

1. オールジャパンとしてどう取り組むか？

赤羽 恵一

独立行政法人 放射線医学総合研究所
重粒子医科学センター 医療放射線防護研究室

近年、医療被ばく、特に小児の防護に対する関心が高く、国内外で医療放射線防護に関する活動が活発に行われている。例えば、米国では「Image Gently」というキャンペーンが展開されている。これは、主として小児の CT 検査を適切に行うためのキャンペーンで、非常に多数の組織・機関等が参画しており、パンフレット等を作成・配布している（一部日本語訳あり）。

国際機関では、WHO が医療放射線防護を世界的に展開すべく、2008 年から「Global Initiative for Radiation Safety in Health Care Settings」を開始しており、これまでに大小併せて 3 回のミーティングが開催された。WHO Global Initiative ではリスクアセスメント・リスクマネジメント・リスクコミュニケーションを実践する計画が立てられており、日本には小児のリスクアセスメントに期待が寄せられている。また、IAEA は放射線診断を受ける各患者（受診者）の履歴を記録可能なシステム作りを目指した「Smart Card Project」を打ち出し、これまでに 2 回の会合が開催された。更に、ICRP は 2007 年に新勧告を公表し、医療放射線防護関連では診断参考レベルの適用を勧告内に明記した。日本では勧告の国内法令取り入れに向けた議論が開始されている。

このような動向の中、日本でも時宜を得た対応が求められるが、オールジャパンとして取り組むための場がなく、種々の組織・機関・個人が個別に

それぞれの立場で活動を行っている状況である。しかしながら、国内の人的・物的・経済的資源は豊富であり、効率的な活用が望まれている。そこで、関連組織等が有機的に協力し医療放射線防護に対応することを可能にする母体として、ハブ的機能を有する組織「医療被ばく研究情報ネットワーク」の設立が放医研から関係諸団体に提案された。3 月末には賛同を得た関連諸学会や行政機関等の参加によるキックオフミーティングが開催される予定となっている。このネットワークでは、まず国内に存在する医療被ばく関連の情報・データを収集・共有し、それらを基に具体的な活動についての議論と、実践のための立案が計画されている。現在対応が求められている WHO Global Initiative の小児被ばくリスクアセスメント、及びそのベースとなる国内の小児放射線診療の詳細な実態把握は、最初に議論される項目の候補になると思われる。

日本放射線技術学会防護分科会は、ネットワーク設立議論の初期から賛同を表明してきた。技術学会は豊富なデータと経験を持つ多数の会員を有しており、技術学会防護分科会がネットワークへの窓口かつ学会としての活動の軸として活躍し、オールジャパンの小児被ばく防護の取り組みに大きく貢献することが期待されている。

2. 小児被曝把握の必要性

宮崎 治

国立成育医療センター 放射線診療部

1. 小児被ばくの評価がなぜ必要なのか？

2001年のBrenner論文に端を発する世界的な小児CT被ばくキャンペーンから10年が経過した。2002年に米國小児放射線学会が発表した“ALARA原則”はその後広く浸透し、この10年間にさまざまなレベルで意識改革がおこった。

CTをオーダーする小児科医はCT被ばくを意識するようになり、放射線科医は低線量被ばくが将来の発がんの原因になる得ることを知り、放射線技師は体格に見合う線量に条件を落とすよう努力し、こどもの親たちはCT検査に対し過敏な反応をするようになった。

いずれも10年前に比べ着実な進歩がみられ、CTの現場で働くものとして、ALARA原則の草の根運動を肌で感じられるようになった。

しかしながらいずれのレベルでも、いまだに漠然とした部分が多いのは事実である。小児科医は、忙しい外来中、CT検査により将来わが子が発がんするのではないかと親に言い寄られても即答できず、放射線科医は1000人に1人発がんするリスク推定と裏腹に、ひと月に1000件近いCTを読影し、技師はその日のスケジュールをこなし、3D再構成を終わらせることに必死である。おそらく多くの施設では放射線科医も診療放射線技師も、たまにしか来ない小児科の患児に、低線量撮影の設定などする時間的、精神的余裕がないのではないかと想像する。

