



Journal of Japanese Society of Pediatric Radiology

JJSPR
VOL.30 NO.1
2014

Edited by

Editor in Chief : Eiji Oguma, M.D.

Editorial Board :

Ayumi Endo, M.D.

Kazutoshi Fujita, M.D.

Takashi Doi, M.D.

Hajime Kawakami, M.D.

Masataka Higuchi, M.D.

Yoshiyuki Tsutsumi, M.D.

CONTENTS

Special Articles

1. Justification and optimization of pediatric CT Osamu Miyazaki 3
2. CT examination and radiation dose for children with congenital heart diseases
..... Shuhei Sato, et al. 9
3. Contributing to pediatric CT as a medical-equipment company..... Sayoko Miyanishi 14
4. Approach to reduce dose for pediatric CT examination Takuya Hiramoto 20
5. Dose reduction technologies for area detector CT in pediatric examinations
..... Hiroyasu Inokawa, et al. 30
6. Approach to pediatric CT examination on Philips CT scanner
-Balance dose reduction with image quality- Tsuyoshi Osonoi 37

Case Report

- Two cases of submandibular gland tumors in children Yuka Morita, et al. 44



目 次

特集

第49回日本小児放射線学会シンポジウムより

CT被ばく：小児CT被ばくの現状，各CT機器メーカーの対応

1. CT被ばく 正当化と最適化 宮 崎 治 3
2. 小児先天性心疾患におけるCT検査とその被ばくについて 佐藤修平，他 9
3. CT機器メーカーとしての小児CTへの対応 宮西佐代子 14
4. 小児CTにおける被ばく線量低減への取り組み 平本卓也 20
5. 小児領域における面検出器CTの線量低減技術 猪川弘康，他 30
6. Philips CTにおける小児撮影への取り組み ～被ばく低減と画質の両立～
..... 小 園 井 剛 37

症 例 報 告

- 小児顎下腺腫瘍の2例 森田有香，他 44

第49回日本小児放射線学会シンポジウムより
特集 CT被ばく：小児CT被ばくの現状、各CT機器メーカーの対応

1. CT被ばく 正当化と最適化

宮 寄 治

国立成育医療研究センター 放射線診療部

Justification and optimization of pediatric CT

Osamu Miyazaki

Department of Radiology, National Center for Child Health and Development

Abstract

This review article will look at how we might quantify our performance regarding the justification and optimization of radiation protection. The Japan Radiological Society and the Japanese College of Radiology published “Diagnostic guidelines 2013”. These evidence-based guidelines included the contra-indication of head CT for pediatric minor head trauma. Also, ultrasonography is recommended for children with right lower quadrant pain prior to contrast enhanced abdominal CT. Wider use of these guidelines might help to reduce unnecessary irradiation of pediatric patients.

Recently, the optimization of pediatric CT technique has also been changed as compared to several years ago. New technical innovations such as iterative reconstruction used in daily practice and lower kilo-voltage of X-ray tube voltage have been positively applied to pediatric chest and abdominal CT. Each department should investigate its own local diagnostic reference level (DRL) of CTDI_{vol} and dose length product (DLP) as to whether they are reasonably optimized or not as compared with standard DRLs in the literature. We should know Size Specific Dose Estimation (SSDE) as a newly introduced CT radiation unit by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). SSDE overcame the disadvantage of CTDI_{vol}, which had not reflected a patient’s individual size. National dose index registry (DIR) might be organized for future work of the radiological society. It is necessary that physicians who take part in pediatric radiology adopt the contemporary state of the art described above in daily practice for continuous minimization of CT radiation exposure in children.

Keywords : CT, Radiation, Children, Guidelines, Optimization

はじめに

本項は2013年6月22日に山口県で行われた第49回小児放射線学会学術集会のシンポジウムの内容につき、その一部を総説の形で記載する。当日のシンポジウムは前半筆者が腹部領域の発表をし、後半に循環器領域を佐藤修平先生(岡山大学医学

部附属病院 放射線科)に発表していただいた。その後にCTメーカー4社の方々の低被ばくへの取り組みにつき主に技術面を解説していただいた。本項は当日の発表に準じて前半は正当化について、後半は最適化について解説する。内容については当日から半年経過しており、当日の講演に加え最新の情報を追記していることを明記したい。

小児CTの正当化

CT検査件数の最近の傾向

近年, Multidetector row CT (以下MDCT) の技術的進化和台数の普及により, CT検査は年々増加傾向を辿っている¹⁾. 最新の情報 (IMV medical information division) によれば北米のCT検査件数は2011年8,500万件をピークに, 2012年, 2013年と連続5.5%検査件数が減少し2013年は7600万件と報告されている^{2,3)}. CT検査件数全体の減少の原因として, 1) 患者と医療者の放射線被ばくに対する意識の高まり, 2) 北米の医療保険会社のCT検査適応の基準がより高くなったこと, 3) 胸部, 腹部, 骨盤など多部位の連続スキャンを1回と換算するなどの変化によると推測される²⁾. いずれにせよ米国は2007年までは年間+10%⁴⁾, 2007年~2011年までは+5.6%³⁾の増加率であったCT検査件数に変化が生じているようである. 米国の小児CTの比率は成人の約10%と報告されており⁵⁾, 2013年の時点では年間760万件程度と思われる.

本邦はTsusimaらの報告ではCT検査総数2990万件, 小児のCT検査件数143万件 (約4.8%) と推定されている⁶⁾.

CT検査の適応

文献上小児のCT検査のうち30%は検査不要か, あるいは放射線被ばくのない他の検査に変更が可能であると考えられている¹⁾. これらの不必要な検査を減らす方法としてガイドラインの適応が考

えられ, ガイドラインに従って検査適応を決定した場合, 20%の不要な検査を減らすことが可能と考えられている⁷⁾.

本邦では昨年, 日本医学放射線学会, 日本放射線科専門医会・医会が編集した画像診断ガイドライン—2013年版が刊行された⁸⁾. この書籍に小児画像診断セクションの大項目はないが, 頭部領域, 腹部領域には小児の画像診断の適応を決定する, 以下のふたつの重要な項目が含まれる.

1) 軽度の頭部外傷におけるCT検査の適応

日本医学放射線学会の画像診断ガイドラインは画像診断におけるclinical question (CQ) に対し, EBM (evidence based medicine) の観点から推奨度合を決め, 表に表わす形で統一されている. 小児の頭部CTについて“5 軽度の頭部外傷を有する小児患者においてCTを推奨するか?”の設問があり, その解答をTable 1に示す. CTの推奨グレードはDランキンングである. Dは「無効性あるいは害を示す科学的根拠あり」である. 過去10年のCTに起因する発がんリスク推定論文などを反映したためであろう. 後述するような基準を使用して頭蓋内損傷のリスクを評価し, リスクの高い場合に限ってCTを行うべきである.

日本医学放射線学会ガイドラインの推奨する小児頭部外傷のリスク評価は, 2006年にArchives

Table 1 日本医学放射線学会 画像診断ガイドライン—2013「軽度の頭部外傷を有する小児患者においてCTを推奨するか？」

推奨 グレード	
A	強い科学的根拠あり, 行うよう強く推奨
B	科学的根拠あり, 行うよう推奨
C1	科学的根拠はないが行うよう推奨
C2	科学的根拠はなく行わないよう推奨
D	CT 無効性あるいは害を示す科学的根拠あり

小児の軽度の頭部外傷においては, CHALICE rule (Table 2) などの基準を使用して頭蓋内損傷のリスクを評価し, リスクが低い場合はCTを行うべきではない (文献8より引用, 改変)

Table 2 日本医学放射線学会 画像診断ガイドライン—2013の推奨するCHALICE rule (Children's head injury algorithm for the prediction of important clinical events. Dunning et al 2004)

- ・5分以上の意識消失
- ・5分以上の健忘
- ・傾眠傾向
- ・3回以上の嘔吐
- ・虐待の疑い
- ・てんかんの既往歴のない患者での痙攣
- ・GCS<14, 1歳未満ではGCS<15
- ・開放骨折, 陥没骨折の疑い, または大泉門膨隆
- ・頭蓋底骨折の所見 (耳出血, パンダの目徴候, 髄液漏, バトル徴候)
- ・神経学的異常
- ・1歳未満では5cm以上の皮下血腫や打撲痕
- ・高エネルギー外傷などの危険な受傷帰転

* 上記の1項目でも該当する場合にはCTによる精査が必要である (文献8より引用)

of disease in childhood誌に掲載されたDunningらの提唱を引用している。この論文はchildren's head injury algorithm for prediction of important clinical events (CHALICE) と呼ばれる評価システムを設定しリスク評価をしている (Table 2)。

この表の一項目でもあればCTの適応ありと判断し、表に該当項目がない場合はCTの適応がないと判断可能である。

2) 小児の急性虫垂炎の画像診断法ではどのような検査法を推奨するか？

日医放画像診断ガイドライン2013の103番目には上記の軽度の頭部外傷と並んで頻度の高い小児右下腹部痛の画像診断の推奨が記載されている (Table 3)。米国のスタンダードなガイドライン ACR (American college of radiology) guideline (Table 4)⁹⁾と同様に、腹部超音波がCTよりも推奨グレードが高く、次いでCT、腹部単純X線撮影となっている。

小児右下腹部痛の超音波検査が24時間365日、均質な診断クオリティで可能な医療施設は本邦においては多くはないと思われる。

ACRのガイドラインには成人、小児の相対的な放射線被ばく線量の指標が付記されており、放射線マークの個数により直観的に被ばく線量の目安が確認できる仕組みになっている。Table 5に小児実効線量の概算を示す⁹⁾。

Table 3 日本医学放射線学会 画像診断ガイドライン—2013「小児の急性虫垂炎の画像診断法ではどのような検査法を推奨するのか？」

推奨 グレード	
A	強い科学的根拠あり、行うよう強く推奨
B	超音波 科学的根拠あり、行うよう推奨
C1	CT 科学的根拠はないが行うよう推奨
C2	腹部単純X線撮影 科学的根拠はなく行わないよう推奨
D	無効性あるいは害を示す科学的根拠あり

CTは超音波より高い感度をもつ、特異度は同等であるが、被ばくやアクセスの問題がある。そのため超音波を先行させ、超音波で異常を指摘し得ないときや診断困難な場合にCTを施行することを推奨する。腹部単純X線撮影を撮る意義ははっきりせず、推奨しない (文献8より引用、改変)

小児CTの最適化

年齢、体格に見合った線量設定

2001年以降、小児のCT被ばく低減は年齢、体格に合った管電流 (mA) 設定がもっとも簡便かつ基本的な事項と思われる。CTはメーカー、検出器列数、機種や世代によって画質や曝射の方式が異なるため統一された撮影条件の推奨を示すことは難しい。

これに対し米国小児放射線学会の内部から立ちあがった被ばく低減キャンペーンである“Image Gently”のウェブサイトには、新生児から15歳まで5段階の年齢区分における管電流設定の推奨が計算可能な無料エクセルワークシートを公開している¹⁰⁾。このImage Gently法が優れているのは、その施設で普段行っている成人のCTのルーチンのプロトコルの検証をし、これに対し小児の年齢によって管電流を低減するステップを踏んでいる点である。このプロセスにより世代や性能が異なっ

Table 4 米国ACR (American College of Radiology) appropriateness criteria 14歳以下の小児、発熱、白血球増多、右下腹部痛で虫垂炎疑い画像診断検査の推奨

画像診断 手技	推奨	コメント	相対的放射線 被ばくレベル
右下腹部 超音波	8	graded compression method併用	0
腹部骨盤 造影CT	7	超音波が正常または不明瞭な場合に有用。下腹部限定CTも考慮	
腹部単純 X線撮影	6	腹腔内遊離ガス、腸閉塞の除外	

(文献9より引用、改変)

Table 5 米国ACR (American College of Radiology) ガイドライン画像検査の被ばく量の目安

相対的放射線被ばくレベル	小児実効線量推定
0	0mSv
	< 0.03mSv
	0.03~0.3mSv
	0.3~3mSv
	3~10mSv

(文献9より引用、改変)

Table 6 Image Gently CT撮影条件の推奨¹⁰⁾

Table I : mAs Reduction Factors for the Pediatric Abdomen and Thorax					
Room # : _____		CT Unit : _____		Date : _____	
Abdomen Baseline :	kVp	mA	Time (sec)	Pitch Abdomen	Pitch Thorax
	120	400	0.40	1.60	1.50
PA Thickness (cm)	Approx Age	Abdomen		Thorax	
		mAs Reduction Factor (RF)	Estimated mAs = BL × RF	mAs Reduction Factor (RF)	Estimated mAs = BL × RF
9	newborn	0.43	68.80	0.42	63.00
12	1 yr	0.51	81.60	0.49	73.50
14	5 yr	0.59	94.40	0.57	85.50
16	10 yr	0.66	105.60	0.64	96.00
19	15 yr	0.76	121.60	0.73	109.50
22	small adult	0.90	144.00	0.82	123.00
25	med adult	1.0	160.00	0.91	136.50
31	large adult	1.27	0.51	1.16	174.00

たCT機種にも対応できる汎用の推奨方法である。具体的にはmedium sizeの成人の撮影条件を基本とし、体格の小さい成人、15歳、10歳、5歳、1歳、新生児の腹部前後径 (PA thickness) の目減り率を利用し、このパーセンテージを管電流設定の目減り分に適応している¹⁰⁾。

CTの新たな潮流の導入

躯幹部および頭部CTは、従来管電圧を120kVで行っていたが、近年成人領域のCT検査で80kVや、100kVの低管電圧による検査が行われるようになってきた。低管電圧による撮影のメリットのひとつは被ばく低減であり、もうひとつはヨード造影剤使用時の造影コントラストの増加である¹¹⁾。低管電圧におけるCT画質は全体としての画像ノイズの増加があるにもかかわらずヨード造影剤のコントラストの増加が補うため、全体として読影は容易となる。また低管電圧は被検者の体格が大きいほどノイズが増加するが、体格の小さい小児ではCNR (contrast-noise ratio) の増加のメリットが大きい。

著者の施設では文献¹¹⁾を参考に、現在、腹部(胸腹部) CTにおいて管電圧80kVを体重10kg以下に、100kVを体重10~20kgのルーチン撮影に導入している。

近年導入されたもうひとつの新しいCT画像再

構成技術として逐次近似法 (iterative reconstruction) がある。小児における逐次近似法のメリットは低被ばく線量で撮影した画像を再構成技術で補正することで被ばく低減が可能となる。Hopkins

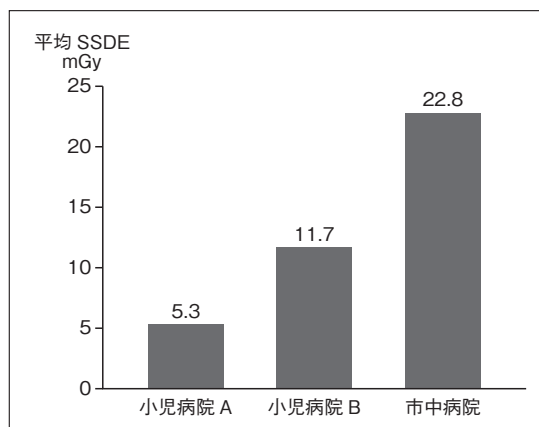


Fig.1 逐次近似法の導入の有無による小児CT被ばく線量の比較

小児病院Aは小児の低被ばくCTプロトコルに加え、逐次近似法を使用している群である。Bは小児病院で低被ばくプロトコルにFBP法 (filterback projection) による表示である。AはBに対し約半分の被ばく線量である。また低被ばくプロトコルを行っていない市中病院と比較するとA群の線量は約1/4である。(文献12より引用、改変)

ら¹²⁾は米国の一般病院と、小児病院で逐次近似法を使用している群、未使用の群とに分け、被ばく線量 (SSDE, 後述) の比較調査を行っている。その結果、胸部～骨盤部のスキャンにおいて逐次近似を行っている小児病院のCT被ばく量 (SSDE=5.3mGy) は、逐次近似法を行っていない小児病院 (同11.7mGy) の約半分、一般市中病院の小児CT被ばく量 (同22.8mGy) の約1/4であったと報告している (Fig.1)¹²⁾。

診断参考レベルの導入

診断参考レベル (Diagnostic reference level: 以下DRL) は国や地域の複数の医療施設の撮影条件を調査し、その結果を標準的な線量の傾向として示すものである。各医療施設はその調査結果と比較し、その施設の調査結果 (local DRL) がそれと大きく変わらないことを確認する指標である。もしlocal DRLが文献的DRLを超えている場合はルーチンプロトコルの見直しをするべきである。現在放射線診断で用いられているDRLはその調査した集団の75パーセンタイル (第3四分点) が用いられている。

文献的には数多くの国や地域、あるいは小児病院のlocal DRLなどの報告がなされている。一方、本邦には小児を含めた成人領域の全国的なDRLの報告はいまだなされていない。

日本放射線技術学会は、2012年度に我が国の小児CT患児が受ける線量の実態調査 (班長 竹井泰孝 (浜松医大)) を行っており、調査結果の発表が待たれる。また日本医学放射線学会も近い将来全国的なDRL調査を行う計画がある。

IAEA (International Atomic Energy Agency: 国際原子力機関) は世界40か国 (アジア, 欧州, 南米, アフリカ) 146台の小児CT撮影条件の調査を行い2013年に報告している¹³⁾。

Table 7に頭部、胸部、腹部のCTDI_{vol}のDRLを示す。読者の先生方の各施設のlocal-DRLと比較されたい。なお表示したCTDI_{vol}は頭部が16cm、胸部、腹部が32cmファントムのデータである。各施設のCTDI_{vol}の表示が32cmファントムの場合も多いため注意が必要である (後述)。

Table 7 IAEAが世界40か国を調査した診断参考レベルの抜粋

CTDI _{vol}	0 year	1~5 years	5~10 years	10~15 years	成人
頭部	29	37.7	46.1	58.1	75.2
胸部	7	8.2	10	13.2	15.5
腹部	10.7	13	12	14.3	18.2

*CTDI_{vol}の値は頭部が16cm、胸部、腹部が32cmファントムの数字である
(文献13より引用, 改変)

CTDIの問題点

CTDIは装置側の被ばく線量の表示であり、これまで解説してきたとおりプロトコルの決定や、個々の被ばく多寡評価、多施設と比較する場合のlocal DRL、国や地域でのDRLの指標となるなど、さまざまな場面で使用されている便利な単位である。

CTDI_{vol}は16cm、32cmの2つのサイズのCTDIアクリルファントムから算出されている。これは成人の頭部と腹部を模した設定であるが、小児の体格は、新生児から思春期まで様々でCTDI_{vol}は小児の体型のバリエーションを反映していない。また各CTメーカーによりCTDI_{vol}の表示の仕方も16cmと32cmの2種類が混在しており、local DRLを過去のDRLの報告と比較する際にも注意が必要である。

これに対しAmerican Associations of Physicist in Medicine (AAPM: 米国医学物理学会) は患者の体格を考慮した新しいCT被ばくの推定値であるSize Specific Dose Estimation (SSDE) を考案した¹⁴⁾。SSDEはCTDI_{vol}を患者の体格から補正した値になっている。このため小児の体格に見合った、より正確な線量を知ることが可能となった。

将来的にはSSDEはCTDI_{vol}に取って代わり普及する可能性があり、小児CTのDRLもSSDEで比較した方が正確であり誤解も少ない。

まとめ

小児CT被ばくの正当化と最適化について解説した。小児CT検査で最も頻度の高い頭部CTの適応を決定するガイドラインが日本医学放射線学会から昨年呈示された。また右下腹部痛の第一選択

は超音波検査であると推奨されている。これらのガイドラインを臨床の現場に取り入れることで不要なCT検査を削減できる可能性がある。

小児CT撮影条件の最適化も刻々と変化し、低管電圧、逐次近似画像再構成、local DRL、本邦のDRL、CTDIに代わるSSDEの導入など、さまざまな新たな概念や手法が試され、臨床導入されつつある。また今回紹介していないが、各施設でのCT被ばく線量の管理、我が国全体での線量の集計、管理 (Dose Index Registry : DIR) も将来必要となるために準備しなければならない。

小児画像診断に携わる我々は、これらの時代の潮流を取り入れ、少しでも小児CT被ばくの低減が行われるよう日々努力することが大切である。

●文献

- 1) Nievelstein RAJ, DAM IMV, Molen AJVD : Multidetector CT in children : Current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol* 2010 ; 40 : 1324-1344.
- 2) <http://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=cto&pag=dis&ItemID=106209> (最終アクセス2014年1月18日)
- 3) http://www.imvinfo.com/user/documents/content_documents/abt_prs/2014_01_15_16_48_19_246_IMV_CT_2013_Press_Release_1_16_14.pdf (最終アクセス2014年1月18日)
- 4) IAEA homepage ; Paediatric radiation-protection-of-children-in-CT
http://search.yahoo.co.jp/search?p=Paediatric+radiation-protection-of-children-in-CT+&search.x=1&fr=top_ga1_sa&tid=top_ga1_sa&ei=UTF-8&aq=&oq= (最終アクセス2014年1月18日)
- 5) Thomas KE : CT utilization-trends and developments beyond the United States' borders. *Pediatr Radiol* 2011 ; 41 : s562-s566.
- 6) Tsushima Y, Taketomi-Takahashi A, Takei H, et al : Radiation exposure from CT examinations in Japan. *BMC Med Imaging* 2010 ; 10 : 1-8.
- 7) Oakeshott P, Kerry SM, Williams JE : Randomized controlled trial of the effect of the Royal College of Radiologists' guidelines on general practitioners' referrals for radiographic examination. *British J of General Practice* 1994 ; 44 : 197-200.
- 8) 画像診断ガイドライン【2013年版】日本医学放射線学会, 日本放射線科専門医会・医会編, 東京, 金原出版株式会社, 2013.
- 9) ACR (American College of Radiology) Appropriateness Criteria
http://gm.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/app_criteria/pdf/ExpertPanelonPediatricImaging/OtherTopics/RightLowerQuadrantPain.aspx (最終アクセス2014年1月19日)
- 10) Image Gently homepage Radiology Safety. Protocol for Image Gentry
<http://pedrad.org/associations/5364/ig/Procedures/InterventionalRadiology/Protocols.aspx#1989769-protocol-recommendations> (最終アクセス2014年1月19日)
- 11) Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, et al : Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT : principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* 2011 ; 31 : 835-848.
- 12) Hopkins KL, Pettersson DR, Koudelka CW, et al : Size-appropriate radiation doses in pediatric body CT : a study of regional community adoption in the United States. *Pediatr Radiol* 2013 ; 43 : 1128-1135.
- 13) Vassileva J, Rehani MM, Applegate K, et al : IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa : procedures and protocols. *Eur Radiol* 2013 ; 23 : 623-631.
- 14) Strauss KJ, Goske MJ : Estimated pediatric radiation dose during CT. *Pediatr radiol* 2011 ; 41 : S472-482.

特集

第49回日本小児放射線学会シンポジウムより

CT被ばく：小児CT被ばくの現状、各CT機器メーカーの対応**2. 小児先天性心疾患におけるCT検査と
その被ばくについて**

佐藤修平, 金澤 右

岡山大学大学院 医歯薬学総合研究科 放射線医学

**CT examination and radiation dose for children
with congenital heart diseases**

Shuhei Sato, Susumu Kanazawa

Department of Radiology, Okayama University Graduate School of Medicine, Dentistry and Pharmaceutical Sciences

Abstract

Contrast enhanced CT has been an important tool in diagnosing and managing congenital heart diseases. In our hospital, we use two new generation CT scanners, SOMATOM Definition Flash (Siemens) and Aquilion ONE Vision Edition (Toshiba). High quality images are obtained with low radiation dose with both CT scanners. Definition Flash is a high-pitch dual spiral CT and has very high temporal resolution. High resolution images are obtained without ECG-gating. The other advantage of Definition Flash is that we can select low voltage scan, 70kV. Aquilion ONE is an area detector CT, and high quality images are obtained without table movement. The other advantage of Aquilion ONE is that we can use Real prep (contrast medium monitoring function). We can obtain contrast enhanced CT images at the optimal timing by using Real prep.

