

特集 第38回日本小児放射線学会シンポジウムより *Pediatric CT Update 2002・小児のMDCT*

2. 小児のMDCT；被曝低減の可能性

宮崎 治¹⁾，近藤睦子，中島康雄，吉川達生²⁾

聖マリアンナ医科大学 放射線医学教室，画像診断センター²⁾，現国立成育医療センター 放射線診療部¹⁾

Pediatric MDCT ; Possibility of Radiation dose Reduction by Multi-detector row CT for Pediatric Patients.

Osamu Miyazaki¹⁾, Mutsuko Kondo, Yasuo Nakajima, Tatsuo Yoshikawa²⁾

Department of Radiology, and Medical Imaging Center²⁾, St. Marianna Univ. School of Medicine.

Department of Radiology, National Center for Children's Health and Development¹⁾.

Abstract

The use of CT has rapidly increased for the pediatric patient in the past several years. The increased frequency of pediatric CT is mostly caused by use of the helical CT technique. The volume coverage speed may be substantially improved by using multi-detector row CT (MDCT), which also reduces the need for sedation. Newer pediatric CT indications such as acute abdomen and emergency setting, 3DCT angiography, dynamic study and virtual bronchoscopy will develop. On the other hand, there have been many articles that report unnecessary radiation exposure during CT procedures and warn of the potential risks of cancer arising as a result of the increased use of CT in the pediatric population. Overexposure may occur when CT scanner parameters are not adjusted for patient size. MDCT plays an important role not only in image quality, but also in radiation dose reduction. This overview article introduces background (what happened in recent years in United States?), problems (why is dosage so high?), and recommendation of low dose setting (how to reduce the radiation exposure for children and young adults).

Keywords : Children, Multi-detector row CT, Radiation dose reduction

はじめに

小児の画像検査を行う上で、すべてのモダリティーに共通する、克服すべきふたつの問題点がある。それは“被曝”と“検査時間の長さ(呼吸停止や検査時の体動)”である。単純X線撮影は被曝をするが検査時間は短い。超音波(以下US)とMRIは“被曝”についてはすでにモダリティーを選択した段階で問題が解決され、あとは後者の課題をクリアすれば良いのである。

一方CTは“被曝”することが前提である点が、すでにUS、MRIに比し一歩劣っており、高速度らせんCT(以下ヘリカルCT)登場以前のCTは検査時間が長く、鎮静下でない場合は画質が不鮮明であった。二つの問題点を抱えたCTより、一つでも問題が少ないUS、MRIが小児領域で過去に積極的に選択されてきたひとつの理由と思われる。そのような歴史的状況下においてヘリカルCTの登場は成人同様、小児画像診断にとって画期的であったと思われる。短時間の検

査で呼吸停止なしでもモーションアーチファクトの少ない良好な画像が得られ、volume scanされたデータからは矢状断、冠状断の観察が可能となった。さらに1990年代後半に開発された多列検出器搭載型ヘリカルCT、Multi-detector row CT (以下MDCT) の使用により、検査時間のさらなる短縮と、画質の面でもMRIさながらの多断面再構成画像や3D画像の作成が可能となった。ヘリカルCTの導入から最初の10年間で、冒頭で述べた後者の問題点(検査時間短縮)を、ほぼ解決した感がある。しかしながらもうひとつの問題点である“被曝”は実に10年近く経過した近年になり、ようやく目が向けられるようになってきた。MDCTは従来のヘリカルCTに比べ、検出器の高効率化と多点補間による画像再構成により、被曝線量もかなり低く抑えられる¹⁾。このため小児画像診断におけるふたつの問題点(被曝と検査時間短縮)の両方を解決することが可能な、画期的な画像診断装置として今後の期待は大きい。本稿では小児CT検査による被曝低減の可能性につき、現在までの背景、現時点でのCT被曝の問題点、これらを踏まえた上でのヘリカルCT、MDCTの被曝低減の撮影条件や工夫につき述べる。