現在我々が有している問題点は上記に要約されていると思われる。1) 低線量のX線被ばくに対し、患者や家族にリスクを説明しうる信頼できる国内の決定版的なデータがない。2) 小児のCT撮影についての線量の目安（診断参考レベル、Diagnostic reference level: DRL）がない。

このふたつの回答を得るためには、現在の本邦での小児CT撮影の撮影条件、撮影件数、検査のプログラム（多相、多部位など）を解析する必要がある。また、それと同時に人体ファントムなどを用いた線量測定をおこない、被ばく線量の評価を行う必要があるが、それには膨大な時間と労力を要する。また、この問題は個人的なリサーチの範疇を超えており、放射線医学研究所のような公的な機関がイニシアティブをとるべきであろうと思われる。

おそらくこれらの足並みをそろえ、調査、研究を開始することが、今回題目に取り上げられている“オールジャパンで考える”というキーワードにつながると思われる。

2. 小児被曝の評価がなぜ、いま必要なのか？

2-1 国際的な視点

現在、医療被ばくにおける放射線防護の問題が ICRP の勧告でも重視され、IAEA, WHO など関連国際機関においても取り組みが活発になってきている。

また、それぞれの国の事情に見合う DRL やプロトコルを有する地域、団体が徐々に増えてきている。本邦も国際的な歩調に見合った線量管理を行わなければならない。なぜならば本邦は世界的に見て CT 所有台数が多く、検査件数も多いからである。

American College of Radiology および北米放射線学会 (Radiological Society of North America) は「患者は X 線検査履歴の記録をもつこと」を推奨している。また、米國小児放射線学会 (Society of Pediatric Radiology) の被ばく低減キャンペーン “Image Gently” にはダウンロードできる小児用の被ばく記録メモ “My Child’s Medical Imaging Record” などが用意されている。

これらは実際何に役立つのか、慎重に考えるべきであるが、CT 検査が終わったばかりの母親が、我々に今日の被ばく量を尋ね、手帖にメモしている姿も見受けられるのは事実である。

これらのメモで低線量被ばくによる国民レベルの発がんリスクを正確に評価するのは困難ではあるが、後々の人生が長い小児が、長い年月をかけて検査による放射線量を蓄積していくことは事実である。とりわけ悪性腫瘍など重度の疾患に罹患した患児ほど、複数回の X 線検査を繰り返している。このような疫学調査には長い年月や費用がかかるが、カナダでの広域調査や、米国国立衛生研究所 (NIH) における被曝量記録の義務化と医療被曝によるがんリスクとの関連調査開始などの

ニュースを見聞きし、本邦もこれらを開始する時期に来ているのではないかと思われる。

2-2 小児 CT 検査は今でも増え続けているのか？

10 年前に比べ小児 CT 検査が増えたのは事実であるが、その後も同じペースで増え続けているのだろうか？ ポストン小児病院の Townsend らの調査では全米小児病院 18 施設の CT 検査件数は 2006 年にピークを迎え、その後漸減傾向にあると 2009 年の米國小児放射線学会で報告している。筆者の所属する国立成育医療センターでの検査件数を調べてみたが、2007 年までは増加の傾向、2007 年にピークに達しその後平衡となり件数の増加傾向は止まっている。一方、超音波検査は右肩上がりに増加している。また、国内の複数の病院の知人の放射線科医に調べてもらった結果、複数の施設で 2006 から 2008 年にかけてピークアウトの傾向にあった。