Keywords : *Computed tomography, Congenital heart disease, Radiation dose*

はじめに

先天性心疾患の画像診断において中心的な役割を果たしているのは間違いなく心臓超音波検査であり、その低侵襲性、利便性は他のモダリティを凌駕している。しかしながら、近年のCT装置の発達に伴って、造影CT検査の果たす役割が増加していることも事実である¹⁾。

造影CTに求められる役割は、基本的には超音波検査での評価が困難な部位の評価であるので、心内の評価よりもむしろ心周囲構造の評価が主になる。以下に先天性心疾患における造影CTの主な役割をまとめておく。

1. 大動脈系の評価

- ・大動脈縮窄症、大動脈弓離断症などの大動脈弓部および主要分枝
- ・MAPCA (major aorto-pulmonary collateral artery)；肺動脈閉鎖症などに合併する大動脈から肺動脈への太い側副路

2. 肺動静脈系の評価

- ・特に肺動脈径や狭窄の評価は重要で、PA indexは手術適応の指標に用いられる (PA index = $(\text{RPA面積} + \text{LPA面積}) \text{ m}^2 / \text{体表面積 m}^2$)
- ・肺静脈狭窄

3. 冠動脈の評価

4. 無脾症・多脾症の診断

5. 大血管拡張に伴う気管狭窄の評価

当院では年間約250件の小児先天性心疾患に対する造影CT検査を施行している。これは5年前の検査数の約2倍である。検査数増加の背景には患者数の増加もあるが、新世代のCT装置導入によって低侵襲性に高画質かつ高解像度の画像を簡便に得ることができるようになったことが、検査数増加の主たる要因と考えられる^{1,2)}。造影CTが施行された患児年齢のおおよその内訳は、1歳未満が約4割、1～5歳が約4割、6歳以上が約2割である。本稿では、当院で使用している2台の新世代CT装置による造影CTプロトコルを紹介し、それぞれのCT装置の特長や被ばく線量についても言及する。

当院での造影CTプロトコル

当院で先天性心疾患患児に使用しているCT装置は、シーメンス社製SOMATOM Definition Flash (2011年6月より稼働) および東芝社製Aquilion ONE Vision Edition (2012年8月より稼働)である。Definition Flashは2管球型のCTであり、先天性心疾患患児に対しては2管球が高速で回転するFlash Spiral modeにて撮影を行っている。Aquilion ONE Vision Editionは面検出器型CTであり、心電図同期下の1 beat scanで撮影を行っている。それぞれの詳細な撮影条件をTable 1に示す。

患児の鎮静については、原則として5歳以下の児に対してはsecobarbital sodium (4mg/kg)を用いて鎮静下に撮影する。6歳以上の児についても必要に応じて鎮静を行っている。

造影剤はIopamidol 300mg/mlを用い、体重あたり2mlを原則とする。体重が5kg以下の児に対しては静注時の圧を下げるために生食で倍量希釈して用いる。原則として20～30秒で入り終わるように注入速度を設定し、注入直後に撮影を開始する。造影剤は自動注入器を用いて行い、原則としてテストインジェクションや生理食塩水での後押しは行っていない。施設によっては造影剤を手押しで静注している場合もあるようだが、自動注入器の圧リミッター設定を行っておけば安全かつ安定した静注が可能である。また、生理食塩水での後押

Table 1 2社の新世代CTの撮影条件

	SOMATOM Definition Flash	Aquilion ONE Vision Edition
心電図同期	なし	あり
管電圧	CARE kV (70～100kV)	80kV
管電流	CARE Dose 4D	Volume EC
ピッチ	3.0	—
コリメーション厚	128×0.6mm	320×0.5mm
スライス厚	0.6mm	0.5mm
再構成間隔	0.3mm	0.5mm
逐次近似再構成法	SAFIRE	AIDR 3D
その他	—	Real prep使用

SAFIRE; Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction
AIDR 3D; Adaptive Iterative Dose Reduction 3D

しを行えばアーチファクトの少ない再構成画像を作成可能であるが、当院の患児は重症例も多く水分負荷を極力少なくするために生理食塩水での後押しは行っていない。

SOMATOM Definition Flash

このCT装置の最大の利点は75msecという高い時間分解能にある³⁾。このため、冠動脈をターゲットにする場合以外は、原則として心電図同期なしに撮像している。

また、このCT装置のもうひとつの特長は70kVという低電圧で撮影が可能である点である。撮影には自動管電圧変調機構(CARE kV)を用いており、これは被写体の大きさや撮像部位・目的に応じて管電圧を最適化することによりコントラストノイズ比を最適化し被ばくを低減する技術である⁴⁾。逐次近似再構成法にはSAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction)を用いている。

当院にて2011年7月から2012年7月までにSOMATOM Definition Flashを用いて撮影された小児先天性心疾患238症例(167名)の検討では、CTDI_{vol} (volumetric CT dose index) は1.06±1.14mGy、DLP (dose-length product) は29.73±42.98mGycm、実効線量は1.59±1.10mSvと低線量での撮影が可能であった。CARE kVにて70kVが選択された症例は167例、80kVが選択された症例

Table 2 80kV群と70kV群の比較

Tube current	80kV	70kV
Examination	59	167
Body weight (kg)	15.4 ± 6.2*	6.3 ± 3.6*
CTDI _{vol} (mGy)	1.14 ± 0.19	0.79 ± 0.08
DLP (mGycm)	34.93 ± 11.03	19.34 ± 5.05
Effective dose (mSv)	1.70 ± 0.44*	1.44 ± 0.26*

CTDI_{vol} ; volumetric CT dose index

*p<0.001

DLP ; dose-length product

は59例であった。それぞれの群の詳細を Table 2 に示す。体重が10kg以下の児は70kVが選択される傾向にあることがわかる。また当然のことながら、70kVで撮影された群の方が実効線量は有意に低い(p<0.001)。

Fig.1に示す症例は、初回は70kVが選択されたが、2回目はやや体重が増加したため80kVが選択された、肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損症術後の6歳女児である。造影条件および撮影タイミングはほぼ同様であるが、70kVでの撮影の方が造影剤の吸収値が視覚的にもやや高いことがわかる。実効線量も70kVでの撮影の方がやや低く、画質の点から

も被ばくの点からも、こういった症例では70kVでの低電圧撮影が望ましいと考える。また、低電圧で撮影することで造影剤の減量も可能と思われる。

更に3段階で視覚的評価を行った。画質が良好で検査目的を十分達成できた症例が185例(78%)、画質がやや不良であるが検査目的はほぼ達成できた症例が36例(15%)、画質不良で診断困難であった症例が17例(7%)であった。診断困難であった症例としては、Fontan型手術後の症例が7例と最多であった。その原因としては、どこから造影剤を静注しても肺動脈の造影効果に左右差が生じてしまうという解剖学的な理由が大きい。

Aquilion ONE Vision Edition

このCT装置の特長は、面検出器型CTであるという点である。従って、16cmの撮影範囲であれば寝台がほとんど移動することなく安全に高速撮影が可能である⁵⁾。原則として心電図同期下に撮影を行っている。管電圧は80kV固定である。逐次近似再構成法にはAIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D)を用いている。

先天性心疾患の撮影をする上でのこのCT装置の利点のひとつは、Real Prep (造影剤モニタリン

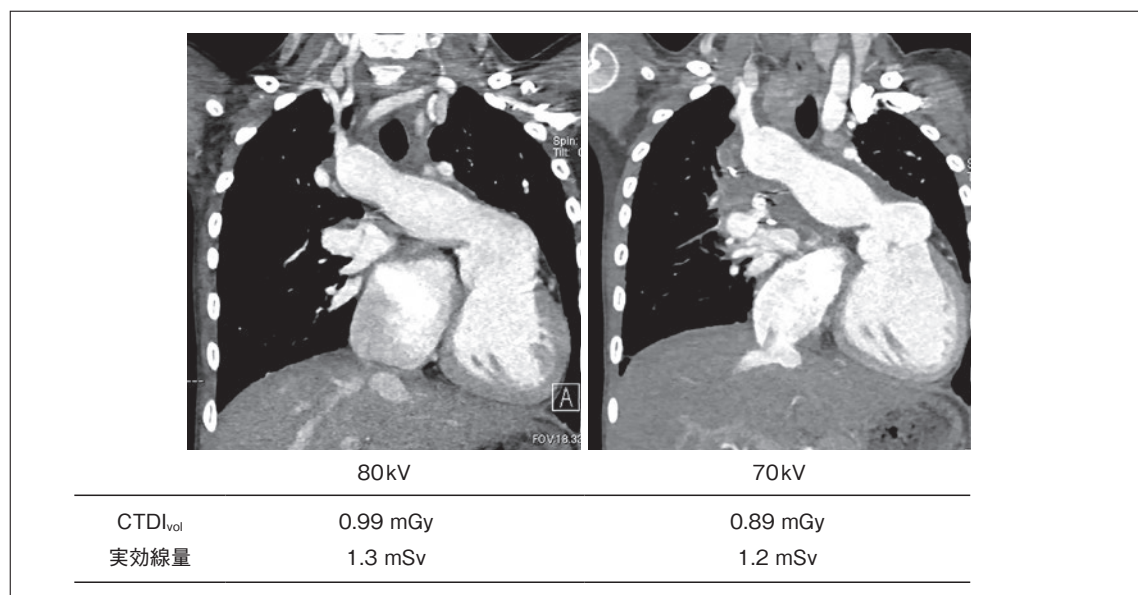


Fig.1 6歳女児；肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損症術後
70kVでの撮影の方が造影剤のCT値が高く実効線量は低い。

グ機能)が併用できるという点である。先天性心疾患の血行動態は複雑であり、また術式によってダイナミックに血行動態が変化する。本来であればテストボーラスインジェクションを行いたいところであるが、造影剤使用量や水負荷は最低限に押さえなければいけない。Real Prepを使用すれば、造影剤使用量を増やすことなく目的部位に濃い造影剤が到達したことを目視で確認して撮影することができる。デメリットとしてはReal Prep分の被ばくが若干増えることである。

当院にて2012年8月から2013年6月までにAquilion ONE Vision Editionを用いて撮影された小児先天性心疾患90症例(71名)の検討では、CTDI_{vol}は 2.76 ± 2.86 mGy、DLPは 39.67 ± 36.29 mGycm、実効線量は 0.99 ± 0.50 mSvと低線量での撮影が可能であった。

Real prepを使用すると目視での造影効果の確認が可能であるので、連続26症例で造影剤量の低減を試みた。積極的に造影剤低減を試みた14症例と標準量の造影剤を使用した12症例では、大動脈および肺動脈でのCT値に有意な差は見られなかった(Table 3)。造影剤低減群での平均造影剤使用量

Table 3 Real prepを用いて造影剤低減を試みた群と標準量の造影剤を使用した群でのCT値の比較

	標準群 (n=12)	低減群 (n=14)	p値
AortaのCT値 (HU)	451 ± 132	454 ± 118	0.96
PAのCT値 (HU)	441 ± 128	473 ± 93	0.59

は、標準群の81.3%であった。Fig.2に示す症例は、肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損症の児であり、術前(生後16日)のCTはSOMATOM Definition Flashにて撮影し、術後(生後3か月)のCTはAquilion ONE Vision Editionにて撮影を行った。術前は肺動脈の血流は動脈管を介してのみ供給されているが、術後は右室から肺動脈が直接起始し動脈管が閉鎖していることがよくわかる。術前後とも3DCTの画質は良好であるが、Aquilion ONE Vision Editionで撮影した術後CTでは実効線量は更に低く、使用した造影剤量も少なくなっていることがわかる。

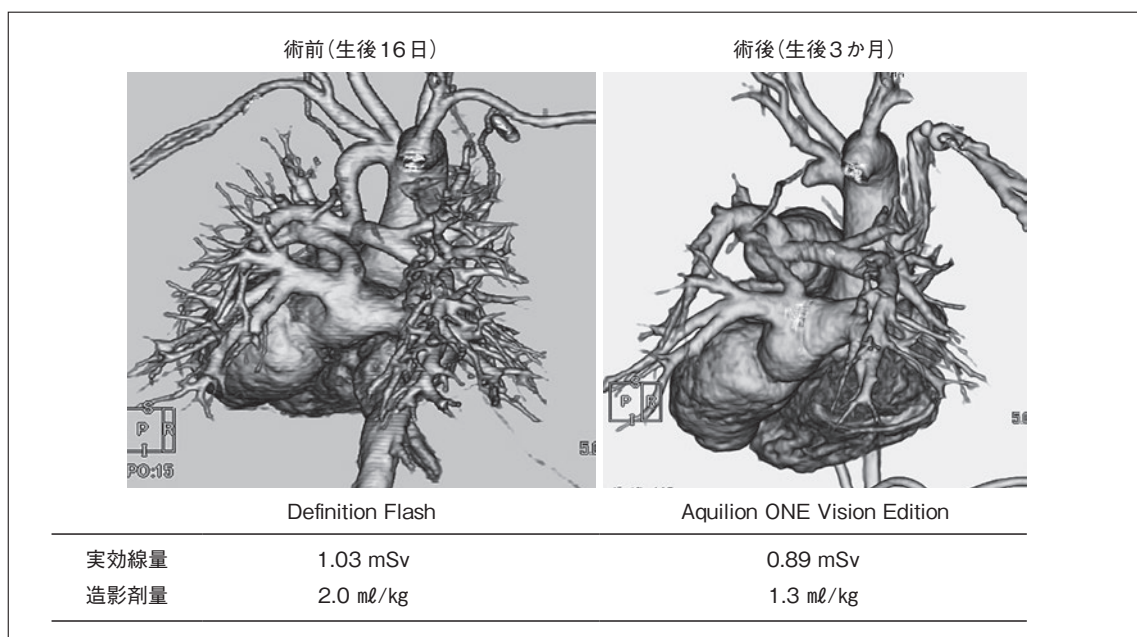


Fig.2 肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損症

生後16日の術前CTと生後3か月の術後CTを示す。両者とも画質は良好であるが、Aquilion ONE Vision Editionで撮影した術後CTでは造影剤の低減が可能であった。

まとめ

当院で用いている2台の新世代CTの比較をTable 4にまとめた。我々の経験では64列MDCTを用いていた頃と比べると、どちらのCTでも約1/10の被ばく線量で、なおかつ高画質、高解像度の撮影が可能となっている⁶⁾。CTによる小児の将来的な発がん性を考えた場合、今後は新世代CTによる低線量撮影が主体になっていくことは間違いない^{7,8)}。また時間分解能の点ではSOMATOM Definition Flashに軍配が上がるが、Aquilion ONE Vision EditionにはReal prepが使えることや寝台が殆ど動かないという利点がある。

先天性心疾患の診療において、CTは欠くことのできないモダリティとなっており、当院でも小児循環器科、心臓血管外科からの信頼は厚い。我々放射線科医に求められることは、できるだけ低線量で検査目的に即した撮影方法および画像再構成方法を適切に決定し、治療に直結する情報を速やかに提供していくことである。先天性心疾患チームに放射線科が積極的に関与していくことが、不幸にも心疾患を持って生まれた子供たちの迅速な診断・治療に繋がると信じている。

Table 4 2社の新世代CTの比較

	SOMATOM Definition Flash	Aquilion ONE Vision Edition
時間分解能	非常に高い (75 msec)	高い (135 msec)
被ばく	低線量 (1.59 mSv)	低線量 (0.99 mSv + α)
寝台移動	高速で移動	ほとんどなし
それぞれの 特長	70kVでの撮影が可能 造影剤低減可能	Real prep併用可能 造影剤低減可能 検出器幅が16cm

●文献

- 1) Westwood M, Al M, Burgers L, et al : A systematic review and economic evaluation of new-generation computed tomography scanners for imaging in coronary artery disease and congenital heart disease : Somatom Definition Flash, Aquilion ONE, Brilliance iCT and Discovery CT750 HD. Health Technol Assess 2013 ; 17 : 1-243.
- 2) Han BK, Overman DM, Grant K, et al : Non-sedated, free breathing cardiac CT for evaluation of complex congenital heart disease in neonates. J cardiovasc Comput Tomogr 2013 ; 7 : 354-360.
- 3) Bamberg F, Marcus R, Sommer W, et al : Diagnostic image quality of a comprehensive high-pitch dual-spiral cardiothoracic CT protocol in patients with undifferentiated acute chest pain. Eur J Radiol 2012 ; 81 : 3697-3702.
- 4) Niemann T, Henry S, Faivre JB, et al : Clinical evaluation of automatic tube voltage selection in chest CT angiography. Eur Radiol 2013 ; 23 : 2643-2651.
- 5) Al-Mousily F, Shifrin RY, Fricker FJ, et al : Use of 320-Detector Computed Tomographic Angiography for Infants and Young Children with Congenital Heart Disease. Pediatr Cardiol 2011 ; 32 : 426-432.
- 6) Sato S, Akagi N, Uka M, et al : Interruption of Aortic arch: diagnosis with multidetector computed tomography. Jpn J Radiol 2011 ; 29 : 46-50.
- 7) Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S : Estimating Risk of Cancer Associated with Radiation Exposure from 64-slice Computed Tomography Coronary Angiography. JAMA 2007 ; 298 : 317-323.
- 8) Smith AB, Dillon WP, Lau BC, et al : Radiation Dose Reduction Strategy for CT Protocols. Radiology 2008 ; 247 : 499-506.

第49回日本小児放射線学会シンポジウムより

特集

CT被ばく：小児CT被ばくの現状、各CT機器メーカーの対応

3. CT機器メーカーとしての小児CTへの対応

宮西佐代子

シーメンス・ジャパン株式会社 イメージング&セラピー事業本部 CTビジネスマネージメント部

Contributing to pediatric CT as a medical-equipment company

Sayoko Miyanishi

CT Business Management Dpt., Imaging & Therapy System Div., Siemens Japan K.K.

Abstract

As our first priority is reduction exposure, Siemens has made market research and development of the system, based on the concept of CARE Program (Combination of Application for Reducing Exposure). It is a multiple program, consisting of “Hardware”, “Software” and “Training”.

Reducing Exposure is also an important issue in pediatric CT. It has been recognized as an important issue as well as environmental improvement of the examination room and control of “movement” such as breathing, heart beat stop-motion in order to achieve high image quality. Siemens provides a Solution using a variety of techniques.

Siemens is the world’s largest provider of scale in health care, and we have a lineup of many clinically relevant innovations to meet the needs of CT. We believe that by providing a variety of solutions, we have a role to play in promoting the efficiency of testing and improving the quality of medical care.

Keywords : *CARE Program (Combination of Application for Reduction Exposure), Reduction exposure*

はじめに

近年、CTの技術はめまぐるしく進歩しており、それに伴い医療現場におけるCTが担う役割も非常に多岐に渡り、必要不可欠な画像診断機器となっている。その一方で、UNSCEAR (国連科学委員会)¹⁾からの報告に代表されるとおり、医療被ばく全体におけるCTの割合が高いのも事実である。そのため、我々医療機器メーカーは単に装置の性能を向上させるだけでなく、性能を向上させながら被ばくを下げるということが重要課題となっている。

シーメンスは被ばく低減の追求を第一優先と

して、CARE Program (Combination of Application for Reduction Exposure) のコンセプトのもと、装置の研究開発および製品化を行ってきた (Fig.1)。CARE Program とは“ハードウェア”、“ソフトウェア”の両面から被ばく低減を実現し、それらを有効的に使用していただくための“トレーニング”の3本柱からなる複合的なプログラムである。

さらに、小児CTにおいては被ばく低減も重要な課題のひとつではあるが、高画質を実現するためには呼吸・心拍動・体動などの“動き”の制御や検査室内の環境整備なども重要な課題と認識している。シーメンスではこれらに対しても様々な技術を用いたSolutionを提供している。

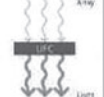
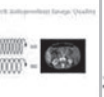
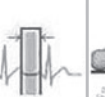
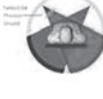
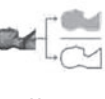
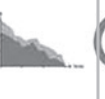
 Real Time Display Precise scanning 1981	 CARE Dose4D Up to 68% 1994	 Ultra Fast Ceramics Up to 30% 1997	 Sure View No penalty 1999	 Adaptive ECG-Pulsing Up to 50% 1999	 Hand CARE Up to 70% 1999	 Pediatric 80 kV Protocols Up to 50% 2002	 Adaptive Cardio Sequence 1-3 mSv 2007	 Adaptive Dose Shield Up to 25% 2007	 Flash Spiral <1 mSv 2008
 Selective Photon Shield No penalty 2008	 4D Noise Reduction Up to 50% 2008	 X-CARE Up to 40% 2008	 IRIS Up to 60% 2009	 CARE Analytics Dose Analysis 2010	 CARE Dashboard Monitor dose 2010	 Dose Alert Alert for high dose 2010	 CARE kV Up to 60% 2010	 SAFI RE Up to 60% 2010	 Stellar detector To minimize electronic noise 2011

Fig.1 シーメンスの被ばく低減に対する取り組み (表示パーセンテージ(%)は、自社製品比)

本稿では、代表的なシーメンスの被ばく低減技術と小児CTに対する取り組みに関して概説する。

被ばく低減における 小児CTへの取り組み

1. CARE Dose 4D

一般的なAEC (Auto Exposure Control) 機構は、本撮影前に撮るトポグラム (位置決めスキャン) を元にして管電流制御を行うが、CARE Dose 4Dはトポグラムからの情報だけでなく、撮影中にもある方向で受けた減弱のデータを180度後の出力に反映させることで線量コントロールを行っている。また、この角度調整をx-y面内で最大200ポイント行っており、減弱の大きな部位においてもより適切な線量調整が可能のため、より最適な線量コントロールが行え、画質を維持しながら被ばく低減が可能である。

2. CARE kV

前述で紹介した管電流の制御は既に確立された方法であるが、管電圧の制御に関しても、被検者および検査目的に応じて最適な管電圧を選択することで線量が低減できることも報告されている^{2,3)}。しかし、CTの管電流、管電圧および画質 (造影コントラスト、ノイズおよびコントラストノイズ比: CNR) は複雑に関係しているため各被検者や

検査に個別に対応した管電圧の調節は難易度が高く、マニュアルで毎回設定をするには日常診療においては非効率である。

DefinitionシリーズにはCARE kVが搭載されている。本機能は個々の患者や臨床的適応に応じた最適管電圧を自動で設定し、同時にCARE Dose4Dによって管電流の制御を行う機能である (Fig.2)。

また、最新のSTRATON管球は上記機能に加えて70kVも選択可能となっているため (CARE Child)、さらなる被ばく低減が期待できる。

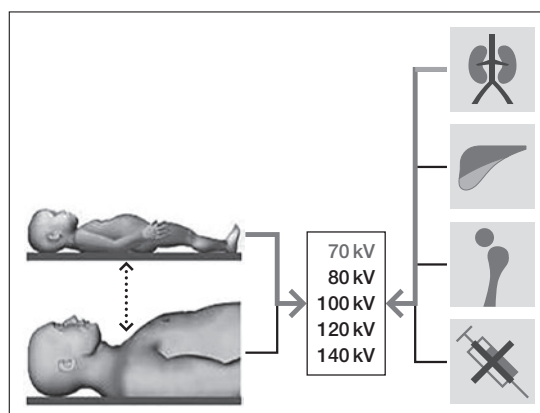


Fig.2 CARE kV

3. Adaptive Dose Shield

マルチスライスCTの登場から10年以上が経過し、現在では多列や検出器幅を謳ったCTが存在するが、被ばく低減の観点から考えると、これらは単純に喜べる話ではない。検出器幅より細かく管電流制御を行うことは不可能であり、過度な被ばくを助長する一因になっているだけではなく、スパイラル撮影時には画像再構成領域の前後180度分のデータ収集(X線照射)が必須であり、画像再構成領域以外にも被ばくすることになる。この割合は多列化したCT・検出器幅の広いCTほど高くなる。

Definitionシリーズに搭載されたAdaptive Dose Shieldは、2枚のコリメータブレードが独立した正確かつ高速な動作により画像再構成領域以外への被ばくを低減する。スパイラルスキャン時において開始時には非対称に開き、関心領域ではビーム幅に合わせて開放され、終了時は開始時と同様に非対称に閉じる(Fig.3)。ピッチに連動したコリメータブレードの制御は、画像再構成領域以外への不必要なX線ビームを遮断し、腹部のルーチン検査では20%以上(自社製品比)もの被ばく低減を実現する⁴⁾。

4. SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction)

現在のCT画像再構成において主に採用されている方法は、統計学的には近似解型に分類されるFBP (Filtered Back-projection)だが、近年のCTの発展に伴うデメリットとして検出器の多列化によるコンビームアーチファクト、コリメーション

の狭小化によるウィンドミルアーチファクト、ガントリ回転速度の高速化による画像ノイズの増加などが存在し、FBPによる画像再構成では非常に悩ましい問題として直面している。

画像再構成法の分野で現在、注目を集めているのが、逐次近似型の画像再構成である。シーメンスではPWLS法 (Penalty Weighted Least-Square) を応用したSAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction)を2010年に発表した。

SAFIREはPWLS法を応用しており、フォワードプロジェクションの過程において、焦点サイズや検出器サイズ、エックス線スペクトルなどCT装置の物理特性を加味した計算を行うことができ

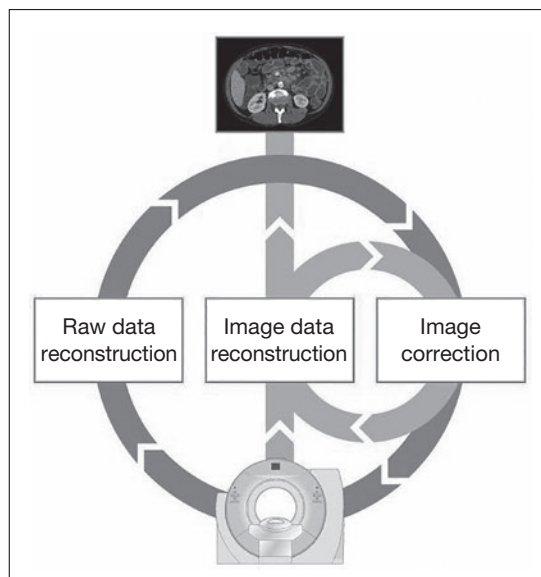


Fig.4 SAFIREの原理図

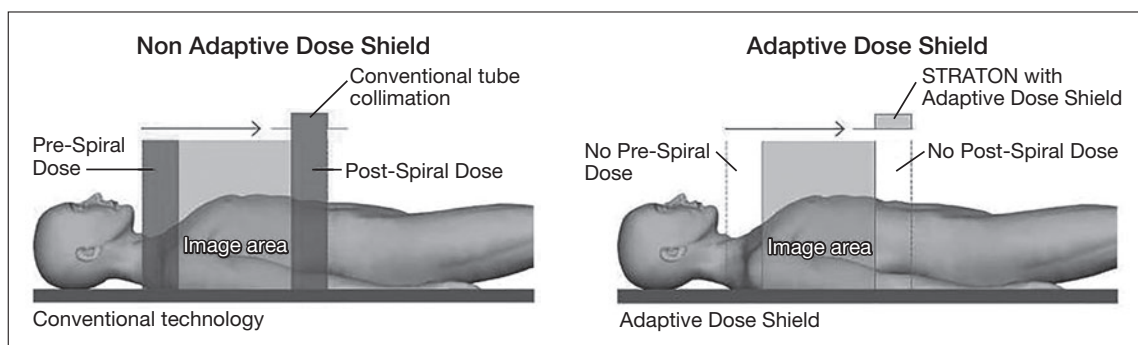


Fig.3 従来型コリメーション(左)とAdaptive Dose Shield(右)

(Correction Image), 一方で計算式としての解の安定化を図るために正規化 (Regularization) を取り入れたパートもある (Fig.4). これにより, 低線量撮影において, 単に画像ノイズを低減するだけでなく, 空間分解能の担保も実現した理想的なCT画像を作成することが可能となった. 結果としてはSAFIREを使用することにより最大60% (自社製品比) の被ばく低減を実現することが可能であり, 2011年11月に米国の政府機関であるFDA (Food and Drug Administration) の認可を得て, 被ばく低減の有効性が認められている.