背景

CT被曝低減に関する研究は、高速らせんCTが臨床導入された1990年代以前から海外にて散見され、ここ1~2年米国では小児のCT被曝が過去に類を見ないほどのトピックスになっている。その理由は2001年のAmerican Journal of Roentgenology 176巻にBrennerらの論文“Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT”²⁾が発表され、全米の15歳以下の小児に年間行われる60万件のCTの結果、将来500人が放射線に起因する癌で死亡すると報告されたからである。この内容が米国一般紙(USA Today)に紹介され、論文タイトルにある“致命的な”という単語もショッキングであったため、当時米国では小児のCT被曝が社会問題へと発展した。同論文の趣旨は小児のCT検査における放射線誘発癌のリスク推定であり、実際に500名の放射線誘発癌患者を

確認したわけではない。年齢や体格に関係なく頭部CTは462mAs、腹部CTは404mAsと仮定してあくまで放射線生物学的、統計学的に算出された予想値である(これらのmAs値は新生児や乳幼児には線量過多と思われ、実際はこれより少ない設定で検査を行っている施設がほとんどであると思われる)。その後2001年11月米国食品医薬局(FDA)³⁾からCT被曝低減勧告がなされるなど、CTの被曝に対する意識はかつてないほど高まっている。この論議を前後しCT被曝低減に関する研究は2001年以降、多数発表されている。これらの論文で取り扱われているCT機器は単列検出器のCTにおける検討がほとんどであり、今後急速に普及するであろうMDCTの検討は未だ少ない。

小児CT被曝の問題点

1) 小児のCT被曝増加の実態と理由

過去20年間においてCT検査の件数は急激に増加している。米国のデータでは1981年に年間280万件であったCTの件数は1995年には年間2000万件に増加している²⁾。このうち小児が占める割合も増加しており、St. Louis children's hospitalの例をとると1999年に行われた小児CTの件数は1996年時の約2倍であったと記載されている²⁾。また本邦の例では吉形らは1998年に2.7%であった小児CTの割合が、2年後の2000年では8.6%と急増していると述べている⁴⁾。その主な理由として、ヘリカルCTの登場によりスキャン時間、検査時間が短縮し、検査時の鎮静の必要性が減り、多少の体動や呼吸停止不良下においても許容できる画質が得られるようになったためである。

検査数の増加に伴い小児のCT検査の適応疾患も拡大された。USが第一選択と考えられていた虫垂炎をはじめとする急性腹症の診断、悪性腫瘍や鈍的腹部外傷に対する広範囲のスクリーニング、呼吸器疾患および気管の形態評価、心大血管の造影CT、3-DCTやCT Angiographyなどが小児CT検査の依頼目的に追加されたこともCT被曝の増加の一因と考えられる⁵⁾。

またCTによる被曝増加のもうひとつの理由として、1回のCT検査における撮影回数の増加

が挙げられる。つまり1回の検査で単純CTと造影CTの2度のスキャンが行われたり、また造影CTにおいて造影早期相、平衡相(あるいは晩期相)といった2相、3相の撮影を行い、病変部の造影効果の挙動から質的診断を得ようとする方法である。これは成人の肝細胞癌などで、日常的に行っている病変評価方法を小児に応用しているわけだが、必ずしも小児の腹部疾患に不可欠ではない場合が多い。ヘリカルCTの前世代のCTでは、管球容量が小さかったため、上記のような複数回の連続スキャンは管球保護のため不可能であった。これは機器の性能の限界が被曝の抑止力となっていたともいえる。現代のヘリカルCT、MDCTに搭載されている大容量の管球は複数回の連続スキャンが可能となった反面、機械の制限に伴う被曝抑止がなくなったと考えられる。いたずらにスキャン回数を増やすことが被曝増加の一端を担っているのは事実である。この問題は実際に検査の現場に立ち会い、スキャンをプランしたり、撮影追加の指示を出す放射線科医の姿勢に大きく左右される。

2) 不適切な撮影条件

前述のごとく小児のCT検査数が急増したにもかかわらず、小児の体格や年齢に応じたCTの撮影条件の適正化は不十分なまま現在に至っている。CT機器メーカーの推奨する撮影条件は成人を対象に設定されており、小児の年齢や体

格による撮影条件の変更については明確に指示されていなかった。このため小児CTの撮影条件の設定変更はCT室の診療放射線技師の“経験と勘”に基づく、大雑把で不確かなものであった。最近になり、米国での被曝低減の意識改革や4列、8列、16列のMDCTの導入、後述するauto mA機能の導入などを契機に、ようやくCT機器メーカーも小児を意識した“低被曝モード”を提示するようになってきた。