3. まとめ

当日は上記の小児放射線科医師の立場から、小児被ばくの評価がなぜ、いま必要なのか？ について講演をする予定である。

3. 小児医療被曝の現状と評価

松原 孝祐

金沢大学 医薬保健研究域保健学系

1. はじめに

小児は成人と比較して放射線感受性が高く、また成人よりも平均余命が長いことから、発がんのリスクは必然的に高いとされている¹⁾。したがって小児医療被曝に対しては、正当化や最適化のための特別な配慮が必要であり、そのためには、小児医療被曝の現状を知ることと、被曝線量をできるだけ正確に評価することが要求される。医療被曝に関するデータは、文献にてさまざまな測定値・推定値・指標が公表されているが²⁾、小児に関するデータが十分であるとは言い難い。また、成人・小児を問わず、各被検者の被曝線量を正確に把握することは、現状ではほぼ不可能である。

本稿では各モダリティにおける小児医療被曝の現状について、筆者の知り得る範囲で報告するとともに、それぞれの線量評価法についても述べる。

2. 小児単純X線撮影の現状と線量評価

単純X線撮影は、小児に適用される可能性が最も高い画像検査である。近年は、CR、FPDといったデジタルシステムが普及してきており、これらのデジタルシステムは広いダイナミックレンジを持つため、撮影条件不良に起因する再撮影のリスクは低減した。しかし、その利点が線量低減に対する意識の欠如につながっている可能性があるとの指摘もある³⁾。また、一般病院が小児病院と比較して最大4倍の撮影線量であったという報告⁴⁾や、小児胸部撮影における実効線量が施設間で大きく異なったという報告⁵⁾があることから

も、施設間の撮影線量差は大きく、更なる最適化が必要な状況にあると考えている。

単純X線撮影の簡便な線量評価法として現在臨床で普及している方法は、NDD法や面積線量計を用いた方法であり、ともに入射表面線量の算出過程に被写体に関する因子が含まれないため、小児においても適用可能である。より深部の臓器で評価する方法としては、人体等価ファントムと小型線量計を用いた実測法や、コンピュータシミュレーション法があるが、小児への適用に際しては困難な点も多い。面積線量積から実効線量への換算係数も報告されているが²⁾、小児に適用できるかどうかについては、その正当性も含めて今後議論の必要があると考えている。

3. 小児心臓カテーテル検査・

IVRの現状と線量評価

小児心臓カテーテル検査・IVRは、その技術の向上に伴い増加傾向にあり、先天性心疾患などの心臓病を有した患者に対しては、複数回の施行が必要となる場合も多い。また、放射線感受性が高い臓器が成人と比較すると必然的に照射野に近くなってしまう。以上より、成人のカテーテル検査・IVRにおいては一般的に確定的影響が問題となるが、小児カテーテル検査・IVRにおいては確定的影響と合わせて確率的影響も無視することができないと考える。

小児心臓カテーテル検査・IVRにおける線量評

価の方法としては、現在使用されている循環器用 X 線装置の大部分に装着されている面積線量計を用いる方法が最も簡便である。小児心臓カテーテル検査・IVR における被曝線量の調査を行った研究は決して多くはないが、Bacher ら⁵⁾は皮膚線量の実測結果と、面積線量積から実効線量への換算結果を提示している。本邦においても、今後より多くのデータを収集していく必要があると考える。

4. 小児 CT 検査の現状と線量評価

小児 CT 検査による被曝は、現在世界的に大きな問題となっている。その原因としては、撮影線量が単純 X 線撮影などと比較すると必然的に大きくなってしまったり、撮影条件の最適化や小児被曝に関する教育が不十分であることなどが挙げられる。以前 de Gonzalez ら⁶⁾は、日本における X 線検査の頻度と寄与危険度が、他国と比較して圧倒的に高いという見解を示していたが、最近の研究成果として Kai ら⁷⁾は、日本における小児 CT 検査件数は他国と比較して決して多くはなく、近い将来における小児 CT 検査件数の大幅な増加も予想されないとの見解を示している。この背景には、小児 CT 検査による被曝への問題意識が、検査の依頼主である小児科医らにも徐々に浸透してきたということがあるのかもしれない。とはいえ、小児 CT 検査による被曝が世界的な問題となっていることに変わりはなく、撮影条件の最適化や小児被曝に関する教育、さらには検査自体を最小限にとどめる努力は今後も継続していかなければならない。

