小児 CT 検査における自動管電流調整機能を最適化するための新手法について

吉浦貴之¹ 舩田隆則¹ 松本頼明¹ 佐藤友保¹ 菊原由香利¹
小林由枝¹ 石橋 徹¹ 奥 貴行¹ 船間芳憲²

論文受付
2019 年 8 月 19 日

論文受理
2020 年 5 月 14 日

Code No. 251

¹ 医療法人あかね会土谷総合病院

² 熊本大学大学院生命科学研究部

New Potential Method for Optimizing the ATCM Technique in Pediatric CT Examination

Takayuki Yoshiura,^{1*} Takanori Masuda,¹ Yoriaki Matsumoto,¹ Tomoyasu Sato,¹ Yukari Kikuhara,¹ Yukie Kobayashi,¹ Tooru Ishibashi,¹ Takayuki Oku,¹ and Yoshinori Funama²

¹ Department of Medical Technology, Tsuchiya General Hospital

² Department of Medical Physics, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

Received August 19, 2019; Revision accepted May 14, 2020

Code No. 251

Summary

Purpose: To compare the radiation dose and image quality using the conventional method for performing the front and side scout view and a new method for performing the side scout view, and then correct the table height at the scan isocenter and perform the front scout view. **Methods:** We retrospectively analyzed fifty-six children who had underwent computed tomography (CT) examination between June 2014 and August 2018. We divided them into two groups. The conventional method was performed in 3 steps: 1. obtain the front scout view, 2. obtain the side scout view, and 3. main scan. Without table position correction, the new method was performed in 4 steps: 1. obtain the side scout view with table position correction, 2. patient correction at the scan isocenter, 3. obtain the front scout view, and 4. main scan. We used a 64-row CT scanner (LightSpeed VCT; GE Healthcare). Scan parameters were tube voltage 80 kV, automatic tube current modulation, noise index 16, slice thickness 5 mm, rotation time 0.4 s/rot, helical pitch 1.375, and reconstruction kernel standard. We recorded the volume dose index (CTDI_{vol}) and dose length product (DLP) on the CT console and compared the radiation dose in both groups. To evaluate the image quality in both groups, the mean standard deviation of CT number (SD value) was measured within an approximately 5–10 mm² circular region of interest. We measured the scan length of the pediatric patient and accuracy of pediatric positioning at the CT examination. A grid was displayed on the CT axial image, taken to evaluate the error from the scan isocenter during alignment, and the error between the height of half the body thickness and the scan isocenter was recorded. **Results:** Scan lengths were median (minimum–maximum) values of 16.2 cm (10.8–21.5 cm) and 16.8 cm (11.5–23.0 cm). There were no significant differences in the scan length between both groups ($p=0.47$). In the group with table position correction, median (minimum–maximum) values for CTDI_{vol}, DLP and SD value were 0.40 mGy (0.3–0.7 mGy), 7.6 mGy·cm (4.4–11.5 mGy·cm), and 24.0 HU (18.3–37.5 HU), respectively. In the group without the table position correction, median (minimum–maximum) values for CTDI_{vol}, DLP and SD value were 0.40 mGy (0.3–0.6 mGy), 7.1 mGy·cm (4.2–13.8 mGy·cm), and 20.3 HU (11.3–28.8 HU), respectively. There were no significant differences in the CTDI_{vol} and DLP values between both groups ($p=0.42$ and $p=0.44$, respectively); however, there were significant differences in the SD value in both groups ($p<0.01$). The error for the accuracy of pediatric positioning was 0 mm (0 to 0 mm) and 10 mm (–16 to +59 mm) using the conventional and new methods ($p<0.01$), respectively. **Conclusions:** It was suggested that the optimum image could be obtained during CT scan with automatic tube current modulation by using this potential new method (1. obtain the side scout view, 2. patient correction at the scan isocenter, 3. obtain the side scout view, and 4. main scan).

