

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

4. CTのさらなる進化 ～高速・高画質・低被ばくへの取り組み～

岩佐亜紀子

東芝メディカルシステムズ株式会社 CT事業部

Further evolution of CT to achieve faster scan speeds, higher image quality,
and lower exposure dose

Akiko Iwasa

CT Systems Division, Toshiba Medical Systems Corporation

Abstract

There have been remarkable technological advances in X-ray CT systems in recent years, leading to faster scan speeds and larger numbers of detector rows. Specifically, it was only 8 years from the introduction of 4-row multislice CT to the development of 320-row area detector CT, and a fast rotation speed of approximately 0.3 s has also been achieved. These advances are important steps toward overcoming the “target motion” issue that has limited the usefulness of CT in the examination of pediatric patients, who have both high respiration rates and high heart rates. The attainment of faster scan speeds has also involved the development of technologies for improving image quality. This has expanded the range of available scanning techniques and is expected to provide new clinical value. One example is the combined morphological and hemodynamic evaluation of pediatric patients with congenital heart disease by employing the non-helical scanning technique in area detector CT examinations. In order to perform such examinations, it is necessary to obtain a clear understanding of the technologies enabling faster scan speeds and higher image quality and to become familiar with their features. Also, it is important to understand the recent technological innovations in reducing the exposure dose, which is an important concern in the examination of pediatric patients. This report will discuss these important technologies.

Keywords : *Faster scan speed, Higher image quality, Reduced exposure dose, Scanning technique*

はじめに

近年、X線CT装置の技術進歩はめざましく、急速な多列化が進み、マルチディテクターCT(以下MDCT)のみならずエリアディテクターCT(以下ADCT)と呼ばれる面検出器を持つCT装置までが登場している。多列化が求められた背景には、撮

影時間を短縮させることによる検査、適用範囲の拡大、そしてもちろん患者の負担軽減などがある。この撮影時間の高速化により、恩恵を受ける領域の一つが小児画像診断である。基本的に被写体を静止させた状態で撮影を行うことが求められるCT検査において、小児検査はこの必要条件が十

分でない場合が多い。体動や呼吸による動きを術者がコントロールしにくい小児検査において、高速化は非常に重要であり、モーションアーチファクトの影響を抑制した高画質なデータを提供することが期待されている¹⁾。

本稿ではメーカーの立場からCTのさらなる高速化とそれに関連した高画質化、低被ばくへの取り組みについて概説する。

多列化の歴史

1990年シングルスライスCTにヘリカルスキャン方式が搭載されて以来、CTの高速撮影技術は加速され、更には臨床への汎用性を求め検出器の多列化開発が進められてきた。1999年には同時4断面がスキャン可能な4列MDCTが登場し、これにより高分解能撮影や撮影時間の短縮が実現できるようになった。しかし4列MDCTでは高分解能と広範囲撮影を両立させることが難しいケースが多く、その後僅か3年の内に8列、16列MDCTが登場し、高分解能と広範囲撮影の両立がおおよそ可能となった。この16列MDCTの登場により、心臓全体を高分解能に撮影することが可能となったが、それでも撮影には30秒ほどの息止め時間を要することから、さらなる多列化が求められた。2005年には64列MDCTが登場し、心臓CT検査も含め、高分解能、広範囲撮影かつ低被ばく検査の全てを網羅した検査が行えるようになり、患者様の負担軽減や画質向上に大きく寄与している。そして2007年、従来のMDCTの概念とは全く異なる面検出器を搭載したADCTが登場し、列数としては320列を持つ装置までが登場している (Fig.1)。

高速化へのアプローチ

一言で高速化と言ってもさまざまなアプローチがある。ここでは高速化＝時間分解能向上と考え、検出器の多列化、スキャンスピードの高速化、寝台移動量の向上の3点について以下に解説する。なお時間分解能とは1画像に含まれる時間成分の長さを言い、カメラのシャッタースピードに例えられる。

1. 検出器の多列化

検出器が多列化すれば一回転で撮影できる範囲

が広くなり、単純に検査部位全体の撮影時間短縮に繋がる。前項で紹介した最新機種では320列など64列を超えるものが開発され、最大列数を保有する装置においては64列MDCT (32～40mm/回転) と比べると、4～5倍の範囲を一回転のスキャンで撮影でき、同じ分解能を維持しながら撮影時間を短縮することが可能となる。このように多列化が進めば、呼吸停止困難な小児患者様においても一回転で撮影を終えることができ、結果モーションアーチファクトを低減した検査が安定して行え、入眠処置なく患者様の負担軽減や検査スループレットの向上も期待できる。