5. Stellar Detector

シーメンスは検出器素材の開発を自社のディテクタ開発研究所で行っており, 現行の全てのCTにおいて, 感度が高く残光特性の良い検出器素材であるUFC (Ultra Fast Ceramic) を使用している. この検出器素材における発光効率は従来の2.5倍, 残光特性は250倍の能力を有しており, 被ばく低減を実現するために必要不可欠なハードウェアとして広く認知されている.

近年ではSAFIREに代表される逐次近似法による画像再構成法に注目が集まっているが, もちろん被ばく低減に対する取り組み方法は冒頭に示したとおり多岐にわたる. 被ばく低減において高い

評価と実績を有しているシーメンスでは, 次世代における被ばく低減を見据えた取り組みとして新しい検出器『Stellar Detector』 (Fig.5) を開発し, 2011年の北米放射線学会で発表し, 2012年より実機搭載を行っている.

従来のX線検出器構造ではシンチレータで入射X線の強度に比例した光に変換し, フォトダイオードで光から電気信号に変換する. 次に信号はフォトダイオードからアナログで出力されるが, この際にアナログ回路上のノイズが生じる. 特に低線量撮影の場合にはSNR低下の影響は大きく, これが線量低減にリミテーションをもたらす1つの要因となっている.

しかし, シーメンスが新しく開発した検出器 Stellar Detectorでは, アナログデジタル変換を行うADコンバータをシンチレータに直接蒸着する技術を開発し, 入射X線をデジタル信号として取り出せるICチップ化の具体化に成功した. このシーメンス独自の技術により従来の検出器に比べて大幅にノイズを低減させることで, 低線量撮影においてもSNRを担保した画像の取得が可能となった.

被ばく低減以外における 小児CTへの取り組み

1. 装置の静寂性

小児の検査において, 高画質と低被ばくを両立することも重要だが, これらを実現するためには患児が安心して検査を受けることができる環境を整えることも重要であると考える.

通常, CT装置はガントリ内に発生した熱はファンによる冷却, 空冷方式が一般的である. 特別なシステムが不要ではあるが, 冷却ファンによる音によって寝ている患児が起きてしまったり, 起きた状態で検査可能な患児は恐怖心を抱いてしまったりと検査に支障をきたす場合がある.

これらに対して, Definitionシリーズではガントリ内に発生した熱を直接外気と熱交換可能な水冷方式を選択することが可能なスキャナーを有している. 水冷方式の場合, 室外にチラーシステムを設置する必要があるが, ガントリ自体にファンがないため, 静寂性を担保することができる. また, ガントリ内で発生した熱は検査室内に放熱せず,

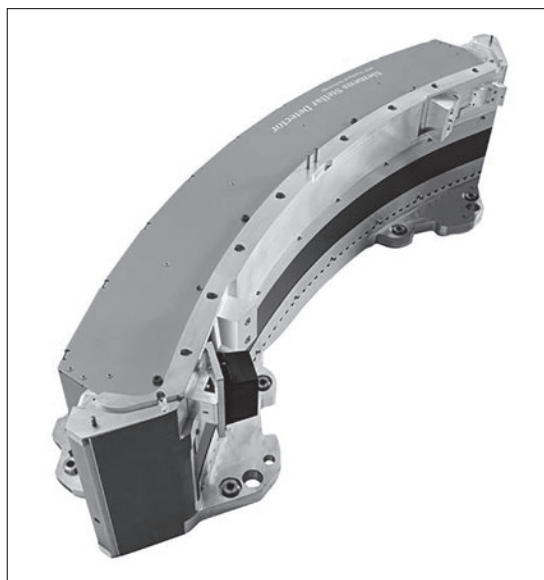


Fig.5 Stellar Detector 概観図

外気と直接熱交換するため、検査室内が高温にならないため、室内を快適な温度に設定することが可能である。検査を受ける側にとっても最適な室温に設定できるメリットはもちろんだが、検査室内の温度変化が少ない状態を保つことができるため、装置の安定稼動にも繋がるメリットもある。

2. 小児専用固定具

CT装置には撮影部位に応じた固定具が付属品として用意されているが、どれもが成人用のものがほとんどである。そのため、小児の検査の際には

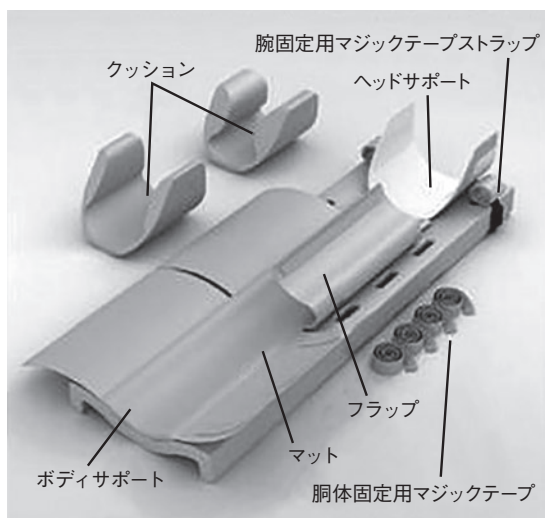


Fig.6 小児専用固定具

固定をするのに一工夫が必要で、検査を始めるまでに時間を要してしまうこともある。

しかし、当社のCT装置には小児専用の固定具 (Fig.6) が選択可能なため、簡便に固定かつ安全に検査を行うことができる。

3. 時間分解能の向上

小児の検査において、被ばく低減は最も重要ではあるが、高画質を実現するためには呼吸・心拍動・体動などの動きに対する制御も肝要である。

動きを制御するためには時間分解能を向上させることが最も効果的である。CTで定義される時間分解能は、x-y面内 (シャッタースピード) およびz軸方向 (テーブルスピード) の2つに分けられる。心拍動の影響にはx-y面内の時間分解能の向上が、呼吸・体動の影響にはz軸方向の時間分解能の向上が大きく寄与する。

SOMATOM CTのフラッグシップモデルであるDual Source CT (以下、DSCT)、Definition Flashはx-y面内の時間分解能は75msec、z軸方向の時間分解能は46cm/secと、ともに非常に高い時間分解能を実現しているため、DSCTだからこそ実現できた高速二重螺旋撮影が搭載されている。

Single Source CT (以下、SSCT) の場合、小児は成人のように意思疎通が可能ではないため、鎮静を行わないとクオリティの低い画像 (Fig.7a) になってしまう。鎮静下ではクオリティの高い画像

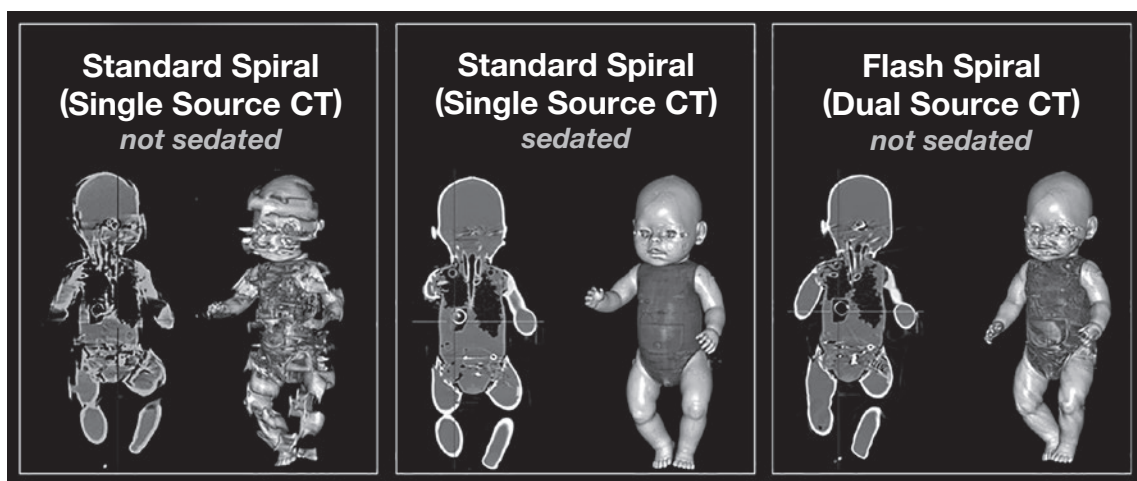


Fig.7 SSCTとDSCTの比較

a | b | c

を得ることが可能であるが (Fig.7b), 投薬のリスクが伴う。それに対してDSCTでは、鎮静を行わずともクオリティの高い画像を得ることが可能で、かつ低被ばくも実現している (Fig.7c)^{5, 6)}。

さらに、前述のCARE Child・SAFIRE・Stellar Detectorを組み合わせることで、更なる被ばく低減の実現が期待できる。

まとめ

シーメンスは常に被ばく低減を優先課題として取り組んでおり、その一部を本稿で紹介した。しかし被ばく低減へのアプローチは多岐にわたり、紹介しきれなかった内容も数多く存在するため、ウェブサイト www.siemens.com/low-dose (英語) もあわせてご覧いただきたい。

また、シーメンスは医療における世界最大規模のプロバイダーであり、CTにおいては臨床ニーズに即した多くのラインナップを有している。加えて、単なる製品の提供だけではなく、今回紹介した被ばく低減技術をはじめとする医療環境にまつわる様々なソリューションの提供により、医療の質の向上や検査の効率化が推進する一役を担っていきたいと考える。

●文献

- 1) Mettler FA Jr, Thomadsen BR, Bhargavan M, et al : Medical radiation exposure in the U.S. in 2006 : preliminary results. *Health Phys* 2008 ; 95 : 502-507.
- 2) Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, et al : Radiation dose and image quality in pediatric CT : effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 2004 ; 233 : 515-522.
- 3) McCollough CH, Primak AN, Braun N, et al : Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. *Radiol Clin North Am* 2009 ; 47 : 27-40.
- 4) Deak PD, Langner O, Lell M, et al : Effects of Adaptive Section Collimation on Patient Radiation Dose in Multisession Spiral CT. *Radiology* 2009 ; 252 : 140-147.
- 5) Lell MM, May M, Deak P, et al : High-Pitch Spiral Computed Tomography effect on image quality and radiation dose in Pediatric Chest Computed Tomography. *Invest Radiol* 2011 ; 46 : 116-123.
- 6) Han BK, Lindberg J, Grant K, et al : Accuracy and safety of high pitch computed tomography imaging in young children with complex congenital heart disease. *Am J Cardiol* 2011 ; 107 : 1541-1546.

4. 小児CTにおける被ばく線量低減への取り組み

平本卓也

GEヘルスケア・ジャパン株式会社 CTセールスマーケティング部

Approach to reduce dose for pediatric CT examination

Takuya Hiramoto

CT Sales & Marketing, GE Healthcare Japan

Abstract

Radiation exposure has become an increasing problem in the pediatric CT examination. For this reason, various dose reduction techniques are being applied to the latest CTs.

To name some hardware technologies for dose reduction, there are Organ dose modulation that protects a radiosensitive high organization and Dynamic Z-axis tracking that covers the X-rays which are not caused by an image.

Today, the iteration reconfiguration method is often applied to improve image quality in low dose CT.

With these techniques, the improvement of dose reduction techniques is advancing. On the other hand, when it comes to dose management and the diagnosis reference level of the patient, they are not yet fully optimized.

Keywords : *Pediatric CT, Dose reduction, Organ dose modulation, DoseWatch*

はじめに

近年CTの性能は飛躍的な進歩を続けており、これに伴いCTの検査件数の増加、適応範囲も拡大している。2007年にはNew England Journal of Medicine誌にBrennerらによる“Computed Tomography-An Increasing Source of Radiation Exposure”が掲載され、再びCTによる被ばくが注目されることとなった¹⁾。その要旨は米国におけるCTの使用頻度は1980年の約300万回から2006年には約6200万回へと急増し、CT検査による発がんのリスクから将来米国のがん患者の1.5~2.0%に達するものと推定している。最近では放射線感受性の高い小児への影響が懸念され、ICRP Pub.121やNEMA XR-29等においても小児CTの最適化と

管理について言及されている。そこで今回は、小児に対して効果的に被ばく低減を行うための最新技術や、管理手法を紹介していく。

放射線感受性の高い 臓器・組織への被ばく低減

CT検査の場合、乳腺および水晶体などがX線束内に存在してしまうが、これらがCT検査の関心臓器であることは少ない。よって関心臓器でない臓器が受ける不随意的な被ばく線量を考えることも重要となる。特に小児の放射線感受性の高い臓器に関して、性別を考慮して考える必要がある。Lifetime Attributable Risk (LAR) of Cancerに関してMiglioretti²⁾らの論文や書籍Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation:

Lifetime Attributable Risk (LAR) of site-specific solid cancer incidence.
Number of cases per 100,000 persons exposed to a single dose of 0.1 Gy.

		Age at exposure (years)										
	Cancer Site	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
Male	Stomach	76	65	55	46	40	28	27	25	20	14	7
	Colon	336	285	241	204	173	125	122	113	94	65	30
	Liver	61	50	43	36	30	22	21	19	14	8	3
	Lung	314	261	216	180	149	105	104	101	89	65	34
	Prostate	93	80	67	57	48	35	35	33	26	14	5
	Bladder	209	177	150	127	108	79	79	76	66	47	23
	Other	1123	672	503	394	312	198	172	140	98	57	23
	Thyroid	115	76	50	33	21	9	3	1	0.3	0.1	0
	All solid	2326	1667	1325	1076	881	602	564	507	407	270	126
	Leukemia	237	149	120	105	96	84	84	84	82	73	48
	All cancers	2563	1816	1445	1182	977	686	648	591	489	343	174
Female	Stomach	101	85	72	61	52	36	35	32	27	19	11
	Colon	220	187	158	134	114	82	79	73	62	45	23
	Liver	28	23	20	16	14	10	10	9	7	5	2
	Lung	733	608	504	417	346	242	240	230	201	147	77
	Breast	1171	914	712	553	429	253	141	70	31	12	4
	Uterus	50	42	36	30	26	18	16	13	9	5	2
	Ovary	104	87	73	60	50	34	31	25	18	11	5
	Bladder	212	180	152	129	109	79	78	74	64	47	24
	Other	1339	719	523	409	323	207	181	148	109	68	30
	Thyroid	634	419	275	178	113	41	14	4	1	0.3	0
	All solid	4592	3265	2525	1988	1575	1002	824	678	529	358	177
	Leukemia	185	112	86	76	71	63	62	62	57	51	37
	All cancers	4777	3377	2611	2064	1646	1065	886	740	586	409	214

Fig.1 Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation : BEIR VII Phase 2

BEIR VII Phase 2³⁾にて、低年齢女兒への影響に関して特にリスクが高いことを警告している。中でも後者の書内では細かい年齢別かつ、組織別に記してあるが0歳の女兒が生涯で乳がんになるリスクが最も高いことがわかる (Fig.1)。そこで、放射線感受性の高い臓器をできるだけ保護するためにBismuthシールドが積極的に使用されるようになってきた。この手法の利点は、Bismuthシールドを放射線感受性の高い臓器の上に置くことにより、感受性の高い臓器への被ばくを簡便に低減できる点である。しかしながら、欠点もある。Fig.2のようにX線が前方向から入射する場合は保護したい領域への軟線を体表面へ入射する前にカットし、部分的に保護することが可能だが、後方向からのX線入射では、体を通じた後のX線がBismuthシールドを通過することとなり、無駄に透過データの信号値を低下させてしまう。このプロセスギャップやビームハードニング効果、SN低下により画

質へ悪影響をもたらしてしまう可能性がある。

Fig.3のアーチファクトは実際にBismuthシールドによって引き起こされているのがよくわかる^{4,5)}。

これらを踏まえてODM (Organ Dose Modula-



Fig.2 X線入射方向とBismuthシールドの関係
実線…入射X線
点線…Bismuth通過後のX線

tion)は、画質への悪影響なしに、Bismuthシールドを使用したときと同じような被ばく低減の効果が得られるよう、開発時の目標値が設定された。つまりアーチファクトを生じず、放射線感受性の高い臓器に対しての被ばく低減を目的にして開発されたスキャン方法である。この手法の特徴は、水晶体など放射線感受性の大きい臓器に入る管電流を低くなるように変調することで、部分的な被ばく低減をねらったものである。この技術は従来のAECを基礎に、放射線感受性の大きい臓器が存

在する体の前面側の管電流をさらに減らしている(Fig.4)。被ばく低減の観点からすると、管電流を低く抑えるほど、被ばく低減はより効果的である。たとえばハーフスキャンは時間分解能を改善するために使用されるが、1回転分X線を曝射しないため被ばくも抑えることができる。しかし、画像再構成する際の対向ビューがないために、データサンプリングの減少が原因で、画質が劣化してしまう(Fig.5)。サンプリング数は画質にとって非常に重要な因子なので、ODMでは画質の劣化を避

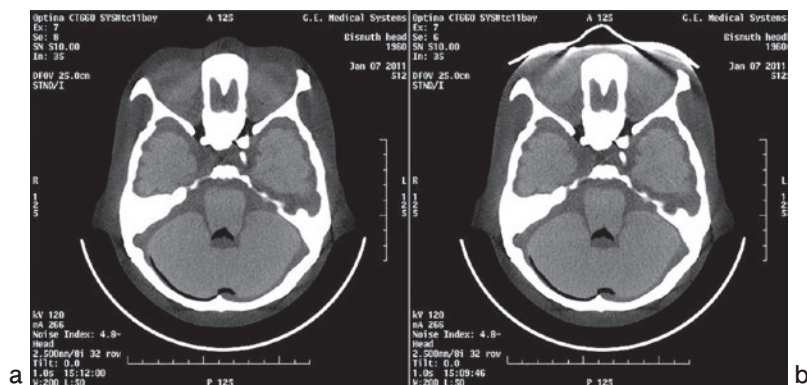


Fig.3 Bismuthシールドからのアーチファクト

a : Bismuthシールドなし
b : Bismuthシールドあり

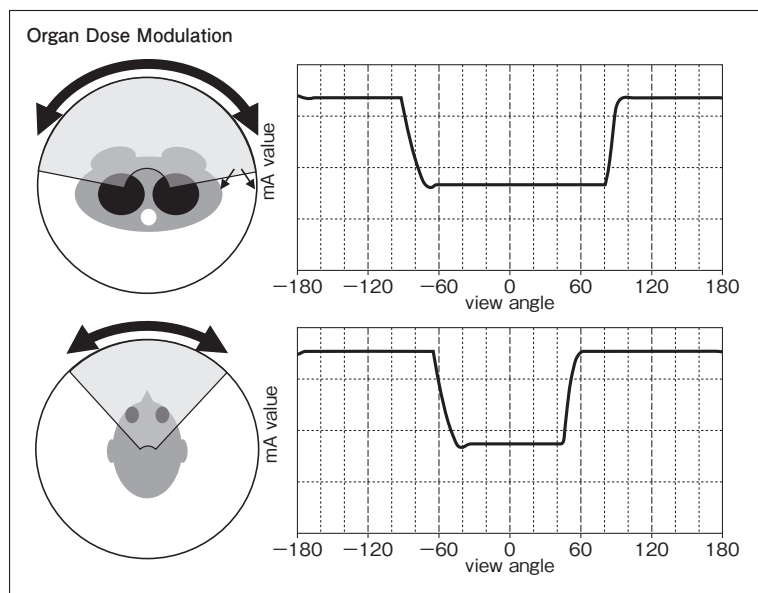


Fig.4 ODMの管電流制御

けるためにこのサンプリング数を維持している。

ODMには2つの重要なパラメータがあり、一つは“ODMの管電流を低減する角度範囲”もう一つは“管電流の低減率”である。ODMの角度範囲の最適値はスキャンする部位に依存するため、臨床データを用いて部位ごとに組織分布角度を

計測することで最適化した。乳腺を含む胸部の線量低減に適した角度範囲は、 154.2 ± 19.8 度であった(Fig.6)。水晶体を含む頭部スキャンの場合、この角度はもっと小さく、 72.3 ± 7.1 度であった(Fig.7)。管電流の調整は、画質を劣化させるほど極端に減少しないように、スキャン条件を

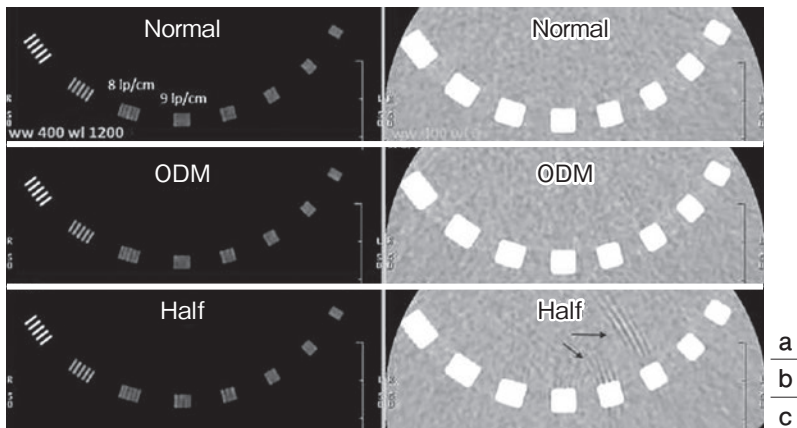


Fig.5 通常のスキャン, ODM, ハーフスキャンの比較
a: 通常スキャン, b: ODM, c: ハーフスキャン

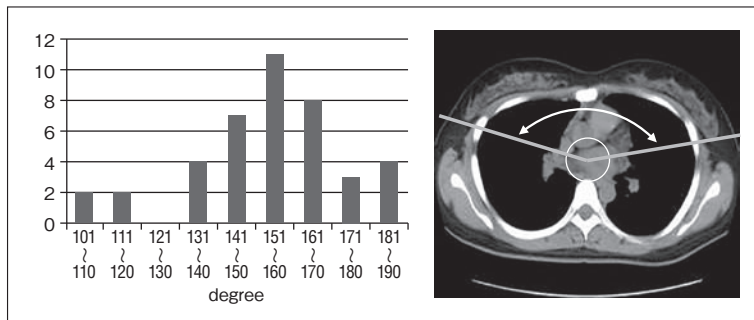


Fig.6 乳腺組織分布角度解析結果

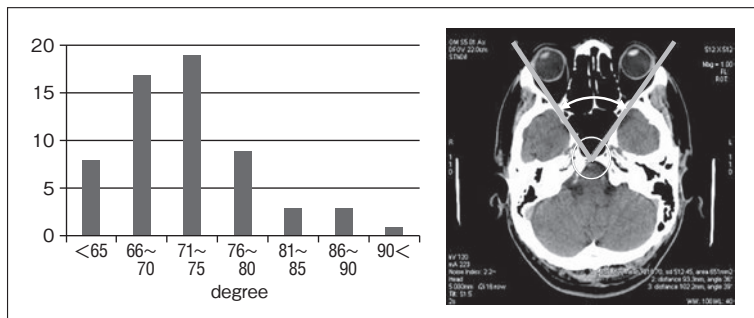


Fig.7 水晶体組織分布角度解析結果

考慮しながら、2つのパラメータを最適化させた。ODMは多くの臨床データやファントムデータを用いて最適化することで、表面組織の線量低減を成し遂げている。

ODMの開発にあたっては、スキャンされる人体組織の線量レベルと線量分布を理解することが非常に重要であった。実際の人体組織でこの分布を直接測定することは困難であり、シミュレーションを行う必要があった。高精度のシミュレーション方法を模索した結果、モンテカルロ法に基づいたシミュレーションが開発された。これは、光電効果、コンプトン散乱、管電圧とX線スペクトルの各要素が考慮されている。Fig.8は、ファントムで計測した実際の線量とこのシミュレーションとを比較した結果を示す。32cm CTDIファントムを用いたこの実験で両者に生じた差は3.4%であった。この結果から、このシミュレーション法がODM機能開発において信頼性があると判断された。Fig.9は臨床例でのシミュレーション結果