ではなぜ今まで年齢や体格による撮影条件の適性化が行われてこなかったのか? その理由として、CTの断層画像が高被曝、いわゆる“overexposure”に気づかれにくいという特徴がある。これは単純X線撮影と比較すると理解しやすい。単純X線撮影はoverexposureな撮影条件下では、フィルムが黒化するため、医師、技師ともに被曝過多を認識しやすく、場合によっては再撮影が要求される。単純X線撮影は適切な条件下でなければ、必要な情報が写真から得られないからである。一方Fig.1に示すようにCTの場合はその画像を見ただけでは、一見してどちらが“overexposure”であるかを見分けにくく、いかなる症例やいかなる年齢層においても、CTの断面像は一様に同じ印象を受ける^{3,6)}。またCTは管電流増加によりノイズが減り、高画質が得られ、診断能が上がると考えられていたため被曝過多は見過ごされてきた⁷⁾。

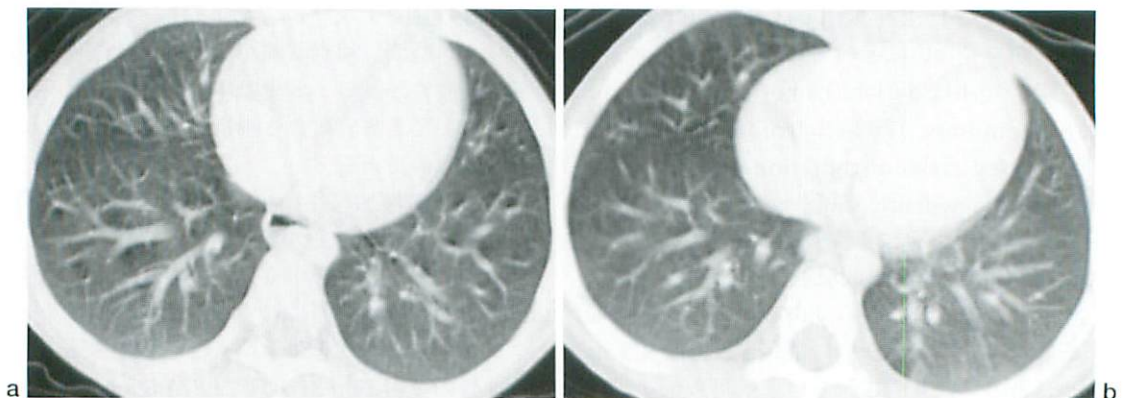


Fig.1 Can you guess which is the overexposed CT image?

These two CT images are of the same patient with different tube current settings. Tube current is 100mAs for figure 1-a, 45mAs for figure 1-b, respectively.

Recognition of the overexposed CT image is difficult. This is thought to be one of the reasons for the unawareness of high radiation dosage.

以上これらのCT増加の理由や不適切な撮影条件の問題は、基礎的な放射線物理学、生物学的な課題というより、むしろ被曝低減の意識さえあれば、どの施設においても今日から被曝低減が行えるシンプルな問題と思われる。以下に具体的な被曝低減方法を紹介する。

被曝低減の方法

1) CT被曝の評価方法

被曝低減の方法に先立ちCT被曝の評価方法を説明する必要があるが、詳しい説明は誌面の都合上困難である。線量等を比較する場合に、異なったCT機種や異なったパラメーター設定では不都合である。現在局所線量の指標には一般的にはCTDI_w、検査全体の被曝量の指標にはDLPが用いられることが多い。Table 1にCT被曝の指標として使用される単位をまとめたので参照されたい⁸⁾。

2) 管電流時間積の設定

被曝量を増減させるCT装置のパラメーターとして管電流時間積設定 (mAs)、ヘリカルピッチ設定、管電圧設定 (kV)、スライス厚設定、FOV設定、などがある。このうちある程度の画質を維持しつつ、被検者の体格に見合う低被曝の条件を設定できるものとして、多くの論文はmAsを下げる方法を推奨している^{3, 6, 8)}。