CT の線量評価法としては、CT 装置における線量評価と CT 検査における線量評価を分けて考える必要があるとされている⁸⁾。CTDI は一般的には前者の目的で用いられるが、現在の CT 装置は、スキャン計画時に線量情報 (CTDIvol, DLP, 線量効率) を表示することが義務づけられており (JIS

Z4751-2.44 : 2004)、これらは簡便に参照することができるため、例えば参照した CTDIvol を何らかの換算式に当てはめることによって、後者にも応用できるようになるのが理想であると考えている。一方、DLP から実効線量への換算についても、小児用の換算係数 (表 1) が提示されており⁹⁾、その正当性については議論の必要があるものの、これも前者の後者への応用の一つであると考えることができる。一方、後者を目的とする場合には本来、人体等価ファントムと小型線量計を用いた実測法やコンピュータシミュレーション法が用いられるが、小児への適用に際しては単純 X 線撮影を対象とする場合と同様に困難も多く、現在さまざまな視点からの研究が数多く行われている段階にある。

表 1 DLP から実効線量への換算係数⁹⁾

領域	換算係数 (mSv·mGy ⁻¹ ·cm ²)				
	0歳	1歳	5歳	10歳	成人
頭頸部	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
頭部	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
頸部	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
胸部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹部骨盤部	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
躯幹部	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

5. まとめ

小児医療被曝の現状とその評価法について報告した。小児医療被曝に対する注目度は高まっており、国内外でさまざまな研究が行われている。しかし、多くの研究が行われている段階にあるということは、まだまだ対策が不十分であると言い換えることもできる。線量評価法については、成人を対象とした場合以上に工夫が必要であるが、それぞれの方法がどの線量を評価していて、どのような問題点があるのかについて明確に理解しておくことが重要である。

参考文献

- 1) 日本医学放射線学会, 日本放射線技術学会,
日本小児放射線学会: 小児 CT ガイドライン
—被ばく低減のために—. 日放技学誌,
61(4):493-495, 2005.
- 2) Huda W: Medical radiation dosimetry.
Categorical course in diagnostic radiology
physics. From invisible to visible the science and
practice of X-ray imaging and radiation dose
optimization. Radiological Society of North
America, Chicago, pp.29-39, 2006.
- 3) Don S: Radiosensitivity of children: potential for
overexposure in CR and DR and magnitude of
doses in ordinary radiographic examinations.
Pediatr Radiol, 34:S167-172, 2004.
- 4) Hintenlang KM, et al: A survey of radiation dose
associated with pediatric plain-film chest x-ray
examinations. Pediatr Radiol, 32:771-777, 2002.
- 5) Backer K, et al: Patient-specific dose and
radiation risk estimation in pediatric cardiac
catheterization. Circulation, 111:83-89, 2005.
- 6) de Gonzalez A, et al.: Risk of cancer from
diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14
other countries. The Lancet, 363(9406), 345-351,
2004.
- 7) Kai M: CT exposure in Japan: current estimate
and its perspective. KIDS workshop 2009 in
NIRS (abstr.).
- 8) 村松禎久: CT における線量評価の現状 (第
21 回防護分科会パネルディスカッション要
旨). 放射線防護分科会会誌, 21:8-9, 2005.
- 9) Valentin J: Managing patient dose in
multi-detector computed tomography (MDCT)
(ICRP publication 102). Annals of the ICRP,
37:73-79, 2007.