で、体内の被ばく低減分布とODMの角度範囲の影響を示す。これにより、最適なX線管電流の低減率とODM角度範囲に関する研究が行われ、レベルの高い調整が可能になった。ODMのパラメータは、放射線感受性が高い臓器以外の画質を維持するように画像ノイズ劣化を最小限になるように最適化されており、設定したノイズインデックスを維持したまま、放射線感受性が高い臓器への線量を低減する。この際にほかの臓器への線量が増えることはないようにコントロールされている。

ODMを用いて、乳腺をターゲットとしたボディスキャンのテスト結果を下に示す。ODMのBodyにおける管電流変調角度範囲はおよそ180度で、体前面での管電流を40%低減している。また、胸部ファントムを用いて、内部の吸収線量低減率が確認された(Fig.10)。ファントムの左から4番目ポイントにおける実際の線量測定値は、通常スキャン(ODMなし)で8.86mGy、ODMを使用したスキャンで5.41mGyであった。さらに胸部ファン

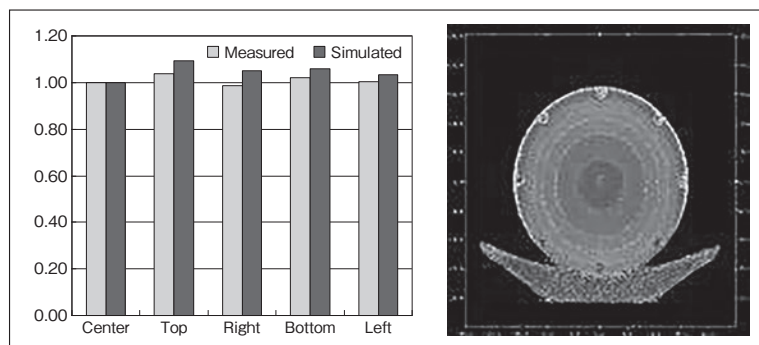


Fig.8 32cm CTDI ファントムを実測とシミュレーションの値の比較

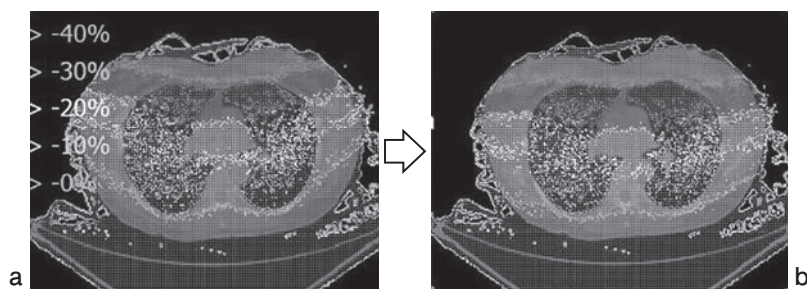


Fig.9 異なる管電流調整範囲と吸収線量シミュレーション

a: 上方120度の範囲mA低減

b: 上方150度の範囲mA低減

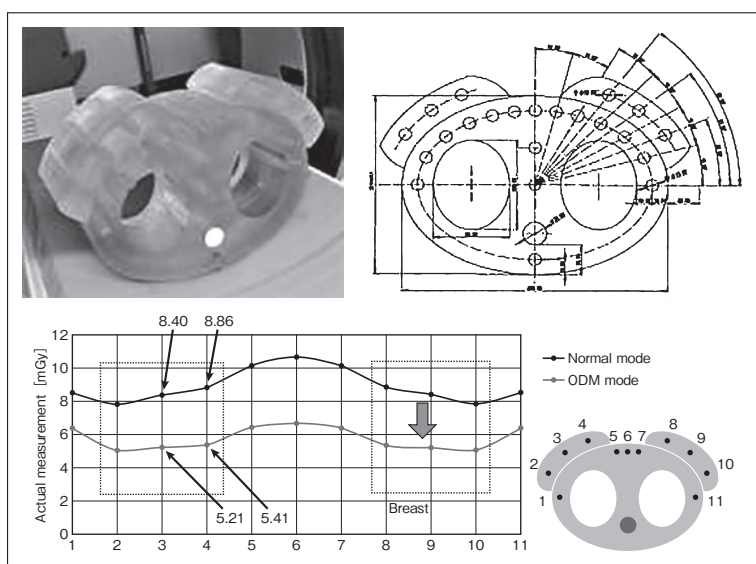


Fig.10 胸部ファントムと実際の線量計測結果

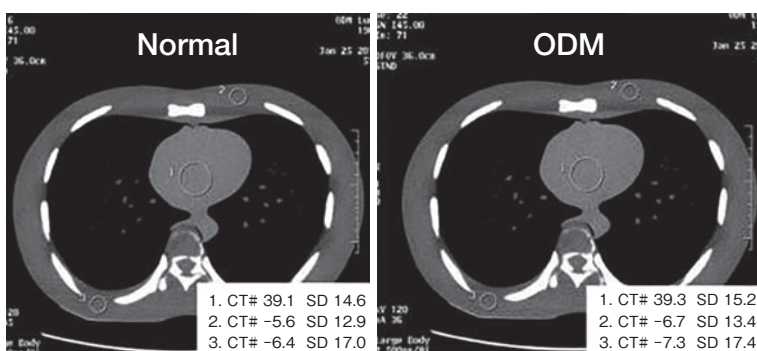


Fig.11 通常スキャンとODMスキャン時のCT値と画像ノイズ

トムを用いた画質評価を、通常スキャンとODMを使用したスキャンとの比較を行った。画像と数値結果はFig.11に示す。ODMを使用したスキャンでは、背面側からの管電流が増加することなく、放射線感受性が高い臓器が存在する前面側においてのみ減少されるのがよくわかる (Fig.12)。CTDI_wを一定するのであれば、背面側からの管電流は自動的に増加させなければならないが、Fig.11で示した通り、通常スキャンとODMを使用したスキャン時のCT値や画像ノイズの違いを調査した結果から、我々は背面側での管電流を増加させないこととした。

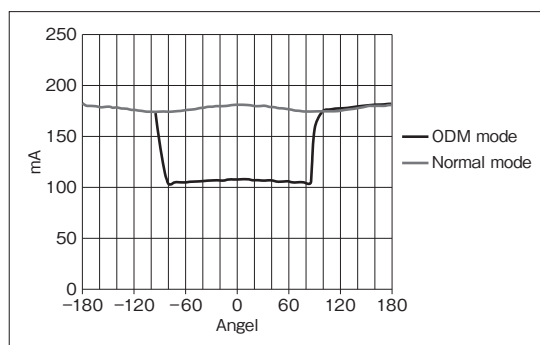


Fig.12 1回転中のmAプロファイル(体幹部)

画像化に関与しない 無駄被ばくの最小化

医療被ばくには「放射線被ばくを伴う行為の正当化」という考えがベースとなっている。つまり、被ばくを気にし過ぎて線量を過剰に低下させ価値のない画像にしてしまうことは、この正当化に反してしまうことになる。そこで画像に起因しない部分被ばくに注目する。

CT装置は歴史的に高速撮影化をベースとした進化であったがゆえに、大きく分けると2つの領域で無駄被ばくが増えてしまった経緯がある。

① over-beaming領域

X線管の熱と力学的な影響によりX線ビームの安定性と均一性を損ない、検出器にX線が当たらない部分が発生し画像アーチファクトとなる。アーチファクトを抑えるためには、上記現象による焦点が移動しても、過不足なく検出器にX線ビームが当たるための安全マージンが必要となるため、ビーム幅を広げる必要がある。この状態はover-beamingと呼ばれる。over-beaming領域は検出器外側のため画像に起因しない無駄被ばくの原因なのだが、多列化に伴うX線束の広がりにより、更に無駄被ばく領域が増えることとなった。

② over-ranging領域

ヘリカル撮影による余剰照射領域(over-ranging)が原因であるが、こちらも多列化に伴うX線束の

広がりによりover-rangingが広くなり無駄被ばくが増えた。これにより、IEC規格にて通常のスキャン範囲に加えて、X線曝射範囲をスキャン時に表示させることが義務化された⁶⁾。

今回はこの2つの無駄被ばくに対する削減機能を紹介する。

・ Active Focal Tracking

①で前記したようなover-beamingを抑制するために開発された機能がActive Focal Tracking機能である。本機能の制御はX線ビームの幅と位置をコリメータで自動的に連続調整する機能で、あらかじめ管球の位置角度と焦点温度データから得られた焦点移動予測データと、実際にスキャン中に検知された移動距離からX線ビームコリメータを連続的に移動制御させる機構である。これにより、X線管焦点位置ずれ制御はマージン幅を最小限に制御することで不必要なX線を減らすことが可能になり、結果的にX線利用効率を改善することが可能である(Fig.13)。

・ Dynamic Z-Axis Tracking

②で前記したようにヘリカル余剰領域のX線はらせん軌道を描くが故の無駄被ばくであり、約半回転の領域が無駄被ばくとなる。この領域は、ヘリカルピッチやビーム幅が大きくなるほど無駄被ばく領域は拡大する(Fig.14)。逆に無駄被ばく領域を減らすために、すべての撮影でヘリカルピッチを小さくしてビーム幅を狭い条件設定に

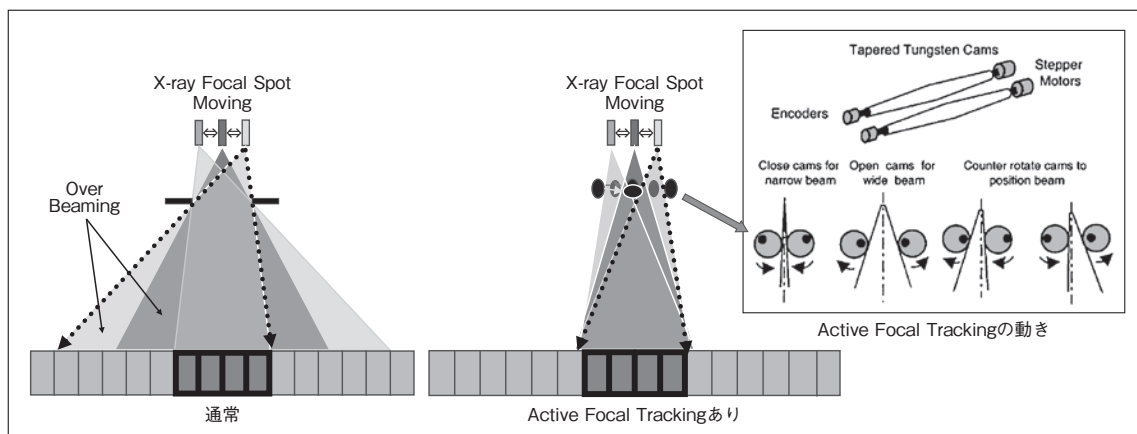


Fig.13 Active Focal Tracking

すると何のための多列化か意味がなくなる。それを解決するために開発したのが、Dynamic Z-Axis Trackingである。これは、ヘリカル撮影時にコリメータをリアルタイムに制御し、ヘリカルスキャンのはじめと終わりでX線束をだんだん細くしていく (Fig.14)。これにより、スキャン範囲にもよるが最大で24%の被ばくが低減できる (自社製品比)。しかも完全に余計な被ばく部分のため、その削減価値が高い。

逐次近似法の応用による 線量あたりの画質向上

従来ではCTでの画像再構成法と言えば、解析的再構成法としての代表格Filtered Back Projection (FBP) 法であった。その理由はこの手法が他の手法と比較して画像再構成時間に圧倒的優位性を持つためであった。一方で逐次近似再構成法にはノイズに強い、あるいは投影データの不完全性を補える等の利点があるものの、再構成時間は不利となるため、ワークフローを重要視されるCTでは採用されるためのハードルが高かった。近年、画像再構成方法にこのような手法を取り組んでいく試みが盛んになったのは、コンピュータの発達による恩恵が大きい。そもそも逐次近似再構成なるものは、古くからあり核医学の分野では普通に使われている。しかしCTと核医学ではさまざまな条件が異なり、特にCTにおいては処理に必要なデータ量も膨大なため、核医学で使用されているサブセット化による期待値最大化法 (ordered subset

expectation maximization ; OSEM) などをCTにそのまま使用してもうまくいかない。そのために、CT専用の画像再構成開発が必要となる。本稿で細かい原理の説明は避けるが、Veio™はFBPを一切使用せずに、CT装置固有のX線束状況と検出器状況をモデル化したうえで逐次近似再構成のみで計算する手法で、超低被ばくで撮影したデータでも低ノイズ画像を再構成することが可能である⁷⁾。同一線量での再構成画像比較をしていただくと明確に違いがわかるかと思われる (Fig.15)。ただし本計算過程の複雑さが災いして、最近高速化が進むGraphics Processing Unit (GPU) 向きの計算式ではない。そのために、非常に複雑な演算を行うために開発された、新薬研究や3D ネットワークゲーム用演算サーパークラスのCentral Processing Unit (CPU) ベース大型計算システムが必要となるので、どうしてもコストがかかってしまう。そこで、Veio™のような逐次近似再構成にFBPの要素が盛り込めれば、FBP由来のblurや、ストリークなどの特徴は引き継いでしまうが、代わりにCPUとGPUの組み合わせで簡素化された計算式を使用できるため、画像再構成高速化と再構成ユニットコスト削減が見込める。実際にASiR (Advanced Statistical Iterative Reconstruction) は逐次近似再構成法の統計的手法を応用したもので、ノイズを減らすことに特化することで、高速な再構成速度を保つことができています。よってASiRは臨床現場においてルーチン検査としての使用に問題がない速度で、多くの施設で使用されている実績がある。

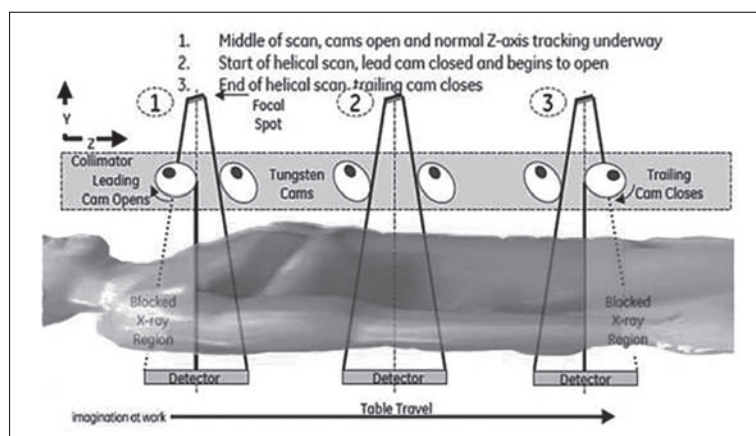


Fig.14 Dynamic Z-Axis Tracking

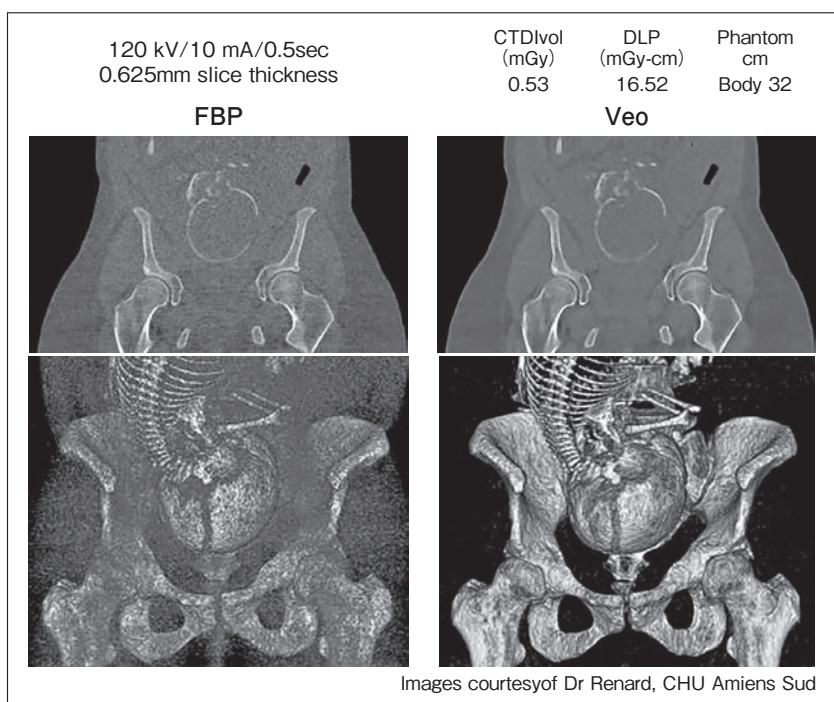


Fig.15 FBPとVevoの同一撮影条件画像比較

線量管理機能

検査時の線量を把握しその妥当性を正しく評価し管理する機能も非常に重要である。診断参考レベル (Diagnostic Reference Level : DRL) 等の線量指標に基づく撮影条件の管理機能としてDose Checkという機能がある。具体的にはCT装置本体のプロトコルごとにDRLのアラート吸収線量を設定でき、アラート線量を超える場合に警告を発するという機能である。施設ごとにアラート線量レベルは変更でき、プロトコルもExcelなどで管理できるようにアウトプットする機能も備える。また線量情報のデータベース化の共通フォーマットとしてはAmerican College of Radiology (ACR) のDose Index Registry (DIR) があり、対応したツールも開発されている。GEではDoseWatch (日本では未販売) という製品がこれに該当する。仕組みとしては、各モダリティ (マルチベンダーに対応) のデータをもとに一元管理。データをもとにプロトコル別、装置別、時間帯別、手技者別などから線量のバラツキが無い視覚的に判断する

ことができる。そのほか患者別のX線利用履歴としても管理することが可能である。吸収線量ベースでレポートされる。そのほかにも外部解析ソフトを利用できるようにExcelファイルとしてもアウトプットが可能であるため、自由な解析環境を提供する。特に小児CT被ばくに関しては、CTDIの考え方が、16cm or 32cmのファントムで吸収された線量がベースとなっているため、体格の小さい小児では過小評価してしまう問題を含んでいた。そこで、Size-Specific Dose Estimation (SSDE) という考え方が重要になってくる。SSDEはAmerican Association of Physicists in Medicine (AAPM) にて発案された計測法で、実際の体型を画像データから加味して計算し、患者体型にあった吸収線量へと変換する方法である。詳しくはAAPM Task Group Report #204⁸⁾を参照にしたい。もちろんDoseWatchにSSDEの機能が搭載されており、CT画像データを装置に転送することで位置決め画像を基準に自動的に計算される (Fig.16)。

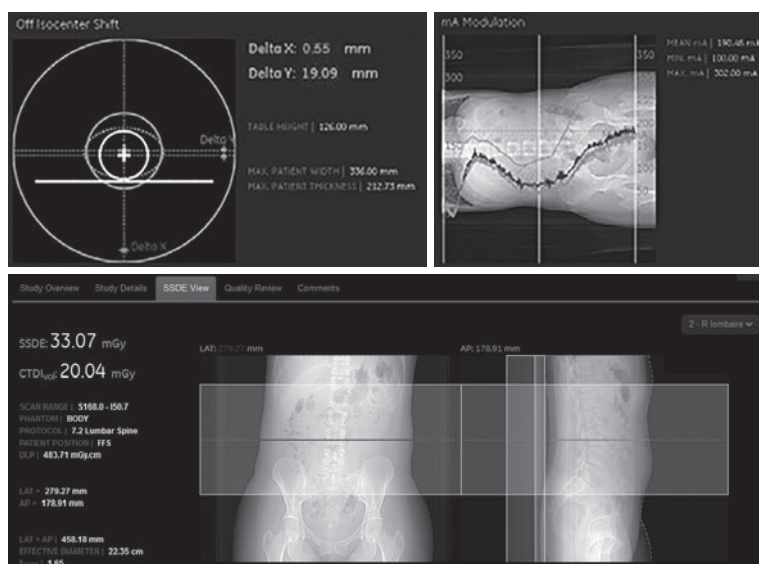


Fig.16 DoseWatchSSDE換算機能

おわりに

CT検査の被ばく線量の低減は画質あたりの被ばく線量比を改善することで可能となるが、その低減効果は個々の検査の撮影条件が最適化された上で評価されなければならないと考えられる。たとえCT装置の改良により画質あたりの線量比が大きく改善されたとしても、体格に応じた撮影条件が設定されていなければ個々のCT検査の被ばく線量が最適化されていることにはならない。特にこの点は小児CT検査においては重要な点であると考えられる。また、関連団体より発表されている診断参考レベルに基づいた被ばく線量の評価・管理も今以上に進むと思われる。

●文献

- 1) Brenner DJ, Hall EJ : Computed tomography-an increasing source of radiation Exposure. N Engl J Med 2007 ; 357 : 2277-2284.
- 2) Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, et al : The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. JAMA Pediatr 2013 ; 167 : 700-707.
- 3) Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Board on Radiation Effects Research, Division on Earth and Life Studies, et al : Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation : BEIR VII - Phase 2. Washington, DC, National Academies Press, 2006.
- 4) Hopper KD, Neuman JD, King SH, et al : Radioprotection to the Eye During CT Scanning. AJNR Am J Neuroradiol 2001 ; 22 : 1194-1198.
- 5) Leswick DA, Hunt MM, Webster ST, et al : Thyroid Shields versus z-Axis Automatic Tube Current Modulation for Dose Reduction at Neck CT. Radiology 2008 ; 249 : 572-580.
- 6) IEC60601-1 ed. 3 and related standard as IEC600601-2-44.
- 7) 平本卓也 : 低被ばく Innovation『Vevo (TM)』～新概念のCT再構成～. 映像情報medical 2011 ; 43 : 104-107.
- 8) AAPM Task Group 204 : Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. 2011, American Association of Physicists in Medicine.
http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_204.pdf

5. 小児領域における面検出器CTの線量低減技術

猪川弘康，堤 高志

東芝メディカルシステムズ株式会社 CT営業部 (兼)臨床アプリ研究開発センターグループ

Dose reduction technologies for area detector CT in pediatric examinations

Hiroyasu Inokawa, Takashi Tsutsumi

CT Sales Department, Clinical Application Research Center, Toshiba Medical Systems Corporation

Abstract

The Toshiba Aquilion ONE™ is an area detector CT (ADCT) scanner incorporating a 160-mm area detector. A new scan method in ADCT known as volume scanning allows a range of up to 160 mm to be covered in a single rotation at a scan speed of 0.275 s/rot. In pediatric examinations, X-ray generation can be completed in a single rotation. It is therefore considered that ADCT not only allows the X-ray exposure dose to be reduced but also minimizes motion artifacts when imaging pediatric patients.

With regard to the exposure dose, which has been emphasized in pediatric examinations, various dose reduction technologies, such as the advanced iterative reconstruction algorithm AIDR 3D, have been installed in ADCT scanners.

ADCT has been developed with the goal of permitting the exposure dose to be reduced easily in any clinical situation, not just in specific clinical situations.

Keywords : ADCT, Pediatric, Dose reduction

はじめに

Area Detector CT (Aquilion ONE™, 東芝社製, 以下ADCT)は, 人体をボリュームデータとして捉えるだけでなく, ボリュームデータ内の時間的変化を観察することが可能な新世代CTである. 本システムは0.5mm×320列の面検出器を有するため, 1回転で160mmの範囲を撮影可能である. それゆえに, 小児領域では1回転の曝射で体幹部の撮影を終えることができる.