FDAの勧告にも、mAs以外のパラメーター設定が同一であったと仮定すると「端的にmAs値を半分に減らすだけで、それに比例し被曝量も半分になる」と記載されている³⁾。mAsを下げて撮影したCTの画質の評価、特に胸部CTについては過去に多くの研究がなされ^{9, 10)}、その結果小児の躯幹部CTではmAsを従来の成人の設定の半分近く下げても、診断に支障がないことが分かってきた^{6, 9)}。文献での小児躯幹部に推奨されるmAsをTable 2に示すが、論文が発表された数年間の間にも推奨される設定が低下している傾向に気づく^{11, 12, 13)}。また小児といえども体重3kgの新生児から70kg近くある成人同様のサイズまで体格はさまぎまである。このため体格に応じたmA設定を提唱する論文も散見される。Donnellyらは被検者の体重に適した推奨mA設定を提示しており¹³⁾ (Table 3)、赤

Table 1 Summary of various dose index of CT scan⁸⁾

単位	概念
CT線量指数 computed tomography dose index (CTDI)	CTの線量分布曲線はスライス中央で高感度で、頭尾側方向で感度の低い山形になっている。半値幅スライス厚の外側を内側に折り込んで上乘せした値。
CTDI ₁₀₀	スライス厚に関係なく体軸方向に100mm分の線量を内側に折り込んだCTDI
weighted CTDI (CTDI _w)	アクリルファントムの中心部のCTDI ₁₀₀ の1/3と、辺縁部のCTDI ₁₀₀ の2/3を足した値
effective CTDI _w (CTDI _{w, eff})	CTDI _w をピッチで補正し、1 cm当たりの局所線量を表す。機種によってはCTのコンソールに表示される。
dose-length product (DLP _w)	CTDI _w にスキャン範囲長を乗じた値 (検査全体の被曝の指標として有用)

Table 2 Recommended tube current setting for pediatric CT in articles

	author/article/published year		
CT examination body resion	Zeman et al AJR : 1998 ¹¹⁾	Frush et al Radiology : 1998 ¹²⁾	Donnelly et al AJR : 2001 ¹³⁾
abdominal CT	120 (mAs)	90-140 (mA)	60-150 (mA)
Chest CT	170 (mAs)		40-120 (mA)

Table 3 Recommended tube current setting by weight (kg) of pediatric patients

Example of Cincinnati children's hospital ; single helical CT		
Body weight (kg)	chest CT (mA)	abdominal CT (mA)
4.5-8.9	40	60
9.0-17.9	50	70
18.0-26.9	60	80
27.0-35.9	70	100
36.0-45.0	80	120
45.1-70.0	100-120	140-150
>70	≥140	≥170

(Donnelly et al, 2001¹³⁾)

羽らは体重から換算した人体の横径を求め、体格（横径）に見合ったmAsを求める近似式（体重×1.5+60=必要mAs）を導いている⁸⁾。筆者が現在所属している国立成育医療センターでは8列のMDCT（Light speed ultra；GE社製）を使用しているが、現在上記の赤羽らの近似式による体重法から、患児の腹部CTのmAsを、胸部CTではさらにその値を0.6倍したmAs値をもとに検査を施行している。また多忙なCT室の業務の流れに沿うように、当施設では体重から換算された5kg間隔のmAs設定の一覧表をCTのコンソールの前に貼り参照している。

これら近年の報告のほとんどはsingle detectorヘリカルCTによるヘリカルピッチが1ないしは1.5で行われた研究である。mAs低減に関する今後の課題として、MDCTにてヘリカルピッチを増やした場合の必要最低限mAs値の設定と画質、被曝量の評価、小児で頻度の多い割に、躯幹部ほど十分な検討がなされていない頭部CTの低被曝化とMDCTの評価と思われる。頭部CTは画質を維持するためヘリカルCT、MDCTの装置でも、従来のnon-helicalによるconventional scanがメーカー側から推奨されている。Chanらはconventional scanで行われた小児の頭部CTのmAsを200~250mAsで撮影した群と、125~150mAsで撮影した群とで画質のblind testを行い、両者に有意差はなかったと報告している¹⁴⁾。

3) ヘリカルピッチの設定

前述のmAs設定同様、ヘリカルピッチを変動させることで被曝量は加減される¹³⁾。

ヘリカルピッチとは、X線管が1回転する間に寝台が体軸方向に移動する距離を設定スライス厚で除した値である¹⁾。Single helical CTとMDCTとではヘリカルスキュンの補間方法の違いにより、ピッチの変動による被曝量と画質の関係が異なる。2点補間法を用いているシングルヘリカルCTの場合はピッチを1から1.5に設定を増大することにより、雑音量を増やさずに被曝量を減らすことが出来る優れた手段である⁸⁾。一方MDCTの場合一般的にはピッチを大きくするほどデータ密度は減少し、スライス幅は厚くなり、アーチファクトは増大し、被曝線量は減少する¹⁵⁾。実際には機器が補正のために

