

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

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、低年齢女児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歳の女児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-

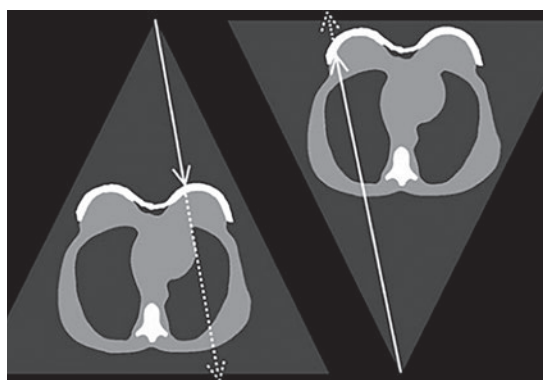


Fig.2 X線入射方向とBismuthシールドの関係
実線…入射X線
点線…Bismuth通過後のX線

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

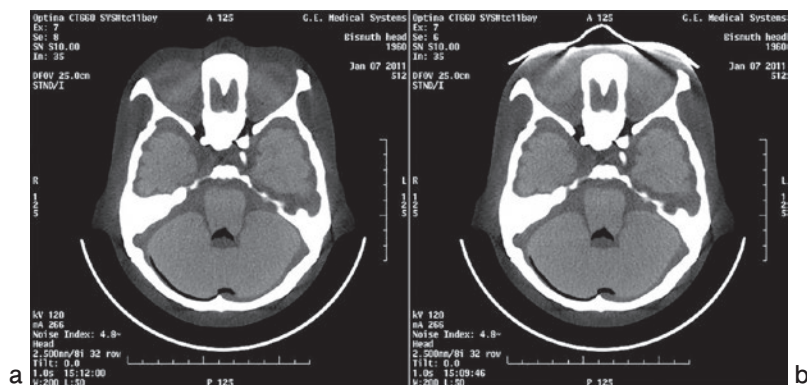


Fig.3 Bismuthシールドからのアーチファクト

a : Bismuthシールドなし
b : Bismuthシールドあり

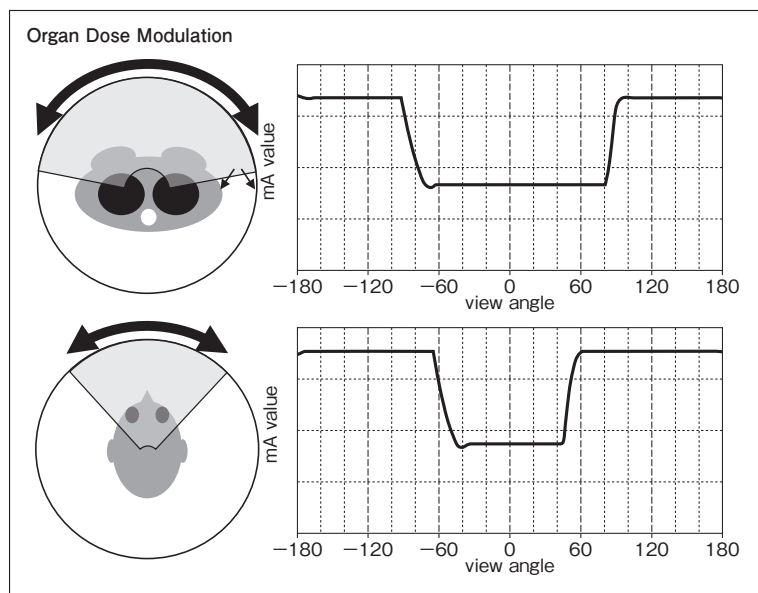