本稿では面検出器CTを用いた小児領域における装置の特長と被ばく低減技術についてご紹介する.

スキャン方式の特長

ADCTにおけるスキャン方式の特長は, 1回転で160mmの範囲をボリュームデータとして収集できるため(ボリュームスキャン), 従来主流であったヘリカルスキャンを用いることなく撮影できる点である. 加えて, 回転速度は最新のシステムで最速0.275秒と超高速化を図っているため, 小児の体幹部撮影では極めて短時間に検査を完了することが可能となる. このスキャン方式以外にも, 160mmを超える範囲の検査においては160列ヘリカルスキャンなど形態情報取得を主眼としたものや, ダイナミックボリュームスキャンによる血流・動態情報を

得るためのスキャン方式を用意している。本章ではADCTの特長的なスキャン方式について述べる。

ボリュームスキャンによるOne Shot撮影

Aquilion ONE™は、0.5mmスライスの検出器素子を体軸方向に320列配置し、1回転最速0.275秒で160mmの範囲をスキャンすることが可能である。つまり、様々な部位を、“寝台(天板)を移動することなく”スキャンできることが大きな特長である(Fig.1)。実際に撮影を行う場合に、管球回転時間＝全体のスキャン時間となるため、撮影範囲全体における体動の影響を極限まで低減することが可能となるため、非鎮静下の検査が容易となる。また小児CT撮影で求められる被ばく線量や造影剤量の低減も可能となる。

ただし、全ての検査で最大検出器幅の320列を使用する必要はなく指定した撮影範囲に対し、最適な列数と撮影幅が自動で設定されるため、必要な部分のみに絞った曝射を行うことが可能である。

ダイナミックボリュームスキャンによる4D撮影

ADCTにおける、最も特長的な検査にダイナ

ミックボリュームスキャンを用いた4D撮影がある。同一部位に対して160mmの範囲で寝台を動かすことなく連続的、または間欠的に複数回スキャンすることで、臓器における血流状態や動態などの情報取得を可能とするスキャンモードである。これを応用して、呼吸下で撮影し肺野の動態観察をすることも現実的に可能である。

昨今、4D撮影では、後述する逐次近似技術により、被ばく線量の低減と画質向上が両立できるようになったため、今後更なる4D検査の普及が期待される。

160列ボリュームヘリカルスキャンによる高速撮影

160列ボリュームヘリカルスキャンは、高速性を重視したヘリカルスキャンシステムであるため、160mmを超える範囲の撮影が必要な幼児以上の全身スクリーニング検査で有用となる。

被ばくの観点から、このスキャン方式は従来の64列ヘリカルスキャンと比して有利である。同じ範囲の撮影を仮定すると、オーバーラップ量やトータルの曝射時間が少なくなるため、より低い線量

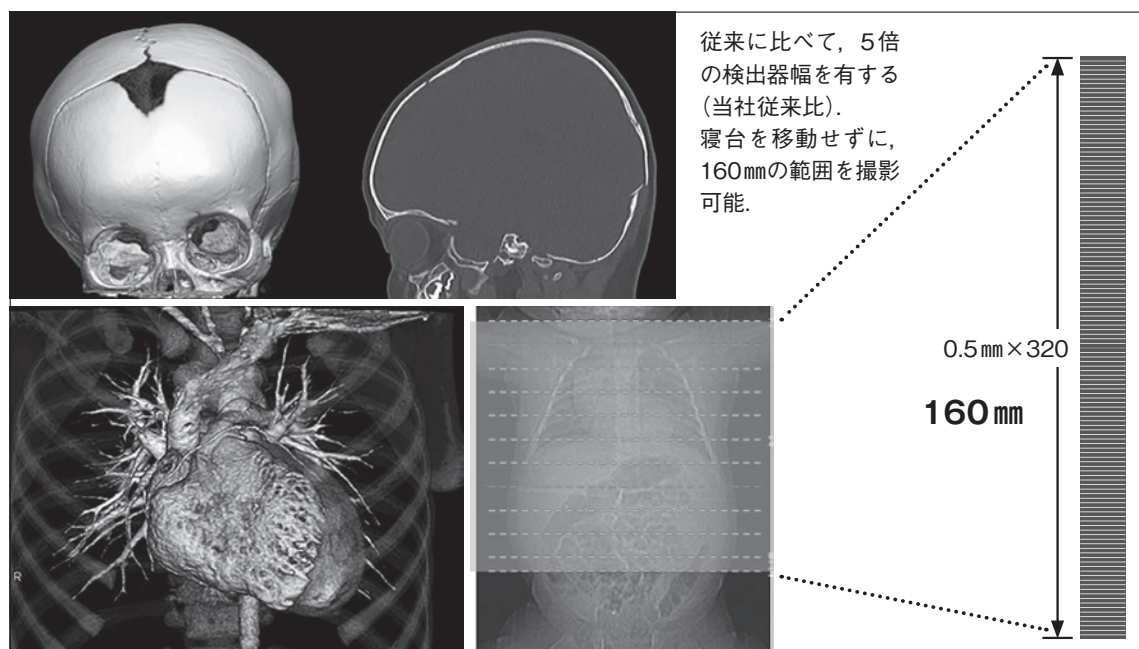


Fig.1 ボリュームスキャンの特長

面検出器により、撮影幅は0.5mmスライス×320列、160mmの範囲を撮影可能

で撮影することが可能となるためである。したがって、160列ボリュームヘリカルスキャンは高速でスキャンできるというだけではなく、線量の観点からも非常に効率的なスキャン方式と言える。

ADCTの臨床的特長

小児領域ではボリュームスキャンを用いることでスキャン時間の短縮、被ばく線量低減など、その有用性は示されている¹⁾。何よりも、被験者の負担を考えたとき、寝台移動を伴わないスキャン方式では安定した状態でストレスのない検査を実施することができる点も大きな特長と考える。

ボリュームスキャンによる画質向上

従来から東芝では最小スライス厚0.5mmによる高い空間分解能を特長としてきたが、ボリュームスキャンによってヘリカルスキャンと比較してX-Y

平面上、Z軸方向双方の空間分解能向上を実現している。これは、画像再構成時に体軸方向のヘリカル補間を伴わないためである。

また、サブトラクションやアディクション(画像加算)などの画像処理を行うに当たり、理想的な状態は、それぞれの時相のデータに全く動きがなく、かつ生データの軌跡が全く同一であるという条件である。

ヘリカルスキャンの場合、複数回の撮影の間に寝台移動による幾何学的な誤差がどうしてもつきまとう。また、ヘリカル軌道の差もミスレジストレーションの要因となり、画質劣化を引き起こすことが懸念される。

ボリュームスキャンでは、寝台は全く移動しない状態でスキャン可能なため、これらの要因を大幅に排除することが可能となり、処理画像の画質向上を実現できる(Fig.2)。

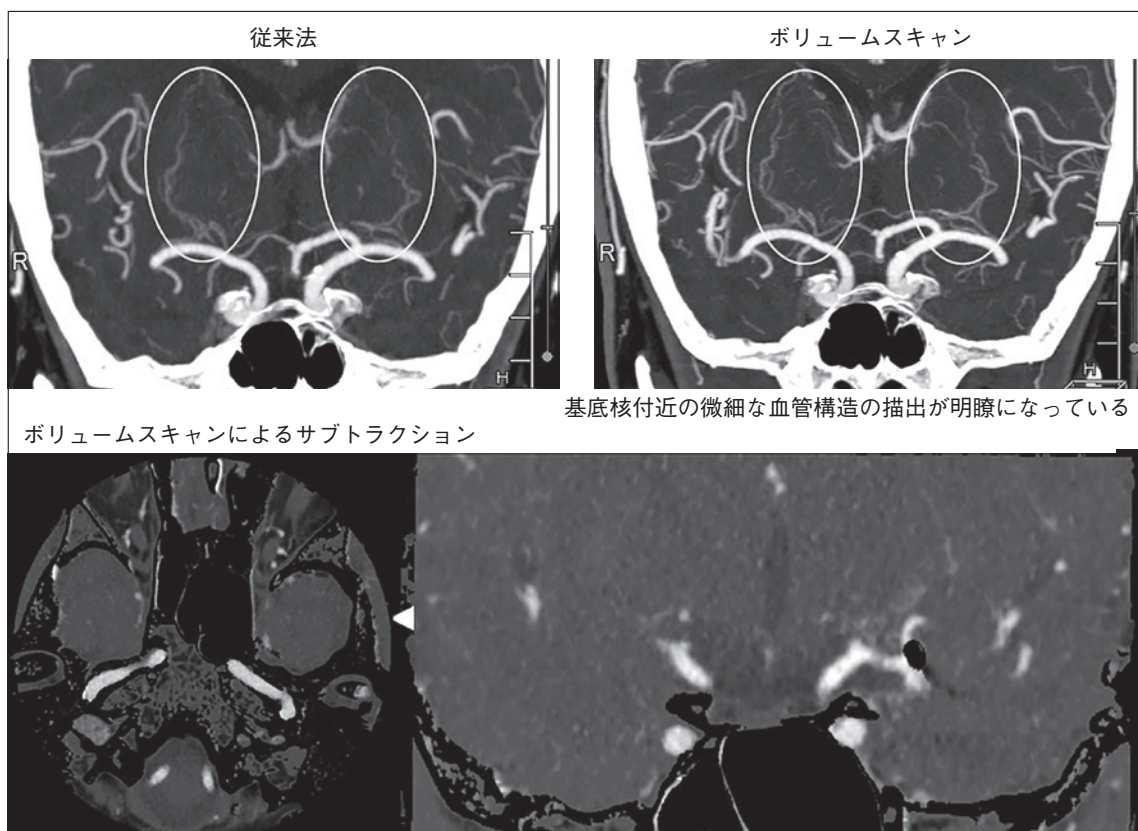


Fig.2 画質とサブトラクション精度の向上

ボリュームスキャンにより、従来に比べて画質向上が確認できた1例。寝台移動がないため、サブトラクションにより高精度な骨除去が可能

等時間分解能の向上

(0.275sec Isotropic Temporal Resolution)

従来のヘリカルスキャンでは、管球回転や寝台スピードを高速化しても体軸方向に関して見てみると、総合的な範囲に対するスキャン時間の短縮には限界があった。

ADCTでは160mmの範囲であれば、管球回転時間＝全体のスキャン時間、すなわち最短0.275秒のX線曝射のみで検査が完了することになる。XYZ軸すべてにおいてIsotropic Temporal Resolutionを達成することが可能となり、これまでにない特長を持つことになった。全体の撮影時間の劇的な短縮により、息止めや体動の抑制が困難な小児撮影においてもモーションアーチファクトを低減し、これまでは困難であった非鎮静下での撮影に威力を発揮することが報告されている²⁾。極めて短時間かつ寝台が動かないため、X線一般撮影に近い感覚であるとの評価も聞かれる。

加えて、ボリュームスキャンで撮影されたデータから、ハーフ再構成を用いることでX-Y-Zの時

間分解能をフル再構成の半分である0.137秒の時間分解能を持った画像再構成ができる。時間分解能を向上することで、体動や臓器の動きの影響を極限まで低減し、画像の視認性を向上することができる(Fig.3)。

被ばく線量の低減

ヘリカルスキャンでは必須であったオーバーラップが、ボリュームスキャンでは必要ないため、従来に比べて、被ばく線量を低減できる。特に心電同期撮影時には、ヘリカルスキャンではデータの冗長性を担保するためにオーバーラップ部分を多く必要としていたため、ボリュームスキャンによる被ばく線量の低減率は他の部位に比べて高くなる³⁾。また、広範囲の心電同期ヘリカルスキャンは撮影時間が長く、被ばく線量も増えるため、あまり現実的な検査とは言えない状況であった。しかし、160mmステップアンドシュートスキャン(ワイドボリュームスキャン)と心電同期の組み合わせにより、非同期撮影と同等線量で広範囲の心

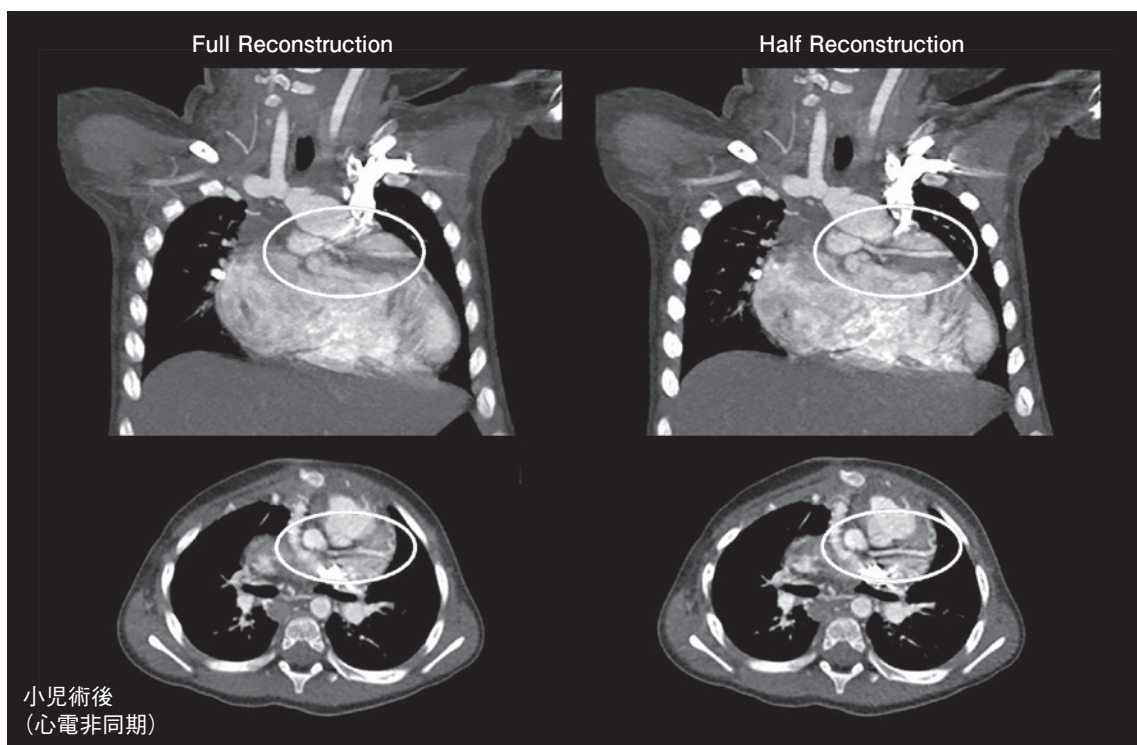


Fig.3 0.275sec Isotropic Temporal Resolution

心電非同期下においても高時間分解により、モーションの影響が低減できた1例

電同期画像を取得することが現実的に可能になった。その有用性はAquilion ONEを用いた胸部CTに関する多施設共同研究・ACTive (Area-detector Computed Tomography for the Investigation of Thoracic Diseases) で実証されている⁴⁾。

被ばく線量低減技術

現在、形態画像だけでなく、血流や機能画像を得るために連続もしくは間欠曝射を組み合わせたダイナミックスキャンなど、多様な検査プロトコルが実臨床で使用されている。複数回の撮影を行うダイナミックスキャンでは、従来の形態診断用の撮影条件を流用すると被ばく線量が増加してしまうため、低管電圧や低管電流を積極的に使用し、検査全体としての被ばく線量を低減させることが

必須となる。一方でこのような厳しい撮影条件下でも良好な画質を担保することも求められる。そのため撮影前から画像再構成時まですべての過程において低線量撮影を実現するための機能やアプリケーションを実装している。

スキャンプランニング スキャンプロトコルの可視化と被ばく線量管理

ダイナミックスキャンなど複雑な検査プロトコルが実臨床で使用する上で、スキャンプロトコルの可視化および被ばく線量の管理は安全管理上の観点から重要な命題となっている。ADCTではスキャン計画や総被ばく線量を分かりやすく把握するために役立つTime Sequence, Dose Guardそして、Dose Alert機能を実装した(Fig.4)。

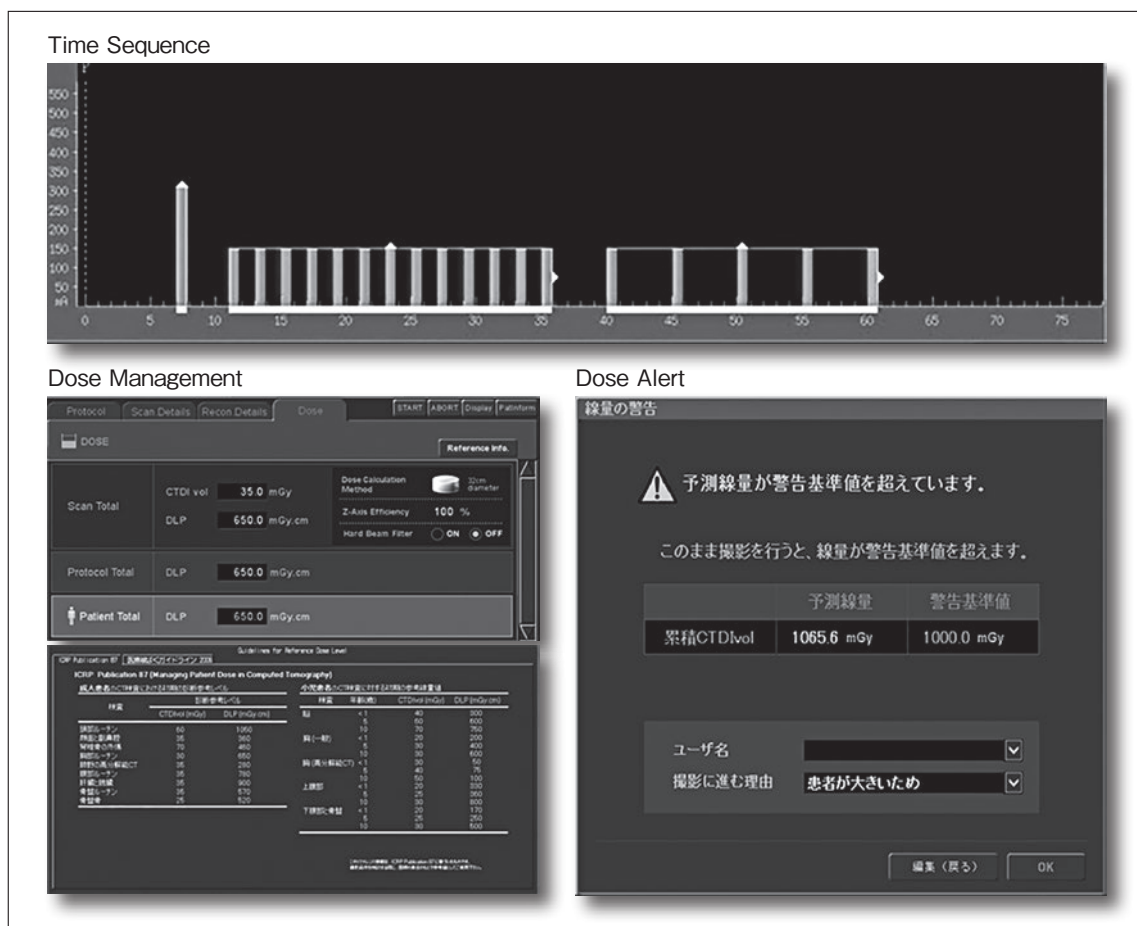


Fig.4 検査前の被ばく線量管理
事前に検査プロトコルや被ばく線量を確認するための機能を有している

Time Sequenceはグラフィカルなインターフェイスにより、スキャンプラン全体が一目で把握でき、そこで管電流の調整や撮影の追加などをグラフで確認しながら操作できる。また、Dose Guardではスキャン計画中に計算される総被ばく線量を元に、ICRPと医療被ばくガイドラインの被ばく指標を参照しながら、条件設定を行うことができる仕組みである。さらに、実際の撮影時には設定された被ばく線量の基準値を超えると警告を表示するDose Alertを有している。

スキャン技術 ー線量の最適化ー

線量の最適化を図るためのスキャン技術として、Active Collimator, Volume EC, バリアブルピッチヘリカルスキャンについて述べる (Fig.5)。

多列ヘリカルスキャンでは、画像再構成に寄与しない部分の被ばくであるオーバービーミングやオーバースキャンの課題があった。Active Collimatorでは、スキャン開始及びスキャン終了時にコリメーターを独立して作動させる仕組みにより、画像再構成に寄与しないX線をカットする

ことができ、従来に比べて被ばく線量を抑えることができる。

そして、ヘリカルスキャン時には、管電流とビームピッチのそれぞれを制御する2種類のスキャン機構を持ち合わせている。

管電流の制御はVolume ECと呼ばれるCT-AEC (Auto Exposure Control) 機能である。Volume ECではスキャノグラフィ (位置決め) 画像の情報から各スライスに必要なとする線量を計算し、一平面のXY方向 (AP, RL方向) とZ方向 (体軸方向) へ管電流を変調させながら、スキャンを行う。被験者の体型や臓器の配置によって必要な線量は異なるが、この機能によってユーザーが望むノイズレベルに均一化されるよう、管電流を自動的にコントロールすることができる。このCT-AECの機能は今日のCTでは一般的な機能となっている。

バリアブルヘリカルピッチとは、スキャン中のビームピッチ可変制御機能であり、寝台移動速度を部位によって変速し、心電同期・非同期スキャンを切り替えながら行う方式である。例えば、心臓・肺動静脈から大血管、下肢血管までの撮影を

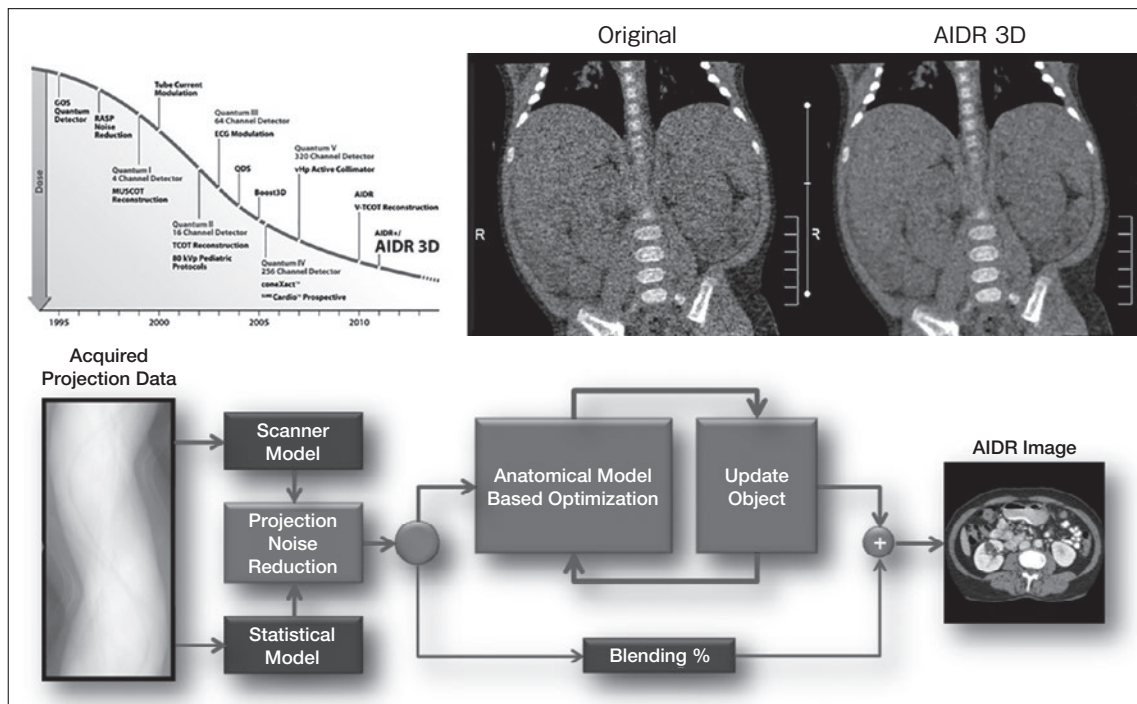


Fig.5 AIDR 3Dのアルゴリズム

AIDR 3Dで撮影条件に応じて変わる画像ノイズに対し、アダプティブに効果が働くアルゴリズムを採用

仮定すると、従来は心臓のみ心電同期スキャンを行い、あらためて大血管の非同期スキャンを行うために、スキャンは必ず2回に分割せざるを得なかった。2回に分けていた心臓から下肢血管までの撮影をバリエーションヘリカルピッチスキャンでは1回のスキャンで完了することができる。撮影時間の短縮、使用造影剤量の低減、被ばく線量の低減を図ることができるスキャン方式である。

逐次近似応用再構成 AIDR 3D

逐次近似応用再構成であるAIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D) は、被ばく線量低減と高画質の両立をコンセプトに、これまで以上に低い線量領域まで、高いノイズ除去効果を発揮する新たな線量低減技術である。アルゴリズムは、逐次近似再構成をベースにして、第1段階として画像ができる前々段階の純生データベースで統計学的ノイズモデルやシステムモデルを用い、ストリーク状アーチファクトやノイズ低減を行う。さらに第2段階では画像データベース上で、解剖ミカルモデルを用い、撮影部位や組織構造を考慮しながらノイズ低減を行う。これによりノイズ低減効果で最大50%、被ばく低減効果では最大75%を発揮する (Fig.5)。

運用面ではAIDR 3Dをスキャンプランに組み込むことができ、volume ECや心電同期、そしてデュアルエネルギー撮影など各種スキャン方式と併用できる。これらの一連の処理は、特殊なハードウェアの追加を必要とせず、通常検査においてストレスを与えない画像再構成時間を担保しているのも特筆すべき点である。

終わりに

ADCTでは、ボリュームスキャンや160列ボリュームヘリカルスキャンなど、被ばく低減に有効なスキャン方式を採用している。これまでもハードウェアの進化に伴いスキャン方式は変遷してきたが、ADCTにより再度その方式が一新され、

小児CT撮影に大いに貢献できると考える。また、被ばく低減を行いつつ、良好な画質を担保するためにハードウェア、ソフトウェア開発 (撮影前のプランニング、撮影方式、画質改善) など多岐にわたり、技術革新に取り組んできた。中でも逐次近似応用再構成であるAIDR 3Dは、小児CT撮影では特に重要となる被ばくに対して、画質を担保しながら高い被ばく低減効果が期待できる技術である。東芝では被ばく線量低減メリットを多くの皆様に享受頂くため、2012年以降に販売された全ての装置にAIDR 3Dを標準搭載した。

今後也更なる線量低減技術の開発し、より簡便にかつ自動で操作可能なシステムの実現を目指し、被ばく低減に努めるのがメーカーの責務と考える。

注：Aquilion ONE™は東芝メディカルシステムズ株式会社の商標です。

●文献

- 1) Johnston JH, Podberesky DJ, Yoshizumi TT, et al : Comparison of radiation dose estimates, image noise, and scan duration in pediatric body imaging for volumetric and helical modes on 320-detector CT and helical mode on 64-detector CT. *Pediatr Radiol* 2013 ; 43 : 1117-1127.
- 2) Kroft LJ, Roelofs JJ, Geleijns J : Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol* 2010 ; 40 : 294-300.
- 3) Podberesky DJ, Angel E, Yoshizumi TT, et al : Radiation Dose Estimation for Prospective and Retrospective ECG-Gated Cardiac CT Angiography in Infants and Small Children Using a 320-MDCT Volume Scanner. *AJR Am J Roentgenol* 2012 ; 199 : 1129-1135.
- 4) Yamashiro T, Miyara T, Takahashi M, et al : Lung image quality with 320-row wide volume CT scans : the effect of prospective ECGgating and comparisons with 64-row helical CT scans. *Acad Radiol* 2012 ; 19 : 380-388.