4. 小児 CT 撮影のプロトコルを考える

大橋 一也

名古屋市立大学病院 中央放射線部

1. はじめに

2004 年の Lancet 誌に 掲載された論文により、小児の Computed tomography (CT) の被ばくについて注目されるようになり、日本においても小児 CT ガイドラインにより被ばく低減が提唱され、当院もガイドラインをもとに小児 CT プロトコル設定するなど被ばく低減に対して意識を高めることに大きく貢献した^{1,2)}。近年マルチスライス CT (Multi slice computed tomography: MSCT) が急速に普及し高速撮像や CT-Auto exposure control (CT-AEC) が可能となり、小児 CT 撮影パラメータも新しくなってきた。そこで個々の CT 装置の特性を理解したうえでの診断能を損なわない範囲で被ばく軽減に努める撮影プロトコルの構築が重要になってくる。今回のパネルディスカッションでは、小児 CT 撮影のプロトコルについて被ばくに関するパラメータを中心に述べる。

2. 小児 CT に必要な撮影パラメータ

小児の CT における被写体の特徴は成人と比べて以下のような特徴がある。

- 動く可能性がある。
- 息止めができない (胸部)
- 灰白質、白質のコントラストの変化 (頭部)
- 臓器内脂肪が少ない (腹部)
- 新生児の急激な成長による変化

これらの特徴を考慮した上で撮影パラメータの設定する必要がある。例えば動いてしまう可能性がある場合や、息止めができない場合は時間分解能が重要なパラメータとなってくる。図 1, 2 は小児

の平均的な呼吸回数 40 回/分における自作動態ファントムを撮像した画像である。Rotation time が短く時間分解能が高いほうが、最大吸気、最大呼気時においてアーチファクトが少なく有利であるのがわかる。また短時間撮影により z 方向の連続性もよい (図 3)。

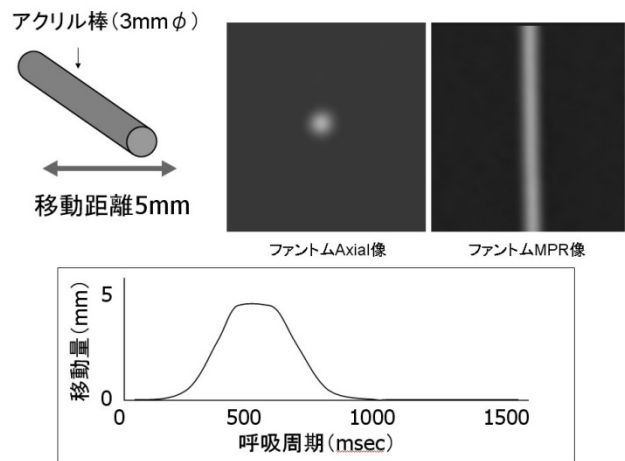


図 1 自作動態ファントムの構成

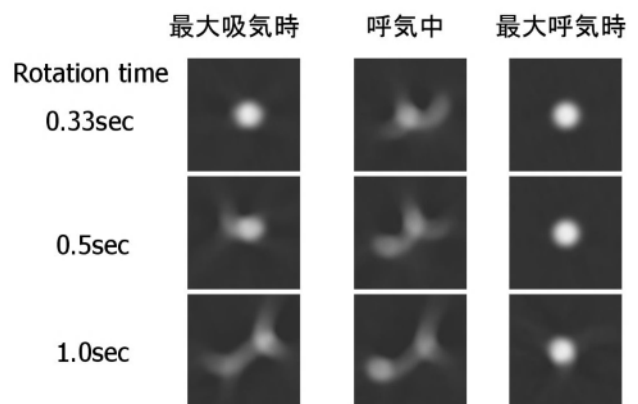


図 2 動態ファントム Axial 画像

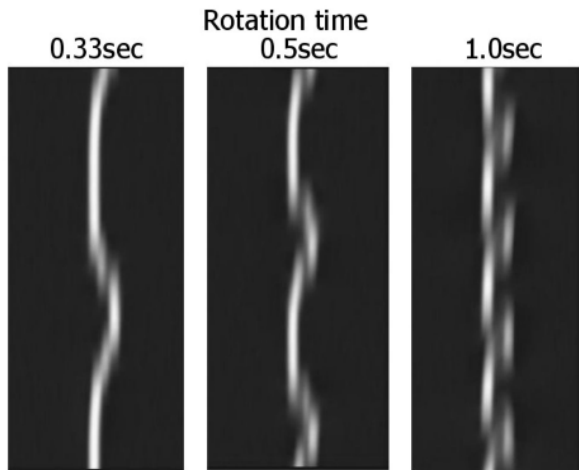


図3 動態ファントム MPR 画像 (coronal)