多列化による撮影時間短縮の最も大きな利点は、体軸方向において時間的なズレのないデータがより広い範囲で得られることである。一断面～数断面ずつ撮影した時間(データ収集時刻)が異なるヘリカルスキャンに対し、多列化したCT装置でのノンヘリカルスキャンでは一回転で撮影できる範囲全てが同じ時間となり、臓器全体としての時間分解能を向上させることができる。

更にはノンヘリカルスキャンにて同一寝台位置で数回転分撮影することで、血流動態の把握が可能となるなど、形態情報に加えて時間軸方向の動態情報も得ることが可能になり、新たな診断領域への応用も期待できる。例えば先天性心疾患に代表される解剖学的に複雑な血管走行に加えて血流情報を捉えることが可能となり、従来の形態を中

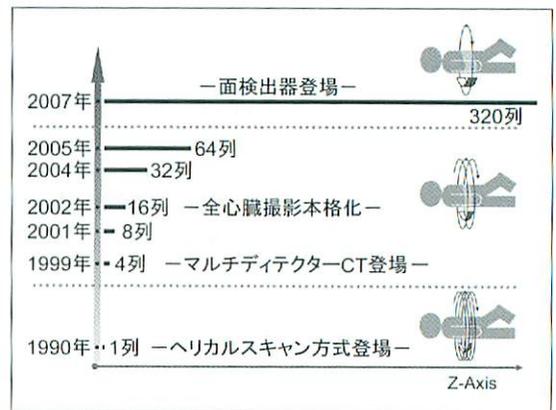


Fig.1 X線CT装置—多列化の歴史—
1999年にMDCTが登場して以来、僅か8年で列数は80倍に拡大し2007年ADCTが登場した。

心としたCT診断から一歩進んだ臨床情報を提供できることが期待されている。

また、一方で多列化はヘリカルスキャンの技術をも進化させている。

最新機器では64列を超える列数を用いたヘリカルスキャンが開発され、2010年春に世界最多列の160列ヘリカルスキャンまでが登場し臨床に適用されてきている。このヘリカルスキャンは従来と比較し、トータル撮影時間を短縮することができるため、適用として大血管の心電図同期検査や頭部～下肢までの全身検査、胸部領域での心拍動の抑制などが期待されている。

多列化によって撮影手法の選択肢が広がっており、臨床価値を高めるにはスキャン方式の使い分けが重要となる。ここでノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの特長を整理しておく。

【ノンヘリカルとヘリカル】

ノンヘリカルスキャンの利点

- ・空間分解能向上
- ・体軸方向に時間的なズレが起こらない(一回転内において)
- ・バンディングアーチファクト(段差)抑制
- ・画像再構成範囲外の被ばく軽減

ノンヘリカルスキャンは、寝台移動が伴わないためヘリカル補間再構成処理を必要としない。このためスライス面内及び体軸方向の空間分解能が向上し、特に高コントラスト分解能を必要とする胸部領域において、末梢の気管支や血管など描出能向上が期待できる。また、一回転で撮影した領域は体軸方向に時間的なズレが起こらないため、バンディングアーチファクトを抑制することも可能となり、最新機種によっては一臓器を同じ時間分解能で収集することもできる。

被ばくに関し、ノンヘリカルスキャンはX線ビームのオーバーラップがなく、もしくは低減できるため、心電図同期撮影に応用することにより、従来懸念されてきた心臓CT検査の被ばく線量をヘリカルスキャン方式に比べ、1/4程度にまで低減させることができる。また、一回転で撮影できる領域が大きければ大きいほどスキャン数を減らすことができ、被ばく低減にも大きく寄与する。

ヘリカルスキャンの利点

- ・広範囲撮影、撮影時間(呼吸停止時間、循環

動態)の制御が容易

- ・体軸方向への造影剤濃度差の抑制
- ・可変電流機能適用時の画質安定性が高い
- ・S/N (signal to noise ratio : 信号対雑音比)が高い

ヘリカルスキャンは、広範囲撮影において利点が多い。ビームピッチ(寝台移動量)によってトータル撮影時間を術者が制御しやすく、患者様の息止め時間や、造影検査でスキャンが造影剤の流れを追い抜いてしまうといった循環動態を考慮することができる。さらに連続スキャンであるため造影剤の濃度差を抑制しながら撮影できる点もあげられる。また、現在では広範囲撮影で当然のように使用されている可変電流機能(AEC: Auto Exposure Control)もヘリカルスキャンでは体型に応じた滑らかな変調が可能となるため、撮影位置によらず同等のSD値(ノイズ量)が得られやすく、安定した画質を提供できる。

