種類の CT

Assessment of the Exposure Dose Value Displayed on Operator Console in a Computed Tomography System Deciding Exposure Dose from Positioning Image

Hiroyasu Sanai,^{1*} Tatsushi Tomomitsu,² Hiroyuki Ikenaga,¹ Shinji Suemori,¹ and Shinichi Yanagimoto¹

¹Department of Radiological Technology, Kawasaki Medical School Hospital

²Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

Received June 21, 2011; Revision accepted December 27, 2011

Code No. 811

Summary

The aim of this study was to assess the exposure dose value (DLP) displayed on the operator console in a computed tomography system with automatic exposure control (CT-AEC) which decides the exposure dose from a positioning image. We measured exposure dose with two kinds of CT systems and evaluated the error of the displayed DLP value on the operator console against the measured DLP value. The assessment was performed in three sites: head and neck, upper chest, and lower abdomen. As a result, the errors of displayed value with CT-AEC against the error without CT-AEC in system A (4.09%) were significantly different on two assessment sites (head and neck: -4.02%, upper chest: 6.60%). There is no significant difference on the third assessment site (lower abdomen: 0.06%). On the other hand, those values in system B (8.38%) were almost similar with no significant differences (head and neck: -1.12%, upper chest: -1.85%, lower abdomen: -0.64%). The results show that there were significant differences noted between the errors of displayed value with CT-AEC and without CT-AEC in system A for the head and neck and the upper chest. In conclusion, displayed value with CT-AEC and without CT-AEC were about the same error. However, the possibility that the error depended on a model and the examination site of CT was shown.

Key words: exposure dose, dose length product, computed tomography automatic exposure control

*Proceeding author

Fig. 1 Experimental alignment for the computed tomography dose index volume (CTDIvol) measurement.

(a) The human phantom was set up on a bed.

(b) The phantom for the CTDIvol measurement was set up in the gantry of CT system.

Table 1 Exposure conditions of CT except tube current and CT-AEC condition

	System A	System B
Tube voltage (kV)	120	120
Rot time (s/rot)	0.5	0.5
Scan FOV	Large (40 cm ϕ)	Large (50 cm ϕ)
Beam width	32 mm (1 mm $\times$ 32 DAS)	20 mm (1.25 mm $\times$ 16 DAS)
Beam pitch	0.844	0.938

装置を用いて線量測定を行った。そして、測定値に対するコンソール表示値の誤差から CT-AEC 使用時のコンソール表示値を評価したので報告する。

1. 方 法

1-1 使用機器

CT 装置は Aquilion64(東芝メディカルシステムズ, system A), LightspeedUltra16(GE ヘルスケア, system B) を使用した。両 system とともに位置決め画像のデータから適切な撮影線量を決定する方式の CT-AEC を採用している。線量計には、プローブとして有効電離長 100 mm のペンシル型電離箱(W23342-1251, PTW)を装着した Ramtec1500-B(東洋メディック)を使用した。ファントムについては、CTDI 測定には CTDI 測定用ファントム(直径 32 cm, 京都科学)を、位置決め画像取得時には CT 人体ファントム(PBU41, 京都科学)をそれぞれ用いた。

1-2 CTDIvol の測定および DLP の算出

CT-AEC を使用しない場合の測定は、管電流値を system A では小焦点を使用するために 100 mA, system B では大焦点を使用するために 250 mA 一定に設定した。そして、被検者寝台のアタッチメント部分を外してガントリに直接発泡スチロール製の台を配置し、その上

に CTDI 測定用ファントムを設置して CTDIvol の測定を実施した(Fig. 1b)。

他方、CT-AEC を使用する場合の測定は、まず被験者寝台上の CT 人体ファントムをガントリ中心に配置して、外形情報を得るために側面、正面の順に 2 方向の位置決め画像を取得した。次いで、上記と同様に CTDI 測定用ファントムを設置して CTDIvol の測定を実施した(Fig. 1)。

測定は、system A では Volume EC を、system B では auto mA と smart mA を稼働した条件下で測定した。また、画質条件は、system A では頭頸部と上胸部は standard deviation(SD)10 に、下腹部は SD 15 に設定し、system B では頭頸部は noise index 8.5 に、上胸部は noise index 18, 下腹部は noise index 15 に設定した。今回は、CT-AEC 使用時の線量を評価するために、管電流値が上限値あるいは下限値に達しないように部位によって画質条件を変更した。なお、使用する焦点サイズによって管電流値と CTDIvol の直線性(傾き)が変化する傾向が CT 装置の表示値に見られたため、画質条件は CT-AEC を使用しない場合の測定と同じ焦点サイズ(system A は小焦点, system B は大焦点)に設定した。管電流と CT-AEC の画質条件以外の撮影条件は Table 1 に示すとおりである。

Fig. 2 Measurement site of CTDIvol with CT-AEC.