図4はガントリーの Rotation time を変えたときの回転中心から X 方向に 50 mm の位置での変調伝達関数(Modulation Transfer Function: MTF)の変化である。小児はガントリー回転中心にセットアップできるので Rotation time を短くすることで View 数の低下があるものの MTF の低下は少なく、動いてしまいそうな被検者の場合 Rotation time=0.33sec は十分使用可能であり、時間分解能を優先させたほうがよい。

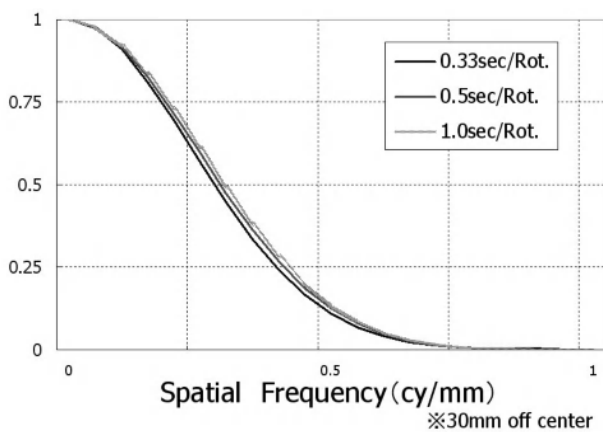


図4 Rotation time による MTF の変化

頭部 CT において日常多く行なわれるものは頭部外傷による骨折や出血の有無や水頭症の脳室拡大の変化など比較的コントラストの高い部位を目的とすることが多いが、脳炎や脳症、腫瘍性病変などが疑われる時に求められる要素は白質と灰白質のコントラストおよび境界の明瞭化である。また、小児の脳は新生児期では水分含有量が多く CT

値が低く、1 歳以上では白質の髄鞘化の影響が少なくなり、灰白質の水分含有量がその要因になる。廣沢らの研究によると白質、灰白質のコントラストは 1 歳前後で最も低値を示し、それ以下は年齢の低下と共に急激に上昇し、1 歳以上では緩やかに上昇すると述べている³⁾。腹部 CT においても小児は腹腔内の脂肪が少なく臓器間境界が不明瞭になりやすい。つまり小児という被写体は単に大きさだけではなく、成人に比べてコントラストも低下するので、よりノイズの少ない画像が求められる。

3. CT-AEC

小児 CT ガイドラインでは CT-AEC の活用を推奨している。図 5, 6 は小児の頭部と胸部における CT-AEC 使用時の線量の変化であるが、小児のような小さな被写体においても体軸方向への線量コントロールがされているのがわかる。このように CT-AEC は非常に優れた機能であるがメーカー間または同一メーカーでもバージョンにより機能は異なっているため注意が必要である。CT-AEC には大きく分けて画像の標準偏差 (Standard deviation: SD) によってノイズを一定に制御するものと、そうでないものがある。例えば SD が一定の CT-AEC で大人と同じ設定で撮影すると表 1 のように成人を直径 30 cm の水ファントムと仮定すると、乳児を直径 10 cm の水ファントムとした場合では線量は成人 130 mAs に対して乳児 2.9 mAs となり約 1/45 の線量となる。実際にそのような線量で撮影された場合は線量不足でノイズが多く診断に適さない。CT-AEC を使用すれば成人の条件と同じでよいのではなく、小児用の CT-AEC 撮影条件が必要であると考え。また、位置決め画像から撮影線量を計算するため位置決め時と撮影時で体位や位置、息止めによる変化があった場合には正常に機能しない。撮影条件は平成 12 年度の小児発育曲線 (図 7) から体重と胸囲は相関関係があり、体重別のプロトコルによる撮影線量の決定が望ましい。