Key words: computed tomography (CT), automatic tube current modulation (ATCM), pediatric, scout view

*Corresponding author

緒言

Computed tomography (CT) は非常に有益な検査であるが¹⁻⁴⁾、一回の検査における被ばく線量が多いことが知られている³⁾。原子放射線の影響に関する国連科学委員会は、医療水準が良好な 27 カ国において全 X 線検査の 6% を占めるにすぎない CT 検査が、被ばく線量としては 41% を占めていると報告した⁵⁾。同様に小児においては、成人と比較し放射線感受性が高いため、低線量被ばくによる発がんリスクが増加することも知られている^{6,7)}。そのため、画質を維持したままでの被ばく線量低減は課題である。CT 検査においては automatic tube current modulation (ATCM)⁸⁾ の活用、逐次近似再構成法⁹⁾、低管電圧 CT¹⁰⁾ の導入などさまざまな被ばくの低減法がある。小児領域は年齢によって被写体サイズがさまざまであるため、体厚や体軸方向の体格の違いから自動的に管電流を決定する ATCM が最も効果的な被ばく低減法として一般的に使用されている⁸⁾。また、CT 装置には最大の X 線強度を患者の最も厚い部分まで許容することで周辺領域の X 線強度を低減し散乱 X 線や表面線量を低減する機能であるボウタイフィルタが含まれている¹¹⁾。このボウタイフィルタと ATCM を最適な条件で使用するには、患者がスキャンアイソセンタにあることが必要であるといわれており¹¹⁾、患者の位置決め誤差が被ばく線量と画質に与える影響が報告されている¹¹⁾。しかし、小児は被写体が小さいためスキャンアイソセンタにポジショニングすることが困難であることをしばしば経験する。スキャンアイソセンタで撮影する手法として側面方向の位置決め画像にて寝台の高さを調整し本スキャンを行う方法があるが、本手法はファントム実験での評価であり¹¹⁾、小児臨床における被ばく線量とノイズ量に関してどのような影響を及ぼすのか報告されていない。

今回われわれは、小児 CT 検査での正面と側面の位置決め画像取得(寝台位置補正なし群)と側面方向の位置決め画像取得後、寝台の高さをスキャンアイソセンタに補正し、正面の位置決め画像取得(寝台位置補正あり群)した新手法において放射線被ばくとノイズ量に対する患者の垂直方向の偏心誤差がどのような影響を受けるのか検討したので報告する。

1. 方法

なお、本研究は施設の倫理審査委員会にて審査され了承を得ている。

1-1 対象と患者

2014 年 6 月から 2018 年 8 月の期間に CT 検査を行った 5 歳以下の小児 56 例を後ろ向きに登録した (Table 1)。装置のレーザーポインタを用いて目視で患者をスキャンアイソセンタに配置し、正面、側面の順に 2 方向の位置決め画像を撮影し検査を施行した 27 例 (2014 年 6 月～2016 年 8 月) を寝台位置補正なし群、また側面のみ位置決め画像を撮影し、その画像上にグリッドを表示させ寝台の高さを補正した後に正面の位置決め画像を撮影し、検査を施行した 29 例 (2016 年 6 月～2018 年 8 月) を寝台位置補正あり群とした (Fig. 1, 2)。

1-2 CT 装置と撮影プロトコル

CT 装置は Light speed VCT (GE ヘルスケア・ジャパン、64 列 multi detector CT) を使用した。撮影プロトコルは、管電圧：80 kV、管電流：50–300 mA (自動管電流制御機構を使用し noise index 16 に設定)、ピッチファクタ：1.375、ローテンションタイム：0.4s/rot、再構成関数：standard、スライス厚：5 mm、スライス間隔：5 mm、scan field of view (scanFOV) は 150 mm とした。全症例において、足頭方向に心臓下端部から肺尖部まで撮影を行い、同一撮影プロトコルを使用した (Table 2)。