第49回日本小児放射線学会シンポジウムより
特集 CT被ばく：小児CT被ばくの現状、各CT機器メーカーの対応

6. Philips CTにおける小児撮影への取り組み ～被ばく低減と画質の両立～

小園井 剛

株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン ヘルスケア事業部
 CTモダリティスペシャリスト

Approach to pediatric CT examination on Philips CT scanner – Balance dose reduction with image quality –

Tsuyoshi Osonoi

CT Modality Specialist, Healthcare Division, Philips Electronics Japan, Ltd.

Abstract

In this paper, the development of Philips CT equipment was introduced focusing on radiation dose reduction technology as a historical background as well as recent topics.

The principles and usefulness of such technology were described and the developmental trend about the next generation of CT equipment was also introduced.

Keywords : *Dose reduction, Iterative model reconstruction, Pediatric CT*

緒 言

Computed Tomography (CT) の商用スキャナ登場から40年弱が経過し、CT装置はハードウェア、ソフトウェアの進歩とともに加速度的に普及し、画像診断領域で確固たる地位を築き上げた。

フィリップスは2004年に本邦でCT装置の販売を開始してから11年目を迎え、累計販売台数も300台を超えている。日本国内にて、心電図同期特許技術を実装し循環器CT検査の可能性を拡大させたIDT16や当時32スライスCTが各社から発表される中、40スライスCTのBrilliance CT 40を先駆けて発表し、今日では64、128、256スライスCTを開発し市場に投入している (Fig.1)。

フィリップスCTの歴史は、世界で初めて焦点電磁偏向の技術を開発したエルシント社や欧米の放射線治療用CTで高シェアを持っていたピッカー

社を吸収して今日に至る。そのため、フィリップスCTの半導体ディテクター、ソフトウェア系の開発はイスラエルのハイファ、ガントリなどのハードウェア系の開発・生産を米国のクリーブランドで行っている。またフィリップスはX線管の開発・販売を行ってきた歴史があり、CT装置はもとより一般撮影装置や血管造影装置に搭載されるX線管は一貫してドイツのハンプルグを中心に開発・製造を行っている。一般的にCT装置の根幹を担う技術は大きくX線管、検出器、画像再構成の3つに分類され、これらの技術革新そのものがCT装置に求められる“高画質”と“低被ばく”に直結する。

フィリップス社CT装置に搭載されている各種技術に関しては当社の医療関係者向けポータルサイト NetForum Community [http://netforum.healthcare.philips.com] を参照頂きたい。同ペー

ジにはCTの歴史から技術解説だけでなく学術・出版情報、セミナー情報、臨床画像症例紹介、撮影プロトコルなどのコンテンツも揃っており、読者の興味や理解の一助となれば幸いである。

本稿では、当社CTのフラグシップモデルである「Brilliance iCT Elite」に搭載されている「被ばく低減」「高画質」に焦点を当て技術紹介を行う。

インテリビームフィルタ (軟線除去フィルタ)

Brilliance iCT Eliteに搭載されているX線管球には、インテリビームフィルタと呼ばれる軟線カットフィルタが装着されている。これにより軟線による被ばくが大幅に抑制され本質的に低被ばくCT装置となっている。

Brilliance iCT Eliteでは、小児などの被写体やスキャン対象の部位などに応じてインテリビームフィルタを可変することで最適化を図っている。

スマートシェイプフィルタ

スマートシェイプフィルタは、患者の体格に応じて被写体に均一な線量を与える補正フィルタである。フィルタはSmall (新生児)、Medium、Largeの3種類があり、登録時の患者の年齢、撮影条件と連動して自動で選択される。スマートシェイプフィルタは、体幹部には十分な線量を、中心から外れた体厚の薄い部位にはそれに応じた適正な線量フィルタリングを行うことにより、被写体全体の無駄な被ばくを制御する。スマートシェイプ

フィルタの動きをFig.2に示す。Fig.2の下段は撮影FOVすなわち被写体サイズに応じて線量が適正化される様子が示されている。同一条件化で、LargeフィルタからMediumフィルタの差を比較すると、約15%の被ばく低減が可能である。

エクリップスコリメータ

Brilliance iCT Eliteは、80mmボリュームの検出器を用いて秒速185mmの高速ヘリカル撮影が可能である。この撮影速度は鎮静が難しい小児に対する撮影における大きなアドバンテージである。

一般的にヘリカルスキャンでは再構成の原理上スキャン範囲の外にオーバーレンジと呼ばれる照射エリアが存在する。

エクリップスコリメータは、オーバーレンジの無駄な被ばくを抑制する動的コリメータである。Fig.3はフィルムを用いた実験データである。エクリップスコリメータの有無で撮影範囲以外の被ばく領域が大きく異なっているのがわかる。

iPatient (新ユーザーインターフェース)

PhilipsのCT-Auto Exposure Control (自動露出機構：AEC) は、より精度の高い線量コントロールを行うため、リファレンスとなる仮想の体型の被写体の線量から実際の被写体の線量を計算している。

iPatientは、特に小児撮影において補正計算の水ファントム径を18cmから29cmまで7種類を選



Fig.1 フィリップスCT装置の変遷

択することが可能である (Fig.4).

また、iPatientは画像ノイズ量と線量をリンクさせたインデックス値：DRI (Dose Right Index)を採用している。撮影前に決定するパラメータはDRIと線量、管電圧、撮影時間のみである。従来CTの課題であった寝台の高さによるCT-AECの挙動の変化に対しても自動で補正している。

これらのパラメータと後述する二種類の逐次近似法再構成とあわせて小児撮影における被ばく低

減と画質のバランスを取ることが可能である。

逐次近似応用画像再構成技術：iDose⁴

2009年に発表した逐次近似応用再構成法iDose⁴は、発売から4年が経過し、全世界で1000台以上が稼働している。iDose⁴は、検出器で取得した投影データ(生データ)に対しX線固有のポアソン分布に基づく統計学的モデルを考慮し反復演算処理にてノイズ低減を行い、ノイズ低減された投影

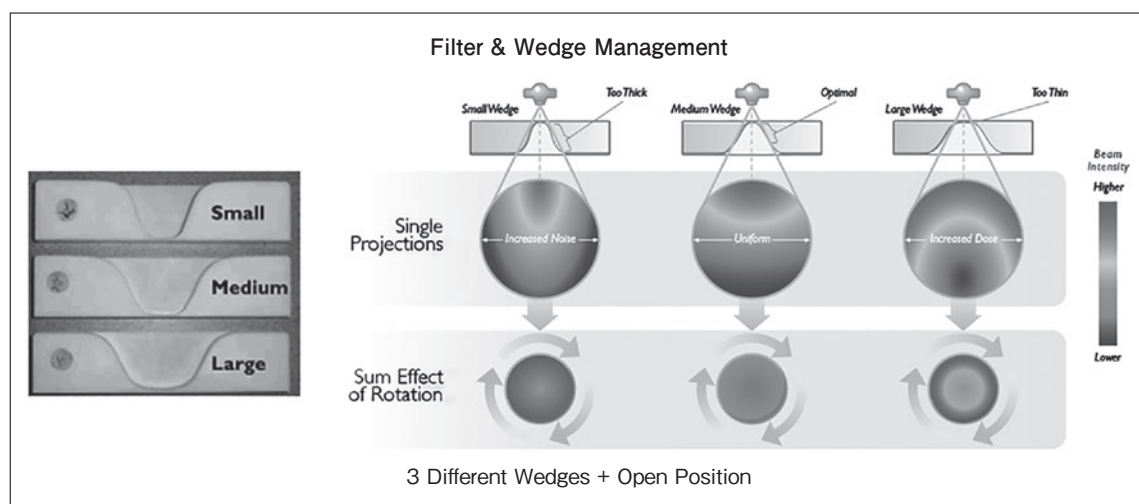


Fig.2 スマートシェイプフィルタ

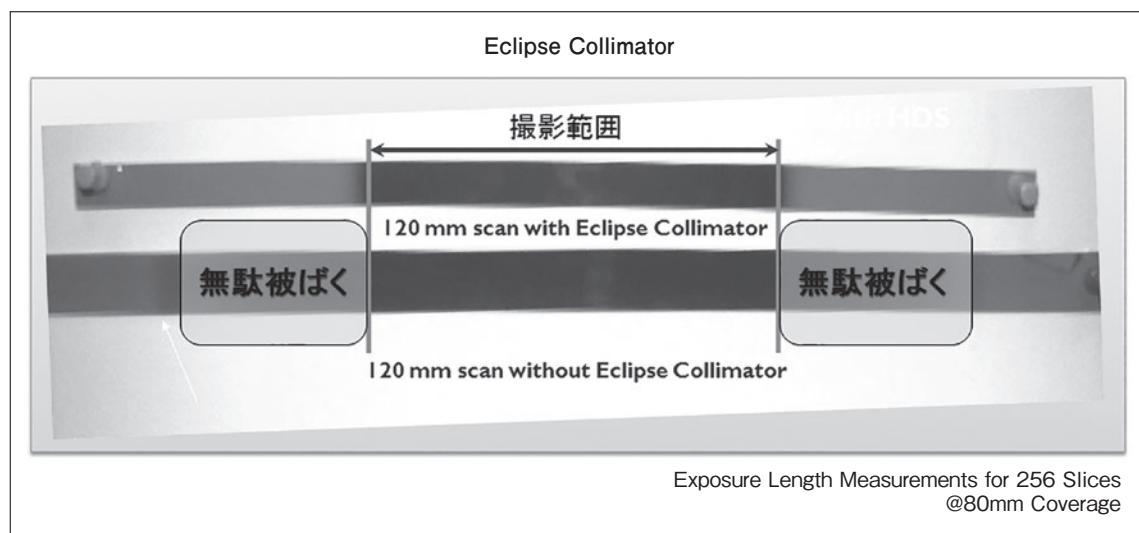


Fig.3 エクリプスコリメータ実験結果

上段：エクリプスコリメータ ON 下段：エクリプスコリメータ OFF

データを画像スペースに展開し、画像上で解剖学的モデルを用い反復演算処理し設定したノイズレベルと質感になった時点で最終画像を出力する (Fig.5).

その際の最適なノイズレベルはiDoseレベルと呼ばれる7段階でユーザ側が調整可能であり、それぞれのノイズの低減割合はiDoseレベル1使用

時の11%からiDoseレベル7使用時の最大で55%まで調整が行える。

iDoseの設定レベルは線量低減時の増加ノイズ量を想定しており、例えばiDoseレベル4を用いればノイズ低減割合は29% ($= 1/1.41$) であり、発生するノイズを打ち消すように作用する。同様に基準線量から80%線量低減に対しiDoseレベル7の使用でノイズの増加割合は1となる。iDoseレベルは基準線量から20~80%の線量低減を行った際に対応するiDoseレベルを使用することでノイズの増加割合を打ち消すように設計してあるため、あらかじめ被ばく低減率とiDoseレベルの組み合わせから撮影前にノイズレベルを予測可能とし、画質の担保と計画的な被ばく低減を行える。

iDose⁴は、従来のFiltered Back Projection (FBP)では画像ノイズの発生が原因で臨床応用が難しかった高周波強調関数による高分解能イメージング、低造影剤・低管電圧イメージング^{1,2)}とも大変相性が良く (Fig.6)、多くの施設で使用されている。

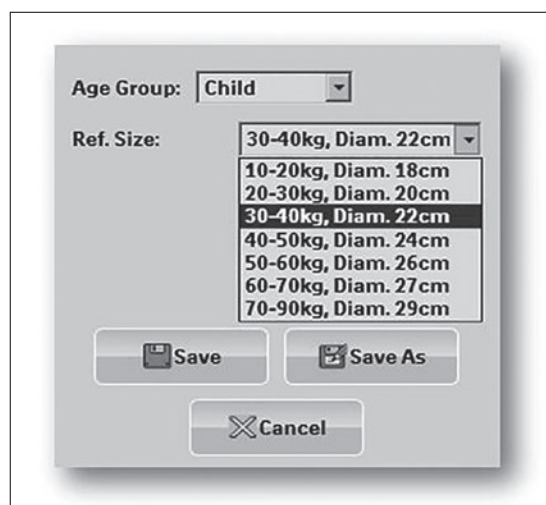


Fig.4 iPatient小児患者径の選択

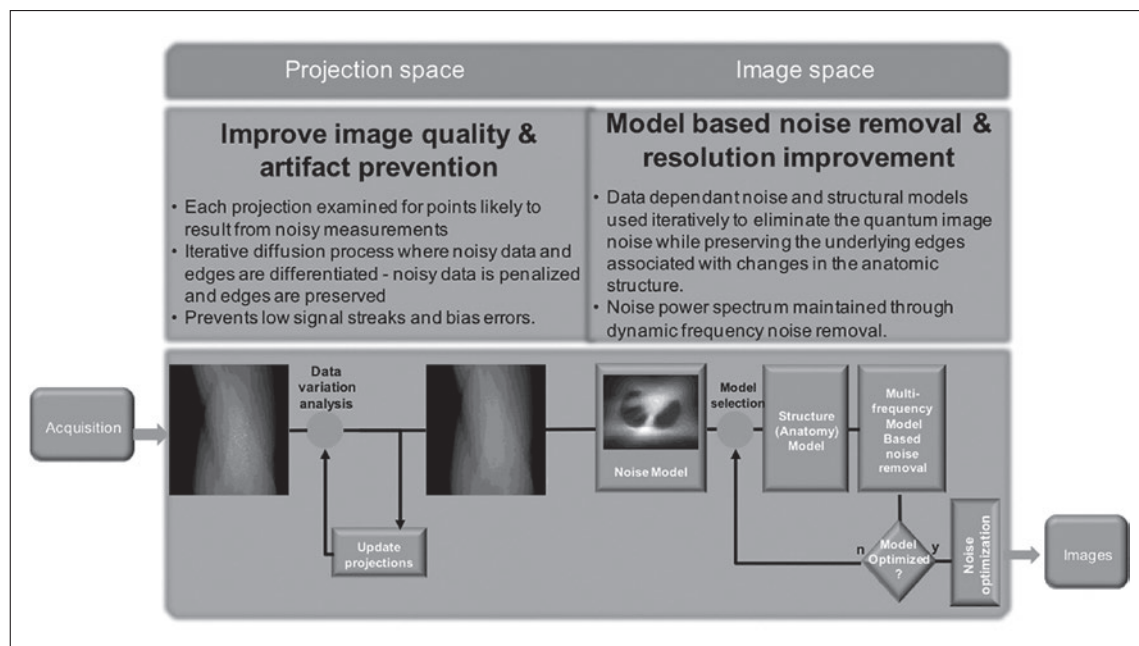
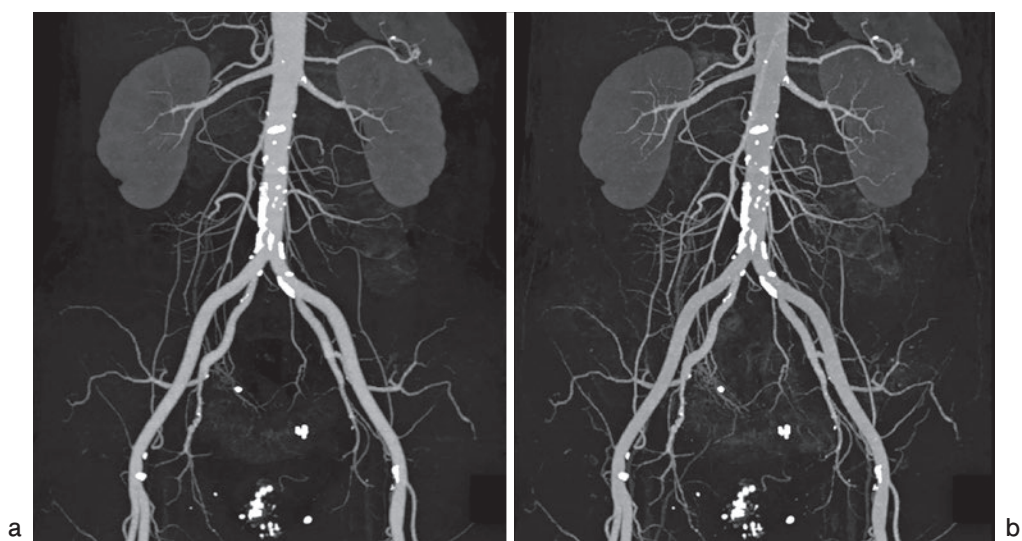


Fig.5 iDose⁴概念図

Fig.6 iDose⁴臨床応用例

a: 従来再構成

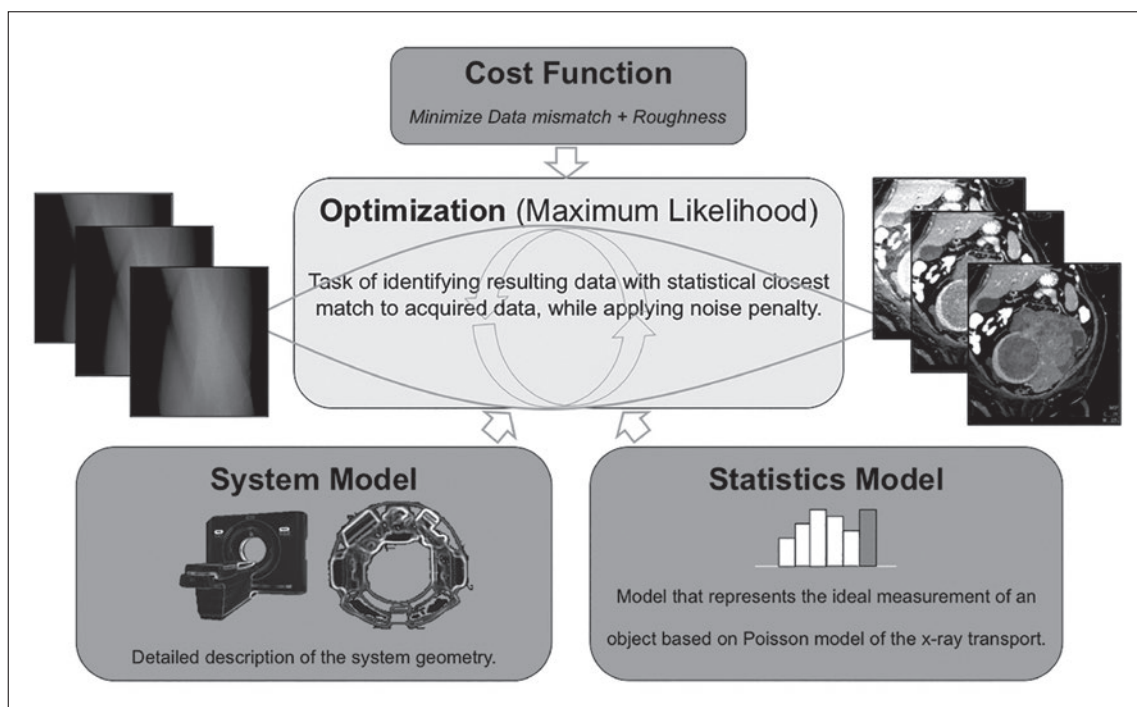
b: 高周波強調関数と iDose⁴ の併用

Fig.7 IMR 概念図

モデルベース逐次近似画像 再構成技術：IMR

Iterative Model Reconstruction (IMR) は Fig.7 に示す最尤推定法 (Maximum Likelihood) をベースにノイズ統計学と最先端のシステムモデル、評価関

数 (Cost Function) を加味した逐次近似画像再構成法である。2012年の北米放射線学会で体幹部対応のIMR Body, 2013年欧州放射線学会で心電図同期撮影に対応したIMR Cardiovascular (Fig.8), そして2013年4月9日からは頭頸部領域に対応したIMR Neuro (Fig.9) をラインナップに加え、全

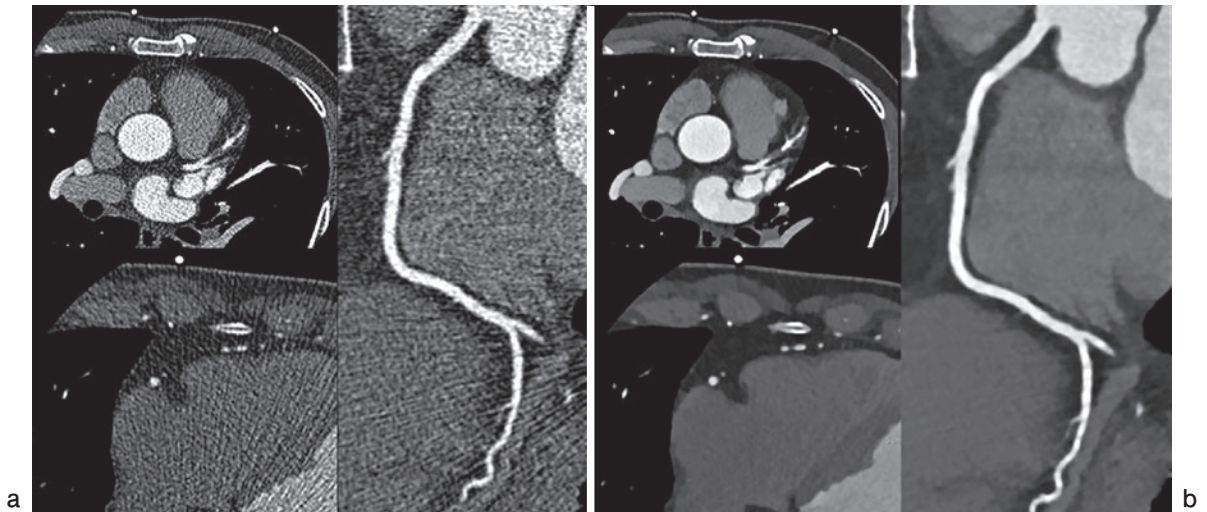


Fig.8 IMR臨床画像(1)