Fig.4 ODMの管電流制御

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

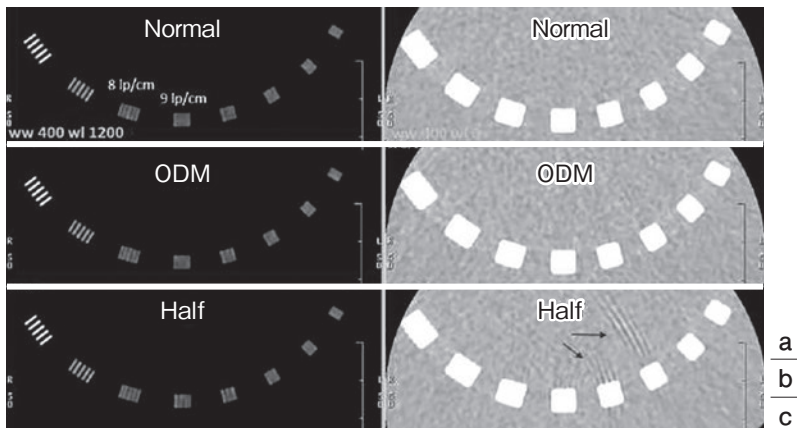


Fig.5 通常のスキャン, ODM, ハーフスキャンの比較
a: 通常スキャン, b: ODM, c: ハーフスキャン

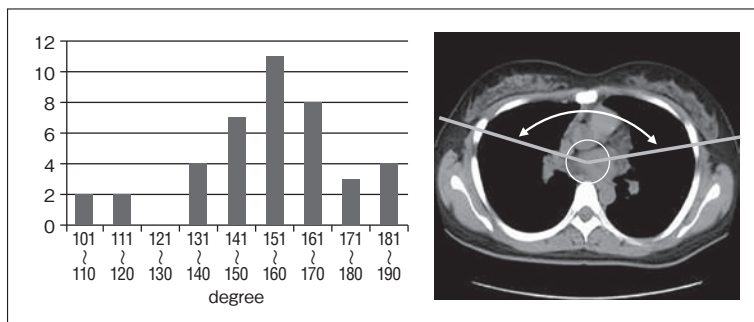


Fig.6 乳腺組織分布角度解析結果

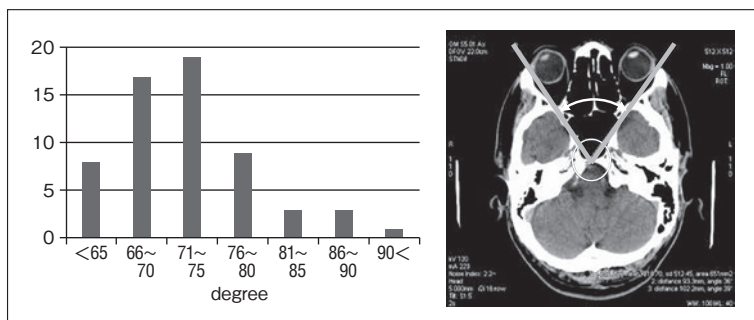


Fig.7 水晶体組織分布角度解析結果

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

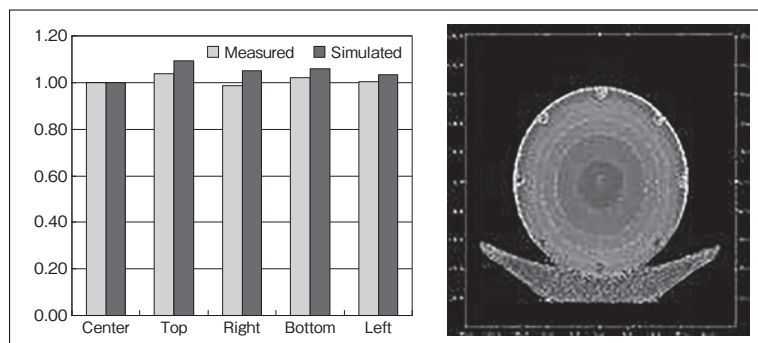


Fig.8 32cm CTDI ファントムを実測とシミュレーションの値の比較

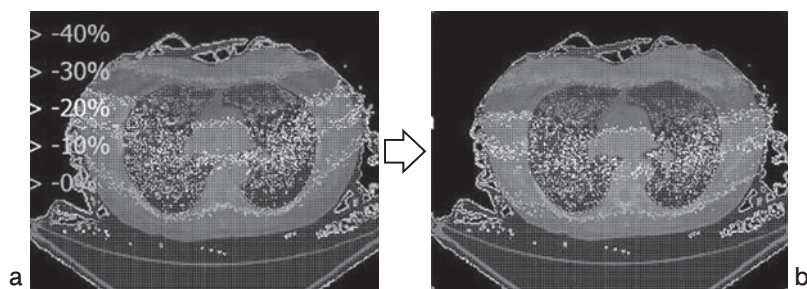


Fig.9 異なる管電流調整範囲と吸収線量シミュレーション

a: 上方120度の範囲mA低減