ATCM は、最後に撮影した位置決め画像から X-Y-Z 方向への管電流変調を自動的に行う 3D mA modulation を使用した。

1-3 データ解析

両群における撮影範囲を比較するため撮影された CT 画像からスキャン長を計測した。

両群における被ばく線量を比較するため、撮影終了後にコンソールへ表示される CT volume dose index (CTDI_{vol})、dose length product (DLP) を記録し比較した。両群におけるノイズ量を評価するため、得られた CT 画像に関して上行大動脈起始部でのアキシャル画像を使用し、筋組織に 5–10 mm² 大の関心領域を設定し 4 点での standard deviation (SD) (中央値) を算出し両群を比較した (Fig. 3)。

位置合わせを行った際の、スキャンアイソセンタとの誤差を評価するため撮影された CT アキシャル画像にグリッドを表示させ、体厚の半分の高さとスキャンアイソセンタとの誤差を記録した。

1-4 統計解析

統計解析は男女間において χ^2 test を使用した。身

Table 1 Patient background

	Uncorrected group	Corrected group	p
n	27	29	
Sex (M/F)	16/11	12/17	0.17
Height (cm)	54.0 (42.0–85.5)	52.7 (39.5–68.0)	0.50
Weight (kg)	3.5 (2.0–10.5)	3.6 (1.3–6.3)	0.23
Age (month)	3.0 (0–27)	3.6 (0–20)	0.61

Fig. 1 The conventional method was performed in 3 steps (1. obtain the front scout view, 2. obtain the side scout view, and 3. main scan).

Fig. 2 The new method was performed in 4 steps (1. obtain the side scout view with table position correction, 2. patient correction at the isocenter, 3. obtain the front scout view, and 4. main scan).

Table 2 Scan parameter

Scan parameter	
Tube voltage (kV)	80
Setting noise index (HU)	16
Slice thickness (mm)	5
Helical pitch	1.375
Rotation time (s/rot)	0.4
Scan FOV (mm)	150
Reconstruction kernel	Standard

Fig. 3 Measurement location of SD value.

Fig. 4 Comparison of CTDI_{vol} and DLP values between both groups ($p=0.42$ and $p=0.44$).

長, 体重, 年齢, CTDI_{vol}, DLP, SD に関しては Mann-Whitney U test を使用した. 統計学的な有意基準は $p < 0.05$ とした. 統計解析ソフトは free statistical software R (version 3.0.2, the R project for statistical computing; <http://www.rproject.org/>) を使用した.

2. 結果

2-1 撮影範囲の比較

寝台位置補正なし群の撮影範囲は中央値(最小値-最大値)で 16.2 cm (10.8–21.5 cm) であり寝台位置補正あり群では 16.8 cm (11.5–23.0 cm) であった ($p=0.47$).

2-2 CTDI_{vol} と DLP の比較

寝台位置補正なし群での CTDI_{vol}, DLP の中央値(最小値-最大値)はそれぞれ 0.4 (0.3–0.7) mGy および 7.6 (4.4–11.5) mGy·cm であった. 寝台位置補正あり群においては, それぞれ 0.4 (0.3–0.6) mGy および 7.1 (4.2–13.8) mGy·cm であった (Fig. 4). 両群において CTDI_{vol} と DLP に有意差は認められなかった ($p=0.42$ and $p=0.44$).

2-3 筋組織における SD の比較

筋組織における 4 点での SD は中央値(最小値-最大値)で, 寝台位置補正なし群が 24.0 (18.3–37.5) HU, 寝台位置補正あり群では 20.3 (11.3–28.8) HU であった (Fig. 5). 寝台位置補正なし群よりも寝台位置補正あり群の方が有意に低い SD を示した ($p < 0.01$).

2-4 目視で位置合わせを行った際のスキャンアイソセンタとの誤差

寝台位置補正あり群のスキャンアイソセンタとの誤

Fig. 5 Comparison of SD value of the muscle tissue between both groups ($p < 0.01$).