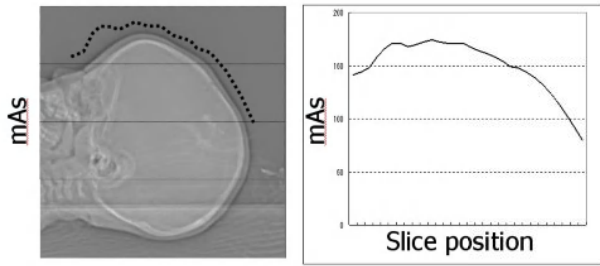


図5 小児頭部 CT における CT-AEC

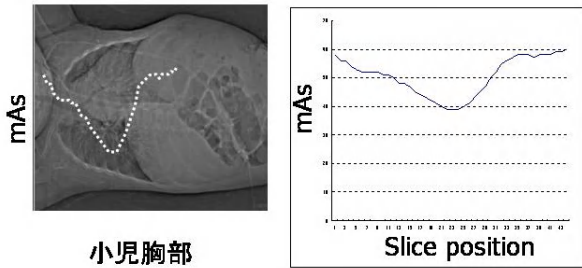


図6 小児胸部 CT における CT-AEC

表1 水ファントムの大きさ変化による線量とノイズの関係

水ファントム直径(cm)	10	14	20	25	30	
線量一定	mAs	130	130	130	130	130
	S.D	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0
ノイズ一定	mAs	2.9	6.2	19	50	130
	S.D	13.0	13.0	13.0	13.0	13.0
Siemens社 CT-AEC	mAs	20	33	50	80	130
	S.D	4.8	5.7	8.4	10.2	13.0

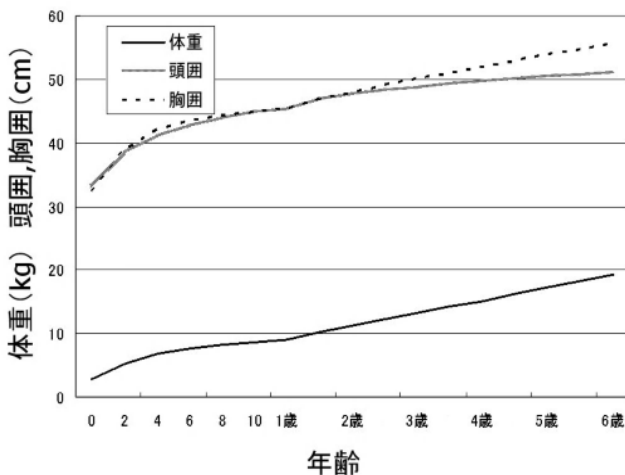


図7 平成12年度の小児発育曲線

4. CTDI

ICRP の Publication 87 には小児 CT における診断参考レベルの CT Dose index (CTDI) が示されている (表2)⁴⁾。この値は 16cm 径のファントムにおける CTDIvol である。最近の CT 装置にはコンソール上に CTDIvol が表示されている。

表2 小児診断参考レベル

検査	年齢(y)	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy・cm)
脳	<1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
胸部	<1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
上腹部	<1	20	330
	5	25	360
	10	30	800

図8は SIEMENS 及び PHILIPS の小児の腹部のプロトコルのコンソール画面であるが、どちらの装置も 32cm 径のファントムの値が表示されている。ファントム径 32 cm と 16 cm では装置や撮影プロトコルによって違うが約 2~3 倍の CTDIvol の違いがあるので注意が必要である。それを知らずに表示 CTDIvol を診断参考レベルに合わせると過大線量になってしまう。小児のプロトコルを設定する場合に 16cm 径のファントムの表示値なのか 32cm 径のファントムの表示値なのか把握しておくことが重要である。