b: 上方150度の範囲mA低減

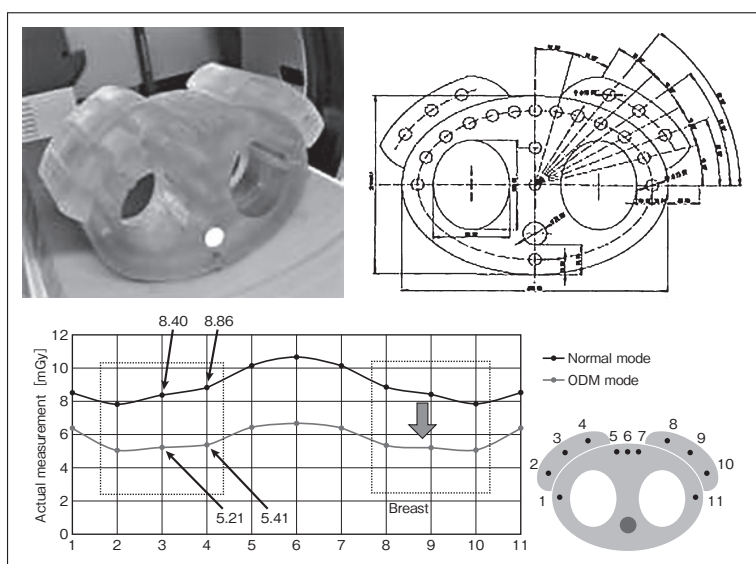


Fig.10 胸部ファントムと実際の線量計測結果

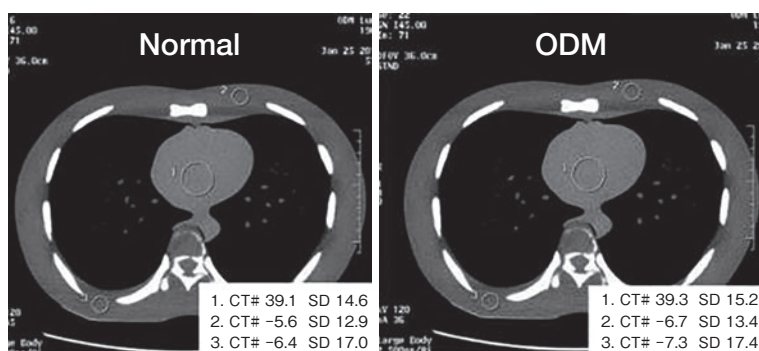


Fig.11 通常スキャンとODMスキャン時のCT値と画像ノイズ

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。

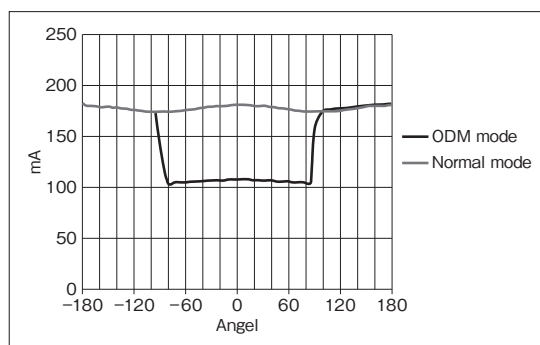


Fig.12 1回転中のmAプロファイル(体幹部)

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

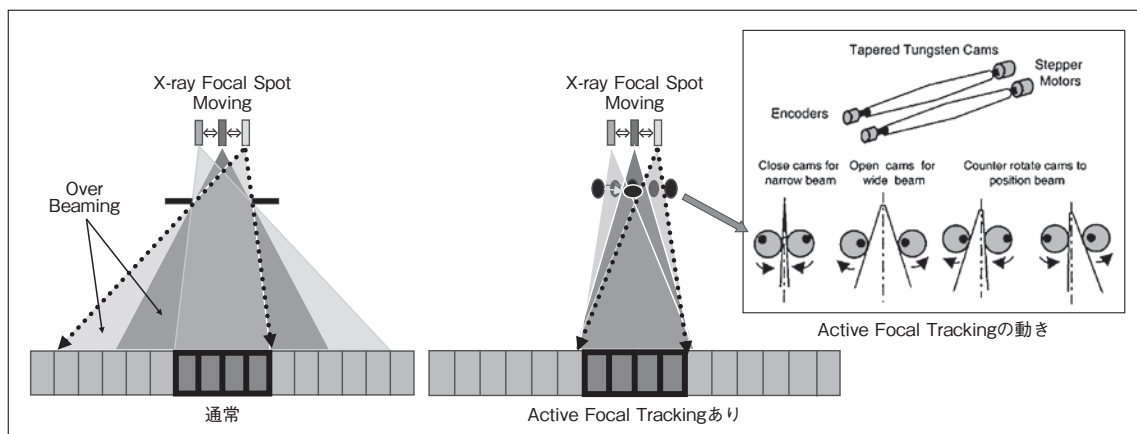


Fig.13 Active Focal Tracking

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バークラスの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。