- (a) Head & neck
- (b) Upper chest
- (c) Lower abdomen

測定部位は頭頸部、上胸部、下腹部の3カ所(Fig. 2)とし、測定方法は医療被ばく測定テキスト⁸⁾に則って行い、実測値は3回測定の前平均値とした。

そして、測定したCTDIvolに、下式で求めた撮影距離を乗算してDLP(DLP実測値)を求めた。

$$\text{Exposure distance (cm)} = \frac{\text{Exposure time (s)}}{\text{Rotation time (s/rot)}} \times \text{Beam width (cm)} \\ \times \text{Beam pitch}$$

なお、コンソールに表示されるCTDIvolは、system Aでは撮影範囲における最大管電流値、system Bは平均管電流値を基に計算を行っている。そのため、今回の方法による評価では、system Aに表示されるCTDIvolの誤差が明らかに大きくなるため使用しなかった。コンソールに表示されるDLP(DLP表示値)は、両システムとも積算線量を用いて算出しているため、今回はこちらを評価に用いた。

1-3 誤差の算出

誤差の算出方法は、DLP実測値を基準として、コンソールに表示されるDLP表示値との差を求めた。そして、それぞれのsystemにおいて、CT-AECを使用しない場合の誤差を基準とし、CT-AECを使用した場合の誤差について評価を行った。なお、評価にはpaired t-testを用い、有意水準は5%($p < 0.05$)とした。

1-4 CT-AEC 使用時の管電流値変化

CT-AECの使用によって、撮影時の管電流値が大きく変化する。そして、その変化が表示値と実測値の誤差に影響を与えると思われるため、CT-AEC使用時の撮影における管電流値の変化を把握する必要がある。今回は、管電流値の変化を、CTDIvol測定時に撮影した画像に表示される管電流値で評価した。そして、管電流値として、3回の測定における撮影データから、スライスごとに平均管電流値を算出してその値を採用した。なお、画像に表示される管電流値は、system Aではスライス中心における前後方向と左右方向の管電流値の平均値が、system Bではスライスを構成するために使用したデータの平均管電流値がそれぞれ用いられている。

2. 結果

両systemにおけるDLP実測値と表示値、ならびに実測値に対する表示値の誤差をTable 2に示す。System AのDLP表示値は、CT-AECを使用しない場合の誤差が4.09%であり、これを基準とすると、頭頸部では4.02%の有意な減少が、上胸部は6.60%の有意な増加($p < 0.001$)がそれぞれ認められた。しかし、下腹部では有意差は認められなかった。

他方、system BのDLP表示値は、CT-AECを使用しない場合の誤差がそれぞれ8.38%であった。また、CT-AEC使用時の不使用時との誤差は、すべての部位で2%未満の減少を示し、有意な差は認められなかった。

次に、CT-AEC使用時のスライスごと(5 mm 間隔)の管電流値変化をFig. 3に示す。管電流値の変化は、頭頸部では両systemにおいて管電流値が下降した後、上昇する同様の傾向であった。ただし、system Bの方が最大管電流値と最小管電流値の差が大きかった。上胸部では、system Aでは65 mmの位置をピークとした緩やかな山型の形状を示し、system Bでは15 mm付近をピークとして急峻な下降を示す形状であり、両者は明らかに異なる形状であった。下腹部では、両systemともに120 mm付近まで同様の傾向を示したが、120 mm以降ではsystem Bでは急激な管電流値の上昇が認められた。

3. 考察

System AのCT-AEC使用時におけるDLP表示値の誤差は、CT-AECを使用しない場合と比較して、下腹部は有意な差を認めなかった。それに対して、頭頸部では有意な減少($p < 0.001$)を、上胸部では有意な増加

Table 2 Error of the DLP value between measured value and displayed value

	DLP (mGy·cm)		Error (%) [(A–B)/B×100]	Difference of the error (%) (with CT-AEC–without CT-AEC)	p value*
	Displayed value (A)	Measured value (B)			
1. System A					
Without CT-AEC	146.30	140.56±0.33	4.09±0.24		
With CT-AEC					
Head & neck	112.13±0.58	112.06±0.94	0.07±0.36	–4.02	<0.001
Upper chest	141.60±1.45	127.93±1.34	10.69±0.35	6.60	<0.001
Lower abdomen	222.37±3.18	213.53±3.97	4.15±0.46	0.06	NS**
2. System B					
Without CT-AEC	223.74	206.48±3.13	8.38±1.65		
With CT-AEC					
Head & neck	190.08±6.19	176.40±3.87	7.26±1.48	–1.12	NS**
Upper chest	112.16±5.71	105.29±5.57	6.53±0.26	–1.85	NS**
Lower abdomen	164.49±7.71	153.31±5.16	7.74±1.37	–0.64	NS**