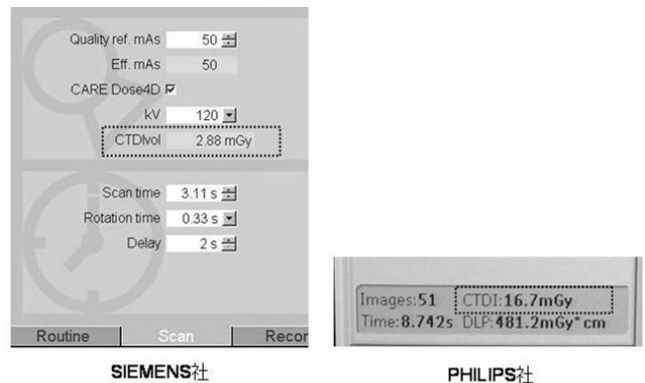


図8 CT コンソール画面

5. 低電圧撮影

低電圧撮影については、議論が分かれるところであるが、基本的には管電圧を変えても水ファントムを同じSDにするために必要な線量(CTDIvol)は変わらず、低コントラストにもほとんど影響しない。ただし造影剤に関しては低電圧の方がコントラストが高いため3DCT-Angioなどには被ばく低減の可能性がある。しかし低電圧はストリークアーチファクトやモーションアーチファクトなどのアーチファクトが強く出るために結果としてあまり効果のない場合もある。

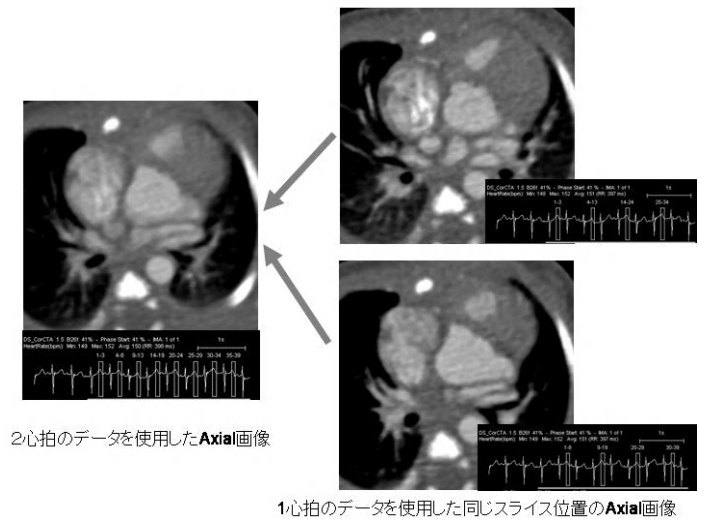


図9 EMR と非 EMR による小児心臓 CT 画像

6. 心臓 CT

小児においても循環器領域の CT の需要が急速に増加している。最近の MSCT には分割式心拍同期画像再構成法（以下、ECG-gated multi-segment reconstruction: EMR）により心位相の時間分解能を向上させる機構が搭載されている。しかし EMR は複数の心拍から画像データを収集するために呼吸抑制をしていない小児の場合には呼吸によって各心拍の心臓の位置が異なってしまうために EMR による時間分解能の向上はあまり効果がない場合がある。図9は2心拍を使った EMR の画像と1心拍ずつ別々にハーフ再構成した同じスライス位置の画像であるが EMR の画像は呼吸による位置の違う画像の重ね合わせであり真の画像ではない。このようにあまり信頼できない画像を得るために EMR による心電同期撮影を行うことは被ばくが増大するだけであり、むやみに心電同期撮影を行うべきではない。

7. その他の被ばく低減技術

ICRP の Publication 87 には Partial rotation scan による頭部 CT における水晶体の被ばく低減の効果が示されている。最新の CT ではヘリカルスキャンにおいても Partial rotation scan が使用可能な装置があり、乳腺の被ばく低減の可能性がある。このような最新技術の特性をよく理解し、画質とのバランスをよく考えて撮影パラメータを最適化することが必要である。

参考文献

- 1) Berrington and Darby, Lancet 363:345-351, 2004
- 2) 小児 CT ガイドライン-被ばく低減のために- (社団法人日本医学放射線学会・他)
- 3) 廣沢信雄 他: 小児における CT 撮影条件の検討. 小児放射線技術第 26 号 (2001)
- 4) ICRP Publication.87 CT における患者線量の管理 (社団法人日本アイソトープ協会)