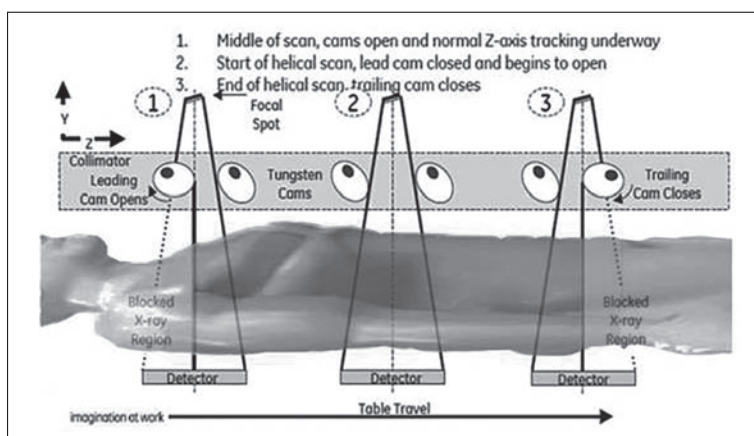


Fig.14 Dynamic Z-Axis Tracking

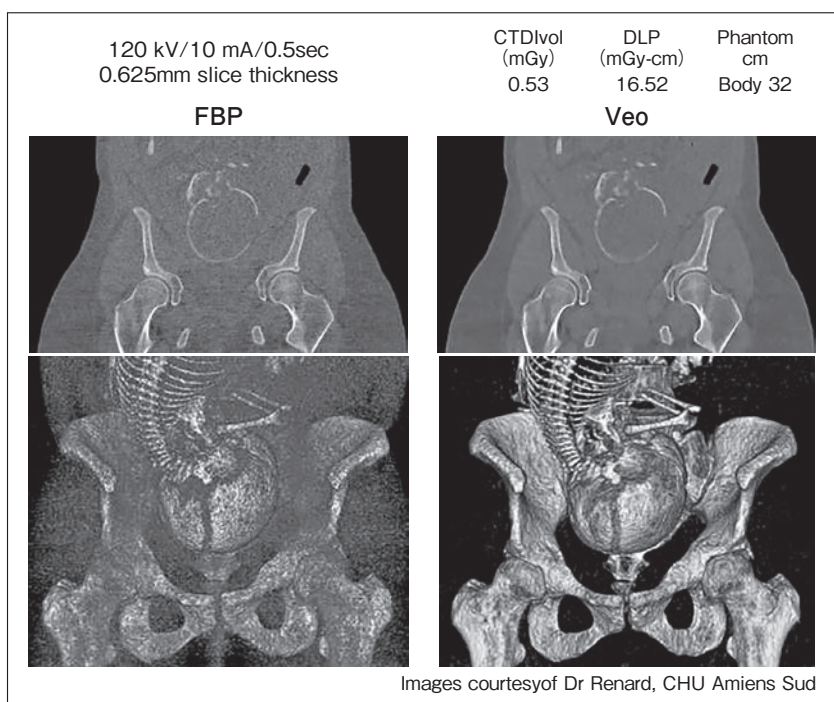


Fig.15 FBPとVevoの同一撮影条件画像比較

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)。

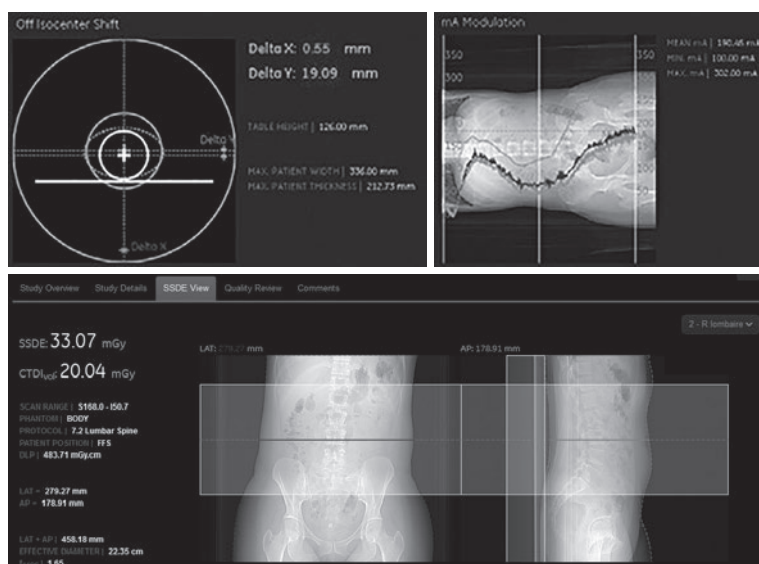


Fig.16 DoseWatchSSDE換算機能

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『Veol (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