2. スキャンスピードの高速化

各社最新機種においてスキャンスピード(管球回転速度)は0.27～0.35秒/回転が実現できている。従来X線CT装置が不得意としてきた心臓領域において、この管球回転速度の高速化は避けられない技術課題であり、常に動きを伴う心臓を捉えるためには面内の時間分解能を上げる必要があった。

高速回転を実現するには、遠心力に耐えうるガントリ構造の技術開発や、振動や騒音の問題など多くの課題がある。

例えば、ガントリ内部の回転機構部にはX線管や電力を供給するX線発生器、検出器、DAS(データ収集装置: data acquisition system)など、各重量が数十～数百キロのコンポーネントが装備されている。これらを従来と同様の構造で設置することは歪みや振動による画質劣化を引き起こすだけでなく、安全上も大きな問題となることが考えられる。このため回転時に発生する30Gほどの遠心力でも高い安全性を保つよう、構造を各社とも工夫している。

3. 寝台移動量の向上

ヘリカルスキャンの場合、ビームピッチ(寝台

移動量)を大きくすることによってトータルの撮影時間を短縮することができる。寝台移動量は撮影スライス厚が薄ければ必然的に小さくなるため、各社ばらつきが大きく装置や列数、機能などによって異なる。現在では最速約400mm/秒を実現する装置などが開発されている。

ここで注意すべきは、ヘリカルスキャンは画像再構成範囲の両外側にもばく射領域(のりしろ)が必要な点である。これは寝台移動量が大きいほど増加し、撮影範囲が狭いほどその割合は大きくなる。また、寝台移動量を大きくすることは、データ量を減少させ画質劣化につながる可能性がある。このため、使用する場合には目的と被ばく、画質のバランスを十分考慮する必要がある。

高画質化・低被ばくへのアプローチ

さまざまな高速化技術による時間分解能向上によって、モーションアーチファクトを軽減した画像が得られるようになった。しかし高速化=高画質化とは端的には言えない。これを実現するためには各社多くの技術開発が必要とされてきた。ここでは先に紹介した高速化技術を含め高画質化、低被ばく化への取り組みを紹介する。

1. 多列化に必要な画像再構成技術

多列化において最も画質に影響を及ぼす要因

は、体軸方向へのX線ビームの広がり(コーン角)の影響である。4列を超えるMDCTの登場からコーン角が画質に及ぼす影響は無視できないものとなり、コーン角の考慮とヘリカルスキャンに応用の利く画像再構成アルゴリズムが搭載されている²⁻⁵⁾。そして、最新機種においては更に広いコーン角を持つ装置が登場し、従来のMDCTで採用してきた画像再構成アルゴリズムでは補えきれない強いアーチファクトが生じる。このため、新たな画像再構成アルゴリズムが検討され実装されている(Fig.2)⁶⁻⁷⁾。

2. S/Nの向上

CTの基本画質を考える上で指標となるのはS/NやSD(standard deviation)値である。信号量を増やすこと、ノイズを低減することがCTの画質を向上させる。ただし、CTの場合、信号量を増加させることは非常に難しく、そもそもmAs(管電流×回転時間)値を増加させても、ノイズ低減は図れるが信号を増加させることは難しい。したがって、低管電圧化や造影剤によるコントラスト向上が必須となり得る。

また、ノイズ低減のためにmAs値を上げれば被ばく線量の増加に繋がり、検査目的や患者体型、年齢、性別などを考慮し、その撮影条件の妥当性が問われる。特に放射線感受性が高く、繰り返し

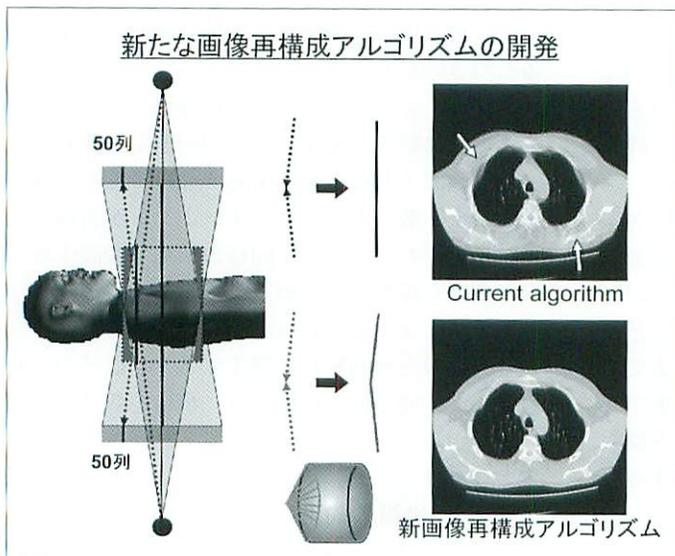


Fig.2
新画像再構成アルゴリズム
多列化によるコーン角の影響を考慮した画像再構成アルゴリズムを新開発。従来の画像再構成では画像中心から離れるにつれてアーチファクトが顕著であることが分かる。