差は中央値(最小値-最大値)で 0 mm (0–0 mm) であった. 寝台位置補正なし群のスキャンアイソセンタとの誤差は +10 mm (–16 ~ +59) mm であり, 本来のスキャンアイソセンタよりも少し高めに位置合わせを行っていた ($p < 0.01$).

3. 考察

今回われわれは, 正面と側面の位置決め画像取得(寝台位置補正なし群)と側面方向の位置決め画像取得後, 寝台の高さをスキャンアイソセンタに補正し, 正面の位置決め画像取得(寝台位置補正あり群)において放射線被ばくとノイズ量の比較を行った. 両群において被ばく線量では有意差を認めなかったが, ノイズ量

においては寝台位置補正なし群と比較し寝台位置補正あり群は有意にノイズ量の低減が認められた。また、患者の位置合わせにおいては、中央値で 10 mm 程度高い位置でポジショニングされていた。

擬人化ファントムにおいては正面で撮影した位置決め画像から ATCM を使用し検査を行う際、寝台の高さが異なることで被ばく線量と画質が変化すると報告がされている¹²⁾。われわれの結果からもノイズ量においての変化は認められたが、被ばく線量に有意差は認められなかった。検討に使用した ATCM は、最後に撮影した位置決め画像から X-Y-Z 方向への管電流変調を自動的に行う 3D mA modulation を使用している。そのため、寝台位置補正なし群では側面方向、寝台位置補正あり群では正面方向での管電流が設定される。寝台位置補正なし群での側面方向からの画像は、寝台の高さを変化させても被ばく線量増減の影響が少ない。また、オフセンタの場合ボウタイフィルタによって周辺および表面への放射線量は変化し、定量的なノイズが増加すると報告されている¹³⁾が、今回検討を行った CTDI_{vol}、DLP は CT コンソール上の中心および周辺領域の平均値を使用している。それゆえ、周辺領域を測定したノイズ量に有意差が認められたが、被ばく線量には有意差が認められなかった可能性がある。これらのことから両手法においてどちらが被ばく線量を最適化できるか検討をする必要があるが、位置決め画像の取得方法の差において被ばく線量に有意差は認めなかったと考えられる。

今回の研究の結果から正面方向で撮影した位置決め画像から ATCM を使用し検査部位を正しくスキャンアイソセンタにポジショニングを行うことができれば、よりノイズ量の低い画像を担保することができると考えられる。

ATCM は位置決め用の画像から体の厚みや X 線の透過線量の違いを認識し自動的に線量を調節しているため、さまざまな体格の方においても最適な画質での検査が可能である。しかし、検査部位を正しくスキャンアイソセンタにポジショニングができなかった場合、被ばく線量および画質に影響を及ぼす可能性がある。Kaasalainen¹²⁾らによると ATCM に正面 (PA) 方向の位置決め画像を使用すると被ばく線量が大幅に増加する可能性があるとして述べている。これは、検査部位がスキャンアイソセンタよりも低かった場合に X 線管との距離が縮まり PA 方向の撮影だと位置決め画像が拡大して表示され、本スキャンの管電流-時間積が高くなるため、被ばく線量が増加すると報告している。そのため、側面方向から位置決め画像を撮影する

ことで検査部位を正しくスキャンアイソセンタにポジショニングを行うことができると期待できる。しかし、小児のような体厚が小さい患者を目視のみでポジショニングを行う際には、寝台が湾曲しているため正確な中心を把握しにくい場合がある。側面の位置決め画像を撮影した後に必ずグリッドを表示させ正しくスキャンアイソセンタにポジショニングを行っているか確認をすることが望ましい。