- a: 従来再構成による心臓, 冠動脈画像
- b: IMRによる心臓画像冠動脈

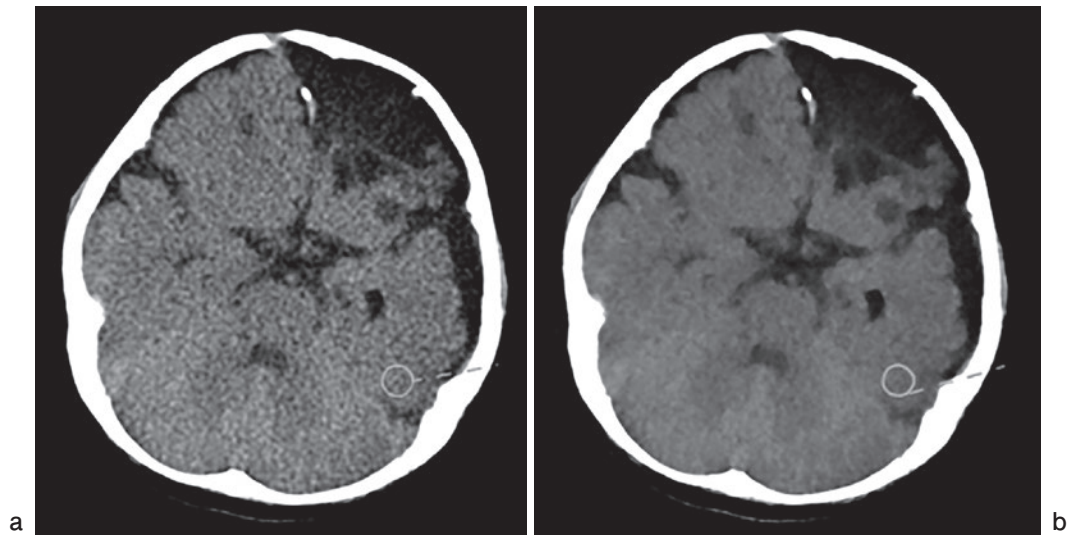


Fig.9 IMR臨床画像(2)

- 7か月小児の頭部画像
- a: 従来再構成による頭部単純画像
- b: IMRによる頭部単純画像

身対応の逐次近似画像再構成ユニットとして国内販売を開始している。

IMRでは画像ノイズを極限まで排除し(最大90%ノイズ低減)、密度分解能は2.0mm/0.3%(CTDI:10.4mGy)を達成し、従来に比べ3.6倍の低コントラスト描出能の改善に成功している。IMRは非線形的にノイズ低減を行えることが大きな特長で、結果として画像ノイズはスライス厚やX線量に依存せず常に一定のノイズレベルとなりVirtually Noise-Free Imagingを実現する。

加えてIMRでは逐次近似演算の前段階で、最終画像に必要な分解能とノイズレベルを踏まえ画質の最適化を行えるようCost Functionに画像のノイズレベル(3段階)と分解能レベル(3段階)の組み合わせを設定することができ、空間分解能のロスなく、画像ノイズを大幅に低減し計算コストの効率化と画質選択を可能としている³⁾。

また、これまで最重要課題とされてきた再構成時間⁴⁾も、Intel社と演算処理の高速化を目的としてCPUより並列処理に適したコア数の多いGPU(Graphic processing unit)を搭載したオリジナル再構成ユニットHyper Sightで1,500枚の画像を3分弱で演算可能とする。

IMRはこれまでノイズやアーチファクトで隠されてきた微小・微細構造を描出し、病変の早期発見から治療への橋渡しに大いに期待される。

結 語

本稿では昨今のトピックスであり小児撮影において重要な被ばく低減に関する技術解説を行った。今後も被ばく低減と画質の担保を両立させるべく技術開発を行っていく。

また、新たな画像コントラストをCT装置で得るため、現在Photon Counting CT (PCT)^{5,6)}の開発も進行している。

PCTはエネルギー帯域でCT値が物質により変化することを利用し、物質毎に特異的にCT値が増強されるエネルギー帯域(k吸収端:k-edge)をピンポイントで画像化できる。この技術により分子イメージング(Molecular Imaging)に代表される機能、代謝画像をCT装置で取得できる可能性が広がっており、将来これら次世代CT装置の製品化が未知の病態把握、メカニズムの解明をより一層加速させるかも知れない。

●文献

- 1) Funama Y, Oda S, Utsunomiya D, et al : Coronary Artery Stent Evaluation by Combining Iterative Reconstruction and High-resolution Kernel at Coronary CT Angiography. Acad Radiol 2012 ; 19 : 1324-1331.
- 2) Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, et al : Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT : effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. Radiology 2012 ; 264 : 445-454.
- 3) Mehta D, Thompson R, Morton A, et al : Iterative model reconstruction : Simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. Med phys Int J 2013 ; 1 : 147-155.
- 4) Sotthivirat S, Fessler JA : Image recovery using partitioned-separable paraboloidal surrogate coordinate ascent algorithms. IEEE Trans Image Process 2002 ; 11 : 306-317.
- 5) Cormode DP, Roessl E, Thran A, et al : Atherosclerotic plaque composition: analysis with multicolor CT and targeted gold nanoparticles. Radiology 2010 ; 256 : 774-782.
- 6) Pan D, Schirra CO, Senpan A, et al : An early investigation of ytterbium nanocolloids for selective and quantitative "multicolor" spectral CT imaging. ACS Nano 2012 ; 6 : 3364-3370.

症 例 報 告

小児顎下腺腫瘍の2例

森田有香, 野崎太希, 榎殿文香理⁴⁾, 細谷要介¹⁾, 長谷川大輔¹⁾
真部 淳¹⁾, 細谷亮太¹⁾, 川野孝文²⁾, 鈴木高祐³⁾, 齋田幸久
聖路加国際病院 放射線科, 同 小児科¹⁾, 同 小児外科²⁾, 同 病理診断科³⁾
東京都立小児総合医療センター 診療放射線科⁴⁾

Two cases of submandibular gland tumors in children

Yuka Morita, Taiki Nozaki, Akari Makidono⁴⁾, Yosuke Hosoya¹⁾, Daisuke Hasegawa¹⁾
Atsushi Manabe¹⁾, Ryota Hosoya¹⁾, Takafumi Kawano²⁾, Koyu Suzuki³⁾, Yukihiisa Saida

Department of Radiology and Pediatrics¹⁾ and Pediatric Surgery²⁾ and Pathology³⁾, St. Luke's International Hospital
Department of Radiology, Tokyo Metropolitan Children's Medical Center⁴⁾

Abstract Submandibular gland tumors in children are rare, but have a higher rate of malignancy than parotid gland tumors. Although their preoperative assessments are important, it is often difficult to distinguish between benign tumors and malignant ones. Herein we report two patients, in whom it was confusing to discriminate the malignant potential from their radiological findings. We should pay attention to the difficulties of preoperative diagnosis of submandibular gland tumors in some patients, and discuss therapeutic measures with each specialist in the tumor board.

Keywords Submandibular gland tumor, Salivary gland tumor, Magnetic Resonance Imaging

はじめに

唾液腺腫瘍はいかなる年齢層にも生じ得るものの、小児に発生することは比較的稀である。唾液腺腫瘍の中では耳下腺腫瘍が約50~60%と最も頻度が高い。顎下腺腫瘍は唾液腺腫瘍の約15~30%を占めるにすぎないが¹⁾, 耳下腺腫瘍と比較して悪性腫瘍の発生率が高いことが知られている²⁾。今回、小児顎下腺腫瘍の2例を経験したので超音波検査およびMR所見と共に報告する。

症 例

症例1 13歳, 男子

主訴: 左顎下腫脹

現病歴: 来院1週間ほど前より左顎下部の腫脹を自覚し, 他院を受診。他院で施行されたMRにて左顎下腺良性腫瘍が疑われ, 当院紹介受診となった。

既往歴: 特記事項なし

原稿受付日: 2013年1月9日, 最終受付日: 2013年3月6日

別刷請求先: 〒104-8560 東京都中央区明石町9-1 聖路加国際病院 放射線科

身体所見：左下顎角の前下方に径3cm程度のやや硬い腫瘍性病変を認める。体表の軽度膨隆あり。明らかな圧痛なし。

検査所見：血液生化学的に明らかな異常所見なし。

MR所見：左顎下腺に径26×24×26mmの境界明瞭な腫瘍性病変を認める。T1強調画像およびT2強調画像では対側の顎下腺とほぼ同程度の信号強度を呈し、均一な造影効果を認める (Fig.1)。

臨床経過：明らかな腫大リンパ節は認められなかった。画像所見から良性顎下腺腫瘍が疑われ、左顎下腺腫瘍核出術が施行された。

病理所見：核小体の目立つ不整形に腫大した核を有する腫瘍細胞が増生し、腺管内にはPAS陽性の顆粒を細胞内に有する。

免疫染色：CEA陽性、S-100陰性 (Fig.2)

病理診断より腺房細胞癌と診断され、腫瘍断端陽性であったため左顎下腺全摘術＋リンパ節郭清術が追加施行された。その際の病理所見では残存腫瘍なしと判断された。

症例2 14歳、女子

主訴：右頸部痛

現病歴：来院当日より右頸部痛を自覚し受診。頸部リンパ節炎の診断で抗菌薬加療されるも病変は緩徐に増大傾向であり、初診から約4か月後に疼痛の増悪を認めたため当院再診となった。

既往歴：特記事項なし

身体所見：右顎下部に径3cm程度の腫瘍を触知。軽度圧痛あり。

検査所見：血液生化学的に明らかな異常所見なし。

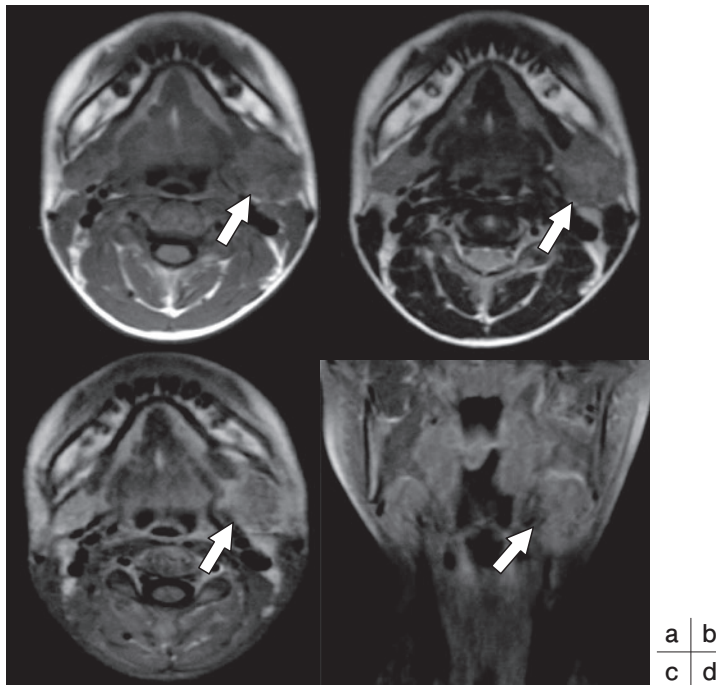


Fig.1 顎下腺MR

a: T1 強調画像

b: T2 強調画像

c: 脂肪抑制造影 T1 強調画像

d: 脂肪抑制造影 T1 強調画像冠状断

左顎下腺内に境界明瞭な腫瘍を認める (矢印)。T1 強調画像および T2 強調画像では対側の顎下腺と比較して等信号を示し、比較的均一な造影効果を伴う。

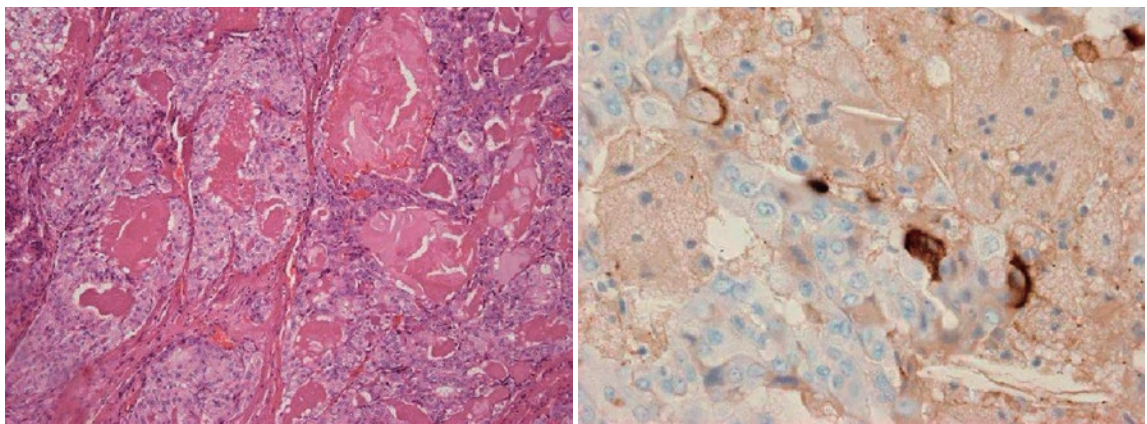


Fig.2 左顎下腺腫瘍組織像

a | b

a: HE 染色

b: CEA 染色

核小体の目立つ不整形に腫大した核を有する腫瘍細胞が増生している。腺管内にはPAS陽性の顆粒を細胞内に有し(非呈示), 免疫染色ではCEA陽性であった。病理学的診断は腺房細胞癌であった。

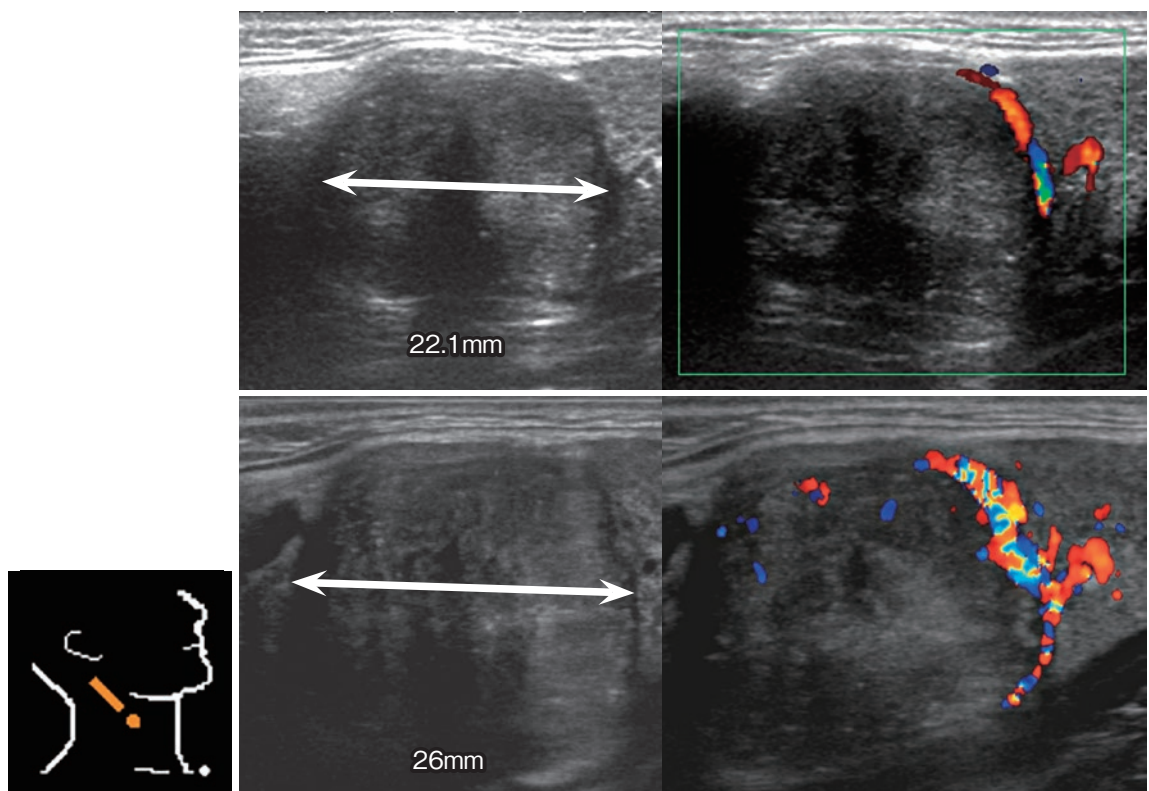


Fig.3 右顎下腺超音波検査

a | b
c | d

a: B-mode, b: カラー Doppler; 初診時

c: B-mode, d: カラー Doppler; 4 か月後再診時

初診時および再診時いずれにおいても右顎下部には境界明瞭で内部不均一な腫瘍性病変を認める。再診時には腫瘍は増大し、辺縁および病変内部血流の増加を認める。

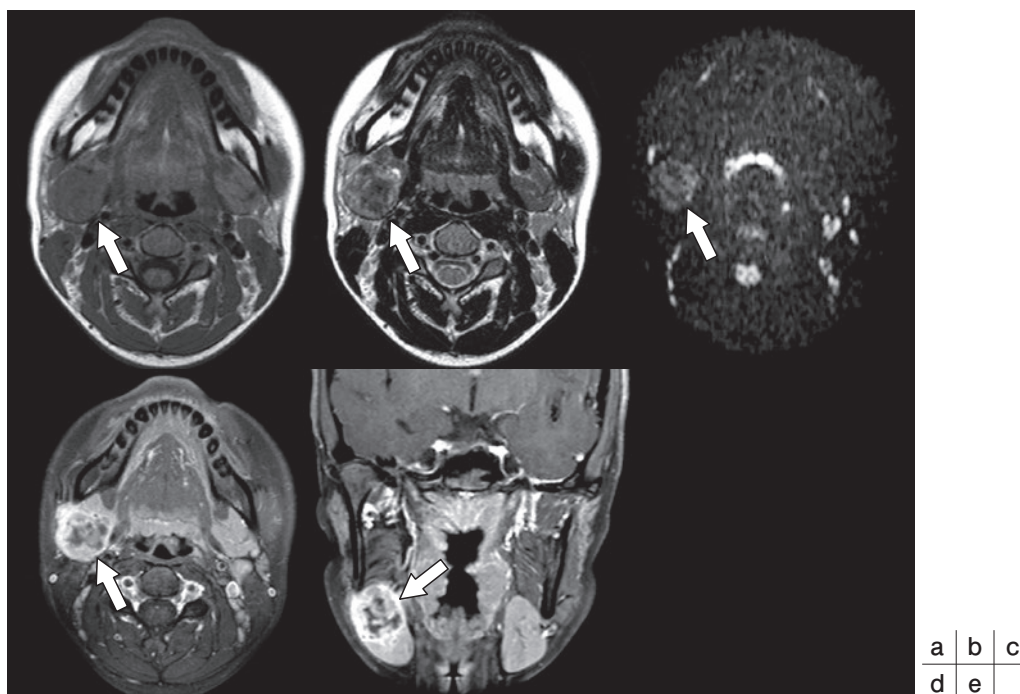


Fig.4 顎下腺MR

- a: T1 強調画像
- b: T2 強調画像
- c: 拡散強調画像
- d: 脂肪抑制T1 強調画像
- e: 脂肪抑制T1 強調画像冠状断

右顎下部には境界明瞭でT2強調画像で内部不均一な腫瘍性病変(矢印)を認める。病変は辺縁優位に拡散制限を伴い(ADC map非呈示),造影では不均一な造影効果を認め、一部に造影効果を伴わない壊死巣を認める。

US所見: (初診時) 右顎下部に径22mmの境界明瞭な腫瘍性病変を認める。内部エコーは不均一であり、カラードプラでは病変内部に明らかな血流は認められない(Fig.3a, b)。

(4か月後再診時) 腫瘍のサイズは径26mmに軽度増大している。カラードプラでは血流の増加を認め、病変内部にも血流が出現している(Fig.3c, d)。

MR所見: 右顎下腺には径27×24×25mmの境界明瞭な腫瘍性病変を認める。T2強調画像では病変の信号強度は不均一である。脂肪抑制造影T1強調画像では不均一な造影効果を認める。拡散強調画像では、辺縁が高信号となっておりADC値の低下を伴っている(Fig.4)。

臨床経過: 病変内部の造影不良域に壊死を伴っており、拡散制限も伴うことから悪性顎下腺腫瘍(粘表皮癌、腺房細胞癌、明細胞癌、腺様嚢胞癌など)を疑って、右顎下腺摘出術が施行された。

病理所見: 境界明瞭で線維性被膜に覆われた腫瘍であり、上皮様細胞がシート状、索状、腺管状に増殖し、硝子線維性間質に連続している。間質ではmyxomatousな部位や軟骨様の部位を認めることから多形腺腫と診断された。腫瘍の一部には壊死巣も認められたが、明らかな悪性成分は認められなかった(Fig.5)。

考 察

唾液腺腫瘍は比較的稀な疾患であり全腫瘍の約3%にすぎず、また頭頸部悪性腫瘍の約1%が唾液

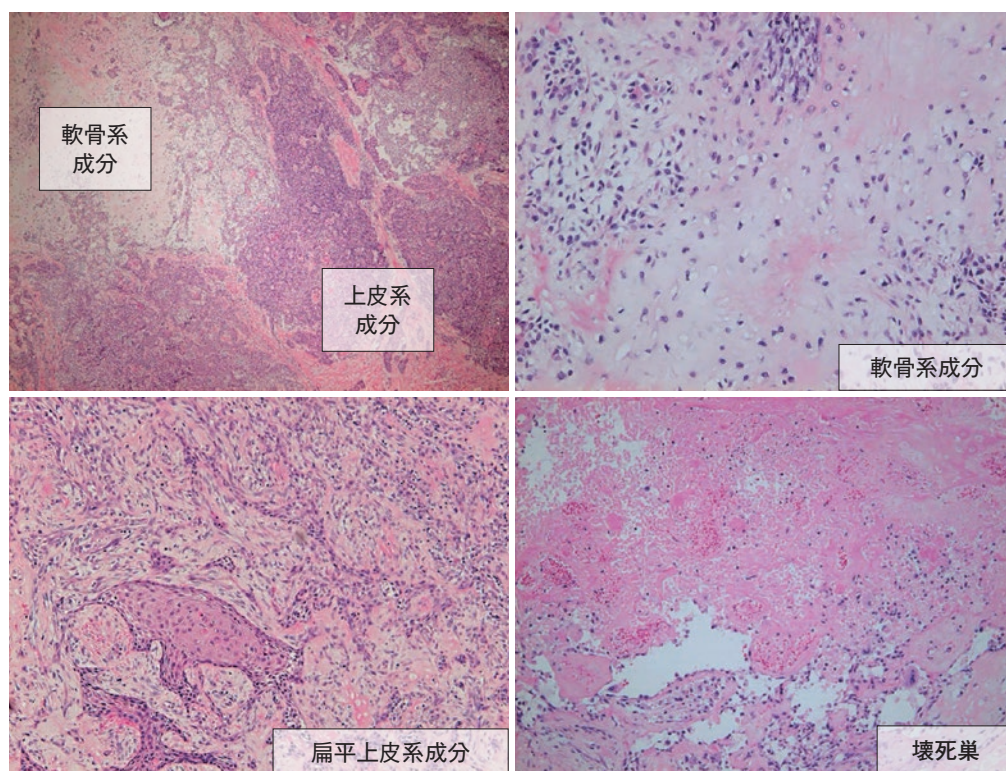


Fig.5 右顎下腺腫瘍組織像

a～d: HE 染色

病変内部には上皮系成分と軟骨系成分とが連続して認められ、一部には壊死を伴っている。病理学的診断は多形腺腫であった。

a	b
c	d

腺由来とされる³⁾。唾液腺腫瘍はいかなる年齢層にも生じ得るものの、小児に発生することは稀であり、唾液腺腫瘍全体の約2～8%に過ぎない。発生部位としては大唾液腺(耳下腺・顎下腺・舌下腺)由来が約75%であり、その中では耳下腺腫瘍が最も多く(50～60%)、次いで顎下腺腫瘍(約15～30%)、舌下腺腫瘍(約0.5～2%)の順となる¹⁾。一般的に唾液腺腫瘍の発生頻度の低い部位ほど悪性腫瘍の割合が高くなることが知られており、舌下腺では約70～85%、顎下腺では約45～60%、耳下腺では約20～30%が悪性とされる²⁾。

小児唾液腺腫瘍の組織型に関して、過去の報告では^{4～6)} 良性腫瘍には多形腺腫(36.3～47.4%)、血管腫／血管奇形(32.3%)、ガマ腫、リンパ管腫／リンパ管奇形などがあり、悪性腫瘍には粘表皮癌(15.3～39.5%)、腺房細胞癌(2～9.7%)、腺癌(2.4%)、横紋筋肉腫、悪性リンパ腫、Langerhans