*: versus the error of without CT-AEC

**: not significant

Fig. 3 The tube current changing with CT-AEC.
 (a) Head & neck
 (b) Upper chest
 (c) Lower abdomen

($p < 0.001$)が認められ、部位によって異なる結果が示された。これは、管電流の制御もしくは実際に照射されるX線の出力が被写体の形状変化に追従できていないことが主な原因と考えられた。下腹部については、外形がほぼ一定なため管電流値の変化が他の2部位に比べて直線に近く、CT-AECを使用しない場合との差が最も少なくなったと思われる。

System Bの表示値の誤差は、CT-AECを使用しない

場合と比較して、すべての部位で2%未満の減少を示したが、有意差は認められなかった。

両systemのCT-AEC使用時における、部位間の誤差の変化に着目すると、system Aの方が部位間の差が大きかった。これは、両systemのビーム幅や管電流制御の違いが関係しているものと考えられた。すなわち、system Aのビーム幅が3.2 cmであるのに対し、system Bのそれは2 cmである。これによって、撮影範囲が

system A では 3.8 s (約 8 回転) で、system B では 4.8 s (約 10 回転) で撮影される。被写体の形状変化に合わせた管電流の制御は、ビーム幅が小さく、回転数が多い方が容易であると思われる。また、Fig. 3 の上胸部や、下腹部の 135 mm 付近の管電流変化から、被写体の形状変化や X 線吸収量の差が大きい部位での管電流値変化に system による制御の差が生じていると思われる。しかし、今回の検討では、二つの system の撮影条件や画質条件の設定が異なっており、その影響も含まれていると考えられるため、更なる検討を加える必要がある。

両 system における CT-AEC 使用時の DLP 表示値と実測値の誤差は、CT の機種や撮影部位に依存する可能性が認められた。しかし、DLP 表示値は、実測値との誤差が最大で 11% 程度であり、常に実測値よりも高値を示した。臨床において、DLP 表示値を用いて線量評価を行うことは、実際よりも過大評価となるため、安全側の評価が可能であり、有用であると考えられた。

今回は、位置決め画像のデータから適切な撮影線量を決定する方式の CT-AEC を採用している CT 装置において検討を行った。しかし、今回行った方法では、X 線管が回転しながら被写体の形状に合わせて管電流を変調する方式の CT-AEC を採用している CT 装置を評価できない。今後、使用者側で CT-AEC 使用時の測定値を評価できる方法を考案することが必要だと思われる。

4. 結 語

今回検討を行った二つの system において、CT-AEC を使用した場合にオペレータコンソールに表示される DLP を評価し、以下の結果が得られた。

- 1) 使用 system や撮影部位にかかわらず、表示値の方が実測値よりも大きい値を示した。
- 2) 実測値に対する表示値の誤差は、CT-AEC 使用時と不使用時は、ほぼ同程度であったが、system や部位によって傾向が異なっていた。

参考文献

- 1) Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004; 363(9406): 345-351.
- 2) Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004; 233(3): 649-657.
- 3) Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237(1): 213-223.
- 4) 村松禎久, 池田 秀, 木村春樹, 他. CT 用自動露出機構 (CT-AEC) の性能評価班報告書. 日放技学誌 2005; 61 (8): 1094-1103.
- 5) 村松禎久, 池田 秀, 大沢一彰, 他. CT 用自動露出機構 (CT-AEC) の性能評価班最終報告書. 日放技学誌 2007; 63(5): 534-545.
- 6) Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, et al. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology* 2003; 226(3): 762-772.
- 7) Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al. European guidelines for multi slice computed tomography; Quality criteria 2004; Appendix A: Dosimetry. http://biophysicssite.com/html/ct_guidelines.html
- 8) 小山修司. X 線 CT の線量測定の実際. 放射線医療技術学叢書(25)医療被ばく測定テキスト. 日本放射線技術学会 出版委員会, 京都, 2006: 44-57.

図表の説明

- Fig. 1 CTDIvol 測定の実験配置図
 (a) 人体ファントムを寝台上に配置
 (b) CTDI 測定用ファントムをガントリ内に設置
- Fig. 2 CT-AEC 使用時の CTDIvol の測定部位
 (a) 頸部
 (b) 胸部
 (c) 腹部
- Fig. 3 CT-AEC 使用時の管電流値変化
 (a) 頭頸部
 (b) 胸部
 (c) 腹部

Table 1 管電流と CT-AEC 条件以外の撮影条件

Table 2 実測 DLP に対する表示 DLP の誤差

問合せ先

〒701-0192 倉敷市松島 577

川崎医科大学付属病院中央放射線部 佐内弘恭