細くて小さい患者における CT 検査でのスキャンアイソセンタは通常肥満患者よりも低い位置で検査されており、偏心誤差はより体厚が小さく薄い患者で顕著に影響を受けると報告されている^{11~14)}。ATCM に正面の位置決め画像を使用した際に小児のような体厚が小さく薄い患者においてはより高い実効線量となるため、CT 検査における垂直方向のポジショニング (寝台の高さ) は乳腺や甲状腺といった放射線感受性の高い組織の線量が増加する可能性がある。小児の CT 検査においては、特別な注意を払う必要があると考える¹²⁾。

CT 装置には走査 FOV 内で X 線強度の減衰を患者の形態に合わせて検出器信号レベルで補正するボウタイフィルタが含まれている¹¹⁾。ボウタイフィルタは最大の X 線強度を患者の最も厚い部分まで許容することで周辺領域の X 線強度を低減し散乱 X 線や表面線量を低減する機能である。しかし、不適切なサイズのボウタイフィルタの使用や、検査部位がスキャンアイソセンタよりも外れている場合は、ノイズ量が増加すると報告されている¹⁵⁾。今回の検討においても検査部位がスキャンアイソセンタよりも 10 mm 程度高い場合はノイズ量が有意に増加していた。これらのことから、ボウタイフィルタの特徴を理解し、種類やポジショニングには注意を払う必要がある。

本研究のリミテーションとしては、第一に単施設の研究であること、第二に 1 社の CT 装置のみの検討であること、第三に診断能に関しては評価を行っていないこと、第四に同一な方向から撮影した位置決め画像での ATCM 被ばく線量の検討を行っていないことが挙げられる。

4. 結 語

寝台位置補正なし群と比較し、側面方向の位置決め画像取得後、寝台の高さをスキャンアイソセンタに補正し、正面の位置決め画像取得 (寝台位置補正あり群) する新手法において、被ばく線量は両群に有意差を認めなかったが、SD は寝台位置補正あり群で有意に低値であった。小児 CT 検査においてわれわれが提唱する新手法はノイズ量が減少した。

本研究の要旨は第 75 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2019 年, 横浜) にて発表した。

利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Tan Kendrick AP, Ling H, Subramaniam R, et al. The value of early CT in complicated childhood pneumonia. *Pediatr Radiol* 2002; 32(1): 16-21.
- 2) Rose-Felker K, Robinson JD, Backer CL, et al. Preoperative Use of CT Angiography in Infants With Coarctation of the Aorta. *World J Pediatr Congenit Heart Surg* 2017; 8(2): 196-202.
- 3) Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169(22): 2078-2086.
- 4) Broder J, Fordham LA, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the pediatric emergency department, 2000-2006. *Emerg Radiol* 2007; 14(4): 227-232.
- 5) 独立行政法人放射線医学総合研究所. 放射線の線源と影響 原子放射線の影響に関する国連科学委員会の総会に対する 2000 年報告書. 東京: 実業広報社, 2002.
- 6) Brenner D, Elliston C, Hall E, et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176(2): 289-296.
- 7) Pearce MS, Salotti JA, Little MP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012; 380(9840): 499-505.
- 8) Cody DD. Management of auto exposure control during pediatric computed tomography. *Pediatr Radiol* 2014; 44(Suppl 3): 427-430.
- 9) Silva AC, Lawder HJ, Hara A, et al. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194(1): 191-199.
- 10) Macía-Suárez D, Sánchez-Rodríguez E, Lopez-Calviño B, et al. Low-voltage chest CT: another way to reduce the radiation dose in asbestos-exposed patients. *Clin Radiol* 2017; 72(9): 797 e1-797 e10.
- 11) Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys* 2007; 34(7): 3093-3101.
- 12) Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, et al. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 203(1): 123-130.
- 13) Li J, Udayasankar UK, Toth TL, et al. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188(2): 547-552.
- 14) Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, et al. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med* 2012; 28(3): 191-199.
- 15) Toth TL. Dose reduction opportunities for CT scanners. *Pediatr Radiol* 2002; 32(4): 261-267.

問合先

〒730-0811 広島市中区中島町 3-30
医療法人あかね会土谷総合病院 吉浦貴之