Cell Histiocytosis (LCH) などが発生する。成人と比較した小児唾液腺腫瘍の特徴としては血管腫／血管奇形、リンパ管腫／リンパ管奇形の頻度が高いこと、ガマ腫・横紋筋肉腫・LCHなど小児特有の疾患が含まれることが挙げられる¹⁾。これらの疾患の画像所見の特徴をTable 1に示す。多形腺腫は最も頻度の高い良性腫瘍ではあるが、再発や悪性転化など malignant potential を有した腫瘍であり、未治療で放置すると約25%で悪性転化を来す²⁾。悪性転化は経時的にその頻度が高くなるため、必然的に若年発症ではその頻度が高くなる。したがって、小児期に発見された多形腺腫の治療方針は腫瘍の完全摘出が基本となる⁷⁾。

今回経験した2疾患の画像的特徴は、腺房細胞癌に関しては非特異的な画像所見を呈することが多く、低悪性度のものは良性腫瘍との鑑別が困難である。また、他の悪性腫瘍と異なり腺房細胞癌

Table 1 主な唾液腺腫瘍の画像所見

	US	CT	MR
・血管腫/血管奇形			
一乳児血管腫 (イチゴ状血管腫)	- 境界明瞭 - 高エコー腫瘍 - 腫瘍内部に動脈血流が観察でき、拡張した流出静脈も観察できる。	- 豊富な動脈血流を反映して、著明な造影効果を伴う境界明瞭な充実性腫瘍 - 内部の石灰化(静脈石)は認めない。	- T1強調像で低～中間信号、脂肪抑制T2強調像で強い高信号を呈する。 - 全体が強く造影される。 - 静脈石による信号欠損や嚢胞性変化は認めない。
一静脈奇形	- 蜂巣状～多嚢胞状 - 低エコー腫瘍 - カラードプラでは動脈血流を認めないが、エコープローブの圧迫により貯留する血液の動きを観察できることが多い。	- 低濃度腫瘍 - 内部に石灰化(静脈石)を認めることがある。 - 緩徐な造影効果を認めることが多い。	- T1強調像で中間～低信号、脂肪抑制T2強調像で高信号を呈する。 - 緩徐な造影効果を認めることが多い。
一リンパ管奇形	- さまざまな形態の無エコーな腔構造 - 内部に出血や感染を伴うと不均一なエコーレベルを呈する。 - カラードプラでは内部に血流を認めない。	- 低濃度腫瘍 - 隔壁を伴うことが多い。 - 内部に出血を伴うとfluid-fluid levelを形成することもある。 - 造影では辺縁や隔壁は造影されるが内部は造影されない。	T1強調像で低信号～筋組織と同レベルの信号を示す。病変内に出血が存在すると一部高信号となる。脂肪抑制T2強調像では高信号を示す。病変内のfluid-fluid level形成や造影効果はCTと同様。
・ガマ腫	- 口腔底部の無エコー腫瘍 - カラードプラで血流は認められない。	- 口腔底部に嚢胞性病変として描出される。 - 造影効果は認められない。	- T1強調像で低信号、脂肪抑制T2強調像で高信号を呈する。 - 造影効果は認められない。
・多型腺腫	- 低エコー～正常顎下腺と同程度のエコーレベルを呈する腫瘍 - 原則境界明瞭 - 内部に微小な石灰化を伴うことがある。	- 境界明瞭な低濃度腫瘍 - 病変のサイズが大きいと内部に壊死・変性を伴うことがある。	T1強調像で中間～低信号を呈する。脂肪抑制T2強調像では内部不均一な信号であることが多い。
・粘表皮癌 ・腺房細胞癌	大きいものでは壊死や出血がみられることがあるが、基本的には非特異的なものが多く、特に低悪性度の病変は良性腫瘍との鑑別が困難なことが多い。		

は約3%で両側性に発生する⁸⁾。よって、画像所見のみでの診断は困難となることが多い。多形腺腫に関しては、USでは境界明瞭な低エコー腫瘍であり、腫瘍内に血流を伴うことがある。また、3cmを超えるサイズでは、しばしば嚢胞変性や出血、石灰化を伴う。CTでは唾液腺よりも高吸収を呈し、MRではT1強調画像で低信号、T2強調画像で高信号を呈する^{7,8)}。CTおよびMRいずれにおいても基本的には内部均一な腫瘍であるが、嚢胞変性や出血、石灰化を生じた際には不均一となる。従って病変内部の性状からは良性・悪性の区別はしばしば困難となる。

本症例の画像所見を振り返ると、腺房細胞癌は境界明瞭で対側の顎下腺と同等の信号強度を呈

し、均一な造影効果を認めたことから画像所見からは良性腫瘍が疑われた。一方で、多形腺腫の症例に関しては、初診時のエコー所見からは顎下腺充実性腫瘍とは考えにくかったため、経過観察となったものの経過中に腫瘍は増大傾向を示し、MRで病変内部に壊死を示唆する不均一な造影効果を有していたことから悪性腫瘍を疑った。しかし、いずれの症例も病理学的診断とは異なるものであった。

小児唾液腺腫瘍は画像所見のみでは良性・悪性の判断が困難なものが多く、治療方針の決定に難渋することが多い。小児においては超音波検査が第一選択となるが、本症例(症例2)のように痛みを訴えている状況もあり、超音波検査は由来部位

や質的診断が時に困難となる。そのような場合にはMRを追加することが望ましい。

病変が顎下腺に存在すると判断できた場合に、次に必要なことは手術が必要な病変であるか否かを判断することである。顎下腺腫瘍は耳下腺腫瘍よりも悪性腫瘍の頻度が高いが、ガン腫やリンパ管奇形、乳児血管腫など明らかに画像上良性病変と判断が可能な病変も存在する。術前の画像診断では、手術が必要でない病変を明確に判断することが極めて重要である。

手術の必要がない良性病変を除外した後は、原則として腫瘍摘出(あるいは生検)を臨床医に推奨すべきと考えられる。その理由として、顎下腺腫瘍は耳下腺腫瘍よりも悪性腫瘍の頻度が高いこと、最も頻度の高い良性腫瘍である多形腺腫であっても悪性転化をきたし得るため基本的には手術適応となること、耳下腺腫瘍とは異なり神経損傷のリスクが少ないことなどが挙げられる。針生検については小児では全身麻酔が必要となることや播種の危険性もあることから、針生検を省略して一期的に腫瘍摘出術を施行することが望ましいことも多く、治療方針に関しては各診療科と十分に検討する必要がある。

結 語

術前に良性・悪性の鑑別が困難であった小児顎下腺腫瘍の2例を経験した。顎下腺腫瘍の術前画像診断においては、生検も手術も必要のない良性病変であるかの判断を明確に行うことがまず重要

である。それらを除外した場合、耳下腺腫瘍よりも悪性腫瘍の頻度が高いことを考慮して各診療科とのカンファレンスに臨み、術前の治療方針を決定すべきであると考えられる。

●文献

- 1) 坂本英明, 宮田 勝, 宮本日出, 他: 小児の唾液腺腫瘍についての病理組織型と臨床所見との統計的検討. 小児口腔外科 1992; 2: 104-109.
- 2) Som PM, Brandwein MS: Salivary gland; anatomy and pathology. Head and neck imaging. (4th ed), Ed by Som PM, Curtin HD. St. Louis, Mosby, 2003, p.2005-2133.
- 3) Eneroth CM: Salivary gland tumors in the parotid gland, submandibular gland, and the palate region. Cancer 1971; 27: 1415-1418.
- 4) Castro EB, Huvos AG, Strong EW, et al: Tumors of the major salivary glands in children. Cancer 1972; 29: 312-317.
- 5) Jaques DA, Krolls SO, Chambers RG: Parotid tumors in children. Am J Surg 1976; 132: 469-471.
- 6) Galich R: Salivary gland neoplasms in childhood. Arch Otolaryngol 1969; 89: 878-882.
- 7) Kakimoto N, Gamoh S, Tamaki J, et al: CT and MR images of pleomorphic adenoma in major and minor salivary glands. Eur J Radiol 2009; 69: 464-472.
- 8) Lee YY, Wong KT, King AD, et al: Imaging of salivary gland tumours. Eur J Radiol 2008; 66: 419-436.
- 9) 血管腫・血管奇形診療ガイドライン作成委員会: 血管腫・血管奇形診療ガイドライン2013, 第1版. www.dicomcast.com/va/guidline.html

日本小児放射線学会 2013年度 第2回理事会

日 時：2013年12月13日(金) 18:30～20:30

会 場：東京国際フォーラム ガラス棟会議室 G604

出席者：野坂俊介(理事長), 小山雅司(副理事長), (放)石藏礼一, 内山眞幸, 小熊栄二, 河野達夫
(内)藤田之彦, 与田仁志, 余田 篤, (外)植村貞繁, 北川博昭, 黒田達夫, 米倉竹夫(以上理事)
山高篤行(監事), 窪田昭男(会長), 小笠原(事務局)

欠 席：賀藤 均(理事), 相田典子(監事) (敬称略, 50音順)

議事録

1. 庶務報告(2013年12月12日現在の会員動向)は以下の通り.

・会員数 746名(2013年3月末より 24名減)

〈会員内訳〉放射線科 342名(6名減), 内科系 260名(10名減)

外科系その他 142名(8名減), 海外名誉会員 2名

*新入会者総数 21名(昨年度は64名)

〈内訳〉放射線科 9名(23名), 内科系 8名(25名), 外科系その他 4名(16名)

*退会者総数 45名

〈内訳〉希望退会 14名, 自然退会 31名(2年会費未納)

2. 第49回日本小児放射線学会学術集会について, 野坂理事長より下記の通り参加者について報告があり承認された. 併せて会計報告もあり, 承認された.

参加者内訳(120名) 放射線科 51名, 内科系 29名, 外科系その他 31名,

前期臨床研修医 1名, コメディカル 3名, 学生 1名, メーカー 6名

3. 第50回日本小児放射線学会学術集会準備報告(窪田会長)

会 期：2014年6月27日(金), 28日(土)

会 場：神戸国際会議場(神戸)

テーマ：温故知新

プログラムについて

・特別講演：2題(平松慶博先生, 佐藤 豊先生)

・シンポジウム：6領域それぞれについて, Expertによる基調講演と, 公募, 一部指定したシンポジストによる徹底討論を企画している

・Film Reading Sessionも趣向を変え, “Pediatric Radiology in Action 2014”と題して, 日米の放射線科医と小児外科医による読影室での画像カンファレンスを再現する予定

・ランチョンセミナー：2題(CTによる被曝の問題とMRI検査時の鎮静のガイドラインについて)

・一般演題は全てポスター発表とする予定

また, 今回, 海外から講師を招聘し英語のセッションを設ける予定である. 抄録の演題名と演者および所属は日本語と英語の併記とし, (抄録は)全て英文でも可とする. 発表(ポスターおよびパワーポイント)の演題名, 演者, 所属は日本語, 英語の併記とし, 図表はできるだけ英語で, 本文は日本語, 英語共に可とすることとした.

4. 第51回日本小児放射線学会学術集会, AOSPR開催(2015年)について(河野理事)

会 期: 2015年6月11日(木)～13日(土)

会 場: THE GRAND HALL(東京, 品川)

テーマ: Pediatric Radiology: less invasive, more efficient

・会期中, AOSPRで2会議, JSPRで3会議(新代議員会, 新旧理事会)を予定

・レセプションは計3つ(会長招宴, Welcome Reception, Gala Dinner)

・Post Congress Tour, 学会参加者同伴家族向けのTourを予定

プログラムは教育講演が主となる予定で, 30演題中10演題は日本人による講演を予定. さらにその内4つは臨床の先生に講演を依頼したく, 時期を見て, 理事の先生方に再度協力の依頼をさせて頂きたいとの報告があった.

また, 会期3日間のうち, 最終日はランチョンセミナー後に閉会を予定している旨報告された. これについて, スポンサーとの兼ね合い等により, ランチョンセミナー後の閉会とはせず, もう1セッションを入れた方がよいのではとの意見が挙がったため, 運営委員会で再度検討することとした.

5. 各委員会からの報告

1) 教育委員会(内山理事)

第11回小児放射線教育セミナー

日 時: 2014年2月15日(土)

場 所: 東京コンファレンスセンター・品川

世話人: 宮 寄 治先生(国立成育医療研究センター)

テーマ: 日常遭遇する小児の救急画像診断 Top23

年々参加希望者が増加し, これまでの会場では収容人数を越える申し込みが見込まれるため, 来年より品川コンファレンスセンターに会場を移すことが報告された.

会場変更に伴い会場費の支出増加(昨年比+60万円)があるため, 非会員, コメディカル, 学生の参加費は据え置くが, 会員のみ事前登録3,000円を5,000円へ, 当日登録5,000円を8,000円へと値上げしたいとの報告があり, 承認された.

また, 参加者を多く募るため, 他学会へ広報活動が必要である旨報告され, 各理事が所属している学会へのリンク依頼方法について確認した.(これについては, 理事会後, 教育委員会で検討した結果, 周知に要する時間と即効性を考慮し, 各理事が登録しているメーリングリストに情報を流して頂くよう依頼をすることとした.)

また, web収録・配信に関しては, アクセス数が減少し, 収録・配信併せて30万円ほどの費用に見合う利用状況とは言い難く, 取りやめを検討している旨報告があった. 動画配信に代わり, PDFを掲載する等の意見が挙がったが, これについて, 教育委員会で案をまとめ, 再度メールにて理事に報告し, 意見を募ることとした.

2) 編集委員会(小熊理事)

査読状況, 掲載内容について下記の通り報告があった.

・小児放雑誌 査読状況

Vol. 29-2 1編掲載予定, 再投稿待ち 1編, 委員長査読中1編

・今後の小児放雑誌掲載内容

Vol. 29-2 特集: 腹部の最新・機能画像

Vol. 30-1 特集: CT被ばく 小児被ばくの現状と各CT機器メーカーの対応

また, 学術集会の報告記等を掲載してはどうかとの意見が挙がったことを受け, 今後日本小児放

射線学会学術集会の報告記やAOSPRの報告記などを掲載する方向で、編集委員会で詳細を検討することが確認された。

3) 広報委員会(藤田理事)

本年の代議員会後、代議員にHPリニューアルについて意見を募ったが特に意見が出なかったため、今後は広報委員会にてリニューアル案を立て、新年度からの施行に向け準備を進めることが報告された。また、リニューアル案がまとまりテスト画面が出来上がり次第、メールにて理事会に報告することが確認された。

6. その他

1) 日本小児血液・がん学会管轄の厚労省委託事業「小児がん医療に携わるケア研修および小児がんの診断・治療に関する研修事業」運営委員の件について、過日全会一致により、当会より北川博昭理事を推薦することとなった。北川理事より、先日行われた第1回運営委員会の報告があった。

2) 中央読影システムについて

前回理事会より継続審議となっていた、学会主導で中央読影を行うとのWGからの提案に対し、画像評価委員を引き受けて頂いている小熊理事より、下記の意見表明があった。

1. “中央読影”という言葉は安易に用いられない
2. IDRF, PRETEXTの判定など特定の項目の判断にテーマを限定すべき
3. 放射線科も画像評価委員になるときは明確に共同研究者と位置付けて頂きたい
4. 画像評価のプロトコール作りから関与すべき
5. 遠隔で画像評価を行うためには読影用のインフラが必要
6. 学会は事業参加者の抑圧装置でなく、権利を擁護する立場に立ってほしい
7. 画像評価委員を供給できるだけのマンパワーがあるか
8. 既存の遠隔画像診断システムの利用も考慮してよいのでは

WGからの提案ならびに小熊理事の意見を踏まえ、野坂理事長より下記の提案があった。

1. 学会の人的資源の観点からは、現状、すべての中央読影依頼を学会レベルで把握し管理・監督することは不可能である
2. これまで同様、個人宛に依頼があった場合は、個々で対応して頂くことが原則となる
3. 今後新たな依頼があった場合、放射線科医がプロトコール作成から参加する、読影の際のハードウェアの準備、読影や会議参加に関しての経済的支援、読影作業にかかわる責任の所在、といった点について、学会のなかでしかるべきメンバーを構成し、「中央読影参加に関する提言」(仮称)を策定し、必要に応じて活用して頂く(理事長名で招集もとに提示)

この提案について、学会として、事業参加者の権利を擁護する立場に立つべきとの意見や、小児固形がん臨床試験共同機構に学会からの提言を送ってはどうかとの意見が挙がり、理事会としては、理事長提案に沿って本件を進めていくことが確認された。

7. 次回理事会開催予定は以下の通り。

日時：2014年6月26日(木) 16:00~17:00

会場：神戸国際会議場

日本小児放射線学会雑誌投稿規定

平成13年6月16日一部改定

平成19年6月16日一部改定

平成24年8月1日一部改定

(改定した部分には下線)

- 1 筆頭著者は日本小児放射線学会会員とする。
- 2 投稿論文の採否は査読者の意見を参考にし、編集委員会で決定する。又、内容・発表形式の修正を求めることができる。
- 3 原稿の内容は小児放射線医学並び、これに関連のある領域の基礎的、臨床的研究で他誌に未発表のもので次の形式とする(別表参照)。
 - (1) 総説：編集委員会からの依頼による、又、特別講演、シンポジウム、ワークショップなど、本学会の学術集会において発表されたもの。ただし、指定された期日までに到着しない場合は掲載されないことがある。
 - (2) 原著：独創性に富み、目的、結論等の明確な研究論文。
 - (3) 研究速報：独創的な研究、工夫、仮説などを内容とし早急に発表する価値のあるもの。研究速報を希望する理由を文書で説明すること。
 - (4) 症例報告：発生頻度のまれな症例で、今までに報告されていない画像所見を認めたもの。
 - (5) 画像報告 (Pictorial Essay)：発生頻度のまれな症例で画像上特徴ある所見を呈したものの。
- 4 (1) 掲載された論文の著作権は、日本小児放射線学会に属し、その全部または一部を無断で他誌へ掲載してはならない。
 - (2) 本誌掲載論文は、編集委員会の判断により公開の時期、対象、範囲を決定し、インターネット上に公開する。
 - (3) インターネット上に公開する場合は、個人情報保護の観点から、編集委員会の判断により掲載論文の一部を非公開とすることがある。
- 5 執筆上の注意
 - (1) 基本的には「Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals」(The New England Journal of Medicine 336 (4), 1997 ; 309～316.) に従うこと。
 - (2) 原稿は和文又は英文とする。和文・英文原稿ともコンピュータを用いて作成する。
 - (3) 原稿の記述は表題(和文及び英文)、著者氏名(和文及びローマ字)、著者所属(和文及び英文)、キーワード(英語5語以内：Index Medicusに準ずる)、抄録(別表参照)、本文、引用文献の順とし、図、表および画像は別とする。図、表並びに画像の説明は、英文、和文のどちらでも可とする。
 - (4) 本文は新かなづかいを使用する。引用文献は雑誌の場合、著者名、題名、雑誌名、西暦年号、巻、ページの順に、単行本では著者名、題名、書名、編集(監修)者名、発行地、発行所、西暦年号、ページの順とする。著者名は3名迄とし、以下は“他”又は“et al”と記載する。雑誌名の略名は和文献では医学中央雑誌、外国文献ではIndex Medicusに準ずる。文献の書き方は以下のような形式とする。
[雑誌の場合]
例 1) 村松秀樹、藤野宣之、梅原 実、他：溺水における頭部CTの検討。
日小放誌 1991 ; 7 : 8 - 9。
例 2) Jolley SG, Johnson DG, Roberts CC, et al : Pattern of gastroesophageal reflux in children following repair of esophageal atresia and distal tracheoesophageal fistula. J Pediatr Surg 1980 ; 15 : 857 - 862。
* 日本の雑誌と欧米の雑誌の引用文献の書き方を統一しました。
[書籍、単行本の場合]
例 1) 長島金二：腸回転異常(不全)症。新小児外科学(2版)、駿河敬次郎編。東京、医歯薬出版、1982, p165 - 170。
例 2) Girdany BR : Biliary tract. Caffey's pediatric X-ray diagnosis (8ed), Ed by Silverman FN. Chicago, Year Book pbl, 1985, p1380 - 1390。
(5) 数量の単位は、なるべく国際単位系(SI)を使用すること。C/kg, Bq, Gy, Sv, kg, g, mg/dl, ml, cm, nm, h, min, s, C, kV, mA, mAs, Hzなど。

- (6) 図表、画像は挿入箇所を原稿の横欄外に付記する。図表、画像は、いずれも1枚につき400字として計算する。ただし組画像は次の通り換算する。

- ・ 2枚組 1枚300字 計600字
- ・ 3枚組 1枚250字 計750字
- ・ 4枚組以上 1枚200字
- ・ 原則として組画像は6枚までとする。

図表は簡潔にする。

- (7) 原稿は完全なものとして送付すること。校正の際における加筆・修正は認めない。著者校正は1回限りを原則とする。
- (8) 原著、症例報告、画像報告、研究速報の原稿は査読のため、正1部のほか副2部を提出する。但し副については本文、文献、抄録、図、表は、コピーでよいが画像は正原稿と同じものとする。
- (9) 原稿には第1頁上部欄外に原著、症例報告、画像報告、総説(本学会の学術集会で発表された特別講演、シンポジウム、ワークショップ等の内容)、研究速報の別および別刷の希望数を朱書きする。(別刷は50部単位で受け付ける。)

- 6 論文掲載料金及び別刷料金については別表の通りとする。掲載料は日本小児放射線学会の会計に入れる。別刷料金は雑誌社に直接支払う。
- 7 英文抄録の修正は編集部より英語を母国語とする者に依頼する。英文原稿の修正は3万円(3,000円/1p)を限度として学会が負担するが、限度を超える場合は本人負担とする。
- 8 著者校正は初校のみとし責任を持ち至急行うこと。原稿になかった字句の挿入、図、表、画像の修正、削除などは原則として認めない。原稿は原則として返却しない。
- 9 (1) 投稿論文は印刷した原稿の他に、CD-Rなど一般的なメディアによりデジタルデータを添付すること。
- (2) 画像データはTIF、JPEG、PSDなど一般的な画像データ形式とし、オリジナルのデジタルデータがない場合はプリントの画像をスキャンしたデータを添付すること。
- 10 原稿は必ず書留郵便で下記に送付すること。封筒表に原稿在中と朱書きする。

〒355-0055 埼玉県東松山市松風台4-62
メディカル教育研究社
日本小児放射線学会雑誌 編集部
(TEL 0493-35-3305 FAX 0493-35-4587)

別 表 (各項目すべて訂正)

項 目	本文(*)および図、表、写真の字数制限	和文抄録	英文抄録	料 金
原著	なし	400字以内 (本文が英文原稿の場合)	300語以内	和文原稿は10,000字、英文原稿はタイプ用紙ダブルスペース9枚。無料 これを超える場合及び図、表、画像(カラー画像希望の場合も)は実費著者負担 別刷:実費
総説	和文原稿12,000字以内とし制限字数厳守	原著に同じ	原著に同じ	無料
症例報告	和文原稿8,000字以内とし制限字数厳守	不要	200語以内	無料 別刷:実費
画像報告 (Pictorial Essay)	和文原稿8,000字以内とし制限字数厳守	不要	200語以内	無料 別刷:実費
研究速報	和文原稿3,500字以内とし制限字数厳守	不要	200語以内	全額実費著者負担 別刷:実費

刷り上がり1頁は和文400字約4枚分、英文タイプ用紙ダブルスペース1枚半分となる。

*なお、本文の制限字数の計算には表題・著者氏名、所属、キーワード、抄録、引用文献も含まれる。

■編集委員

遠藤 あゆみ (日本大学附属板橋病院 小児科)

Ayumi Endo

小熊 栄二 (埼玉県立小児医療センター 放射線科)*

Eiji Oguma

川上 肇 (茨城県立こども病院 小児外科)

Hajime Kawakami

堤 義之 (国立成育医療研究センター 放射線診療科)

Yoshiyuki Tsutsumi

土井 崇 (順天堂大学 小児外科)

Takashi Doi

樋口 昌孝 (国立成育医療センター 呼吸器科)

Masataka Higuchi

藤田 和俊 (東京都立小児総合医療センター 放射線科)

Kazutoshi Fujita

*委員長(担当理事)(五十音順)

日本小児放射線学会雑誌

第30巻第1号 (VOL.30 NO.1) 2014年3月20日発行

発行／野 坂 俊 介

編集／小 熊 栄 二

発行所 日本小児放射線学会事務局

〒355-0055 埼玉県東松山市松風台4-62

メディカル教育研究社内

TEL 0493-35-3305 FAX 0493-35-4587

E-mail : office@jspr-net.jp

振込先 00160-6-562313 (郵便振替)

制 作 メディカル教育研究社

〒355-0055 埼玉県東松山市松風台4-62

TEL 0493-35-3305 FAX 0493-35-4587