電流をあげることで、CT機種により一概に減るとは言えない。

4) その他の被曝低減の手法

被検者のスキュン範囲内には、空気、骨、脂肪、軟部組織といった異なる構造物が混在し、線量を多く必要とする部位と必要としない部位がある。これに対しスキュンの位置決め画像から、一回のスキュン中に自動的にその範囲内にある構造物に見合った線量を出す機能（Auto mA）が最近導入されている。線量設定の方法や基準は各メーカーにより異なっている。

その他管電圧（kV）の調整も被曝低減に有用であるが、多くの場合CT値の基準が120kVに設定してあり、管電圧を変えるとCT値が変動することが問題となる。また散乱線が増えるので表面被曝が増えるといった問題もある。

以上、これらの装置の設定以外でも、日常診療において前述のように、無駄な複数回の撮影を追加しない、超音波やMRI向きの疾患ではそれらで代用するなど被曝低減を心がけるべきであろう。

まとめ

小児のMDCTにおける被曝低減の可能性、特にその背景、問題点、対策方法を述べた。小児CTの被曝過多の主たる原因は、実は我々の認識不足であり、それを認識することが子どもたちを被曝過多から守る第一歩であると思われた。

AJRのチーフエディターのLeeはEditor's notebook¹⁶⁾の記載のなかで「我々放射線科医は過去のCT開発、進化の歴史のなかで、常に“速さ”と“精密さ”を技術者に要求し、メーカーに作らせ、そして購入してきた。今は被検者の低被曝を実現させるCTを要求し、そしてそれを購入すべきであろう」とコメントしている。

●文献

- 1) 辻岡勝美：I-34 マルチスライスCT。CT自由自在（第1版）、辻岡勝美著、東京、メジカルビュー社、2001、p52-53。
- 2) Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al : Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR 2001 ; 176 : 289-296.

- 3) Feigal DW : Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. FDA public health notification 2001.
- 4) 吉形通高, 赤井喜徳, 西村信也, 他 : 小児疾患に有用性を認めたCT検査. 小児放射線技術 2001 ; 26 : 8-18.
- 5) 宮坂実木子, 宮崎 治, 中山睦子, 他 : 小児領域におけるMSCTによる検査法のポイント. インナービジョン 2001 ; 16 : 61-68.
- 6) Lee FR : From the editor's notebook. Taking care of children : Check out the parameters used for helical CT. AJR 2001 ; 176 : 287.
- 7) Paterson A, Frush DP, Donnelly AF : Helical CT of the body : Are settings adjusted for pediatric patients? AJR 2001 ; 176 : 297-301.
- 8) 赤羽正章, 大友 邦 : CTの被曝と撮影条件最適化—マルチスライスCTも含めて—. 画像診断 2002 ; 22 : 318-327.
- 9) Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, et al : Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. AJR 2001 ; 177 : 279-284.
- 10) Rogalla P, Stover B, Scheer I, et al : Low-dose spiral CT : applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr Radiol* 1998 ; 28 : 565-569.
- 11) Zeman RK, Baron RL, Jeffrey Jr. RB et al : Helical body CT : Evolution of scanning protocols. *AJR* 1998 ; 170 : 1427-1438.
- 12) Frush DP, Donnelly LF : Helical CT in children : Technical considerations and body applications. *Radiology* 1998 ; 209 : 37-48.
- 13) Donnelly LK, Emery KH, Brody AS, et al : Minimaizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT : Strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001 ; 176 : 303-306.
- 14) Chen CY, Wong YC, Chau LF et al : Radiation dose reduction in paediatric cranial CT. *Pediatr Radiol* 1999 ; 29 : 770-775.
- 15) 片田和廣 : マルチスライスCTの基礎と特徴. 臨床画像 2001 ; 17 : 248-257.
- 16) Lee FR : From the editor's notebook. Radiation exposure in CT : Why so high? *AJR* 2001 ; 177 : 277.