フォロー検査の多い小児領域においては注意が必要である。そこで注目すべきは画像ノイズの低減技術である。

従来も単純にノイズを低減させるのであれば、平滑化フィルタをかけることでスムーズな画像が得られたが、これは同時に臓器境界などエッジをも平滑化し分解能低下につながる。そこで最新機種では高画質とさらに低被ばくも視野に入れた画像再構成技術を各社とも開発し、搭載している。

これは心臓や頭部、腹部領域などにおいて、3次元の情報を用いて信号以外のノイズ成分のみを選択的に抽出し、3次的に高い空間分解能を維持しつつ、ノイズ成分に繰り返しノイズ除去を行い、オリジナルデータと組み合わせた画像を作成するという技術である (Fig.3)。これによってアイソトロピックデータを活用した効果的なノイズ低減を実現し、ノイズ (SD) で最大50%低減できるとしている。この技術により基本画質を向上させ

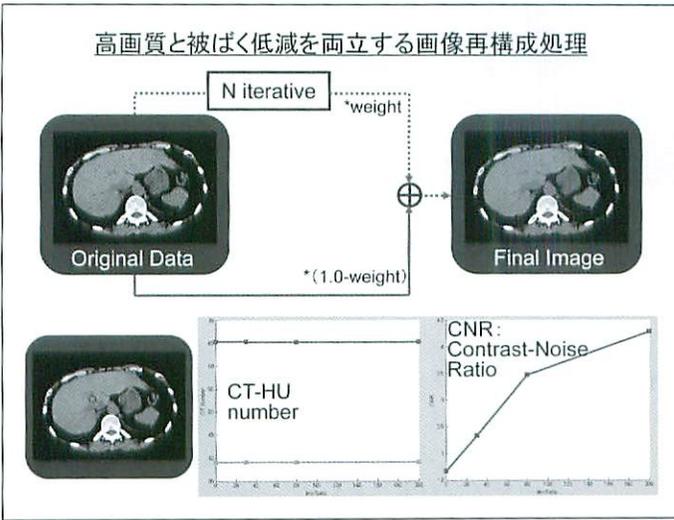


Fig.3
ノイズ低減処理 概念図
ノイズ成分を選択的に抽出し繰り返しノイズ除去を行い、オリジナルデータと組み合わせた画像を作成。CT値を維持し、CNRが向上する。

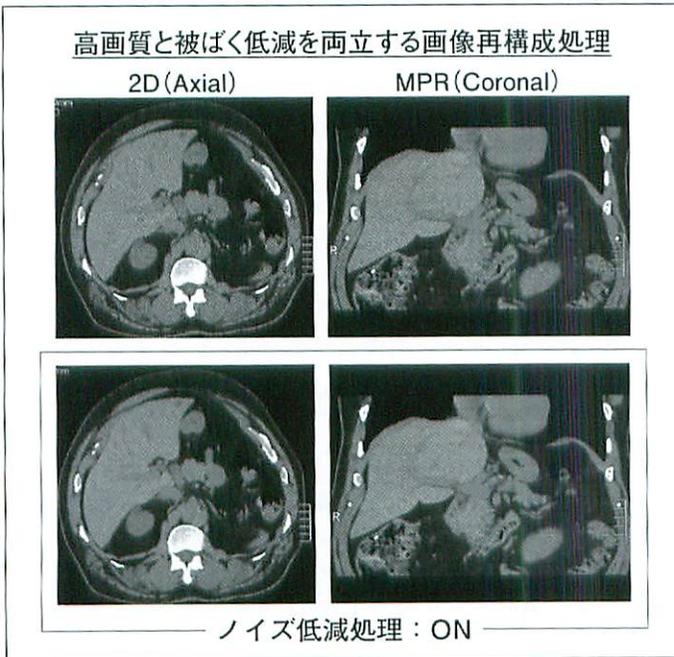


Fig.4
ノイズ低減処理 臨床適用例
3次的に高い空間分解能を維持しつつ、ノイズ低減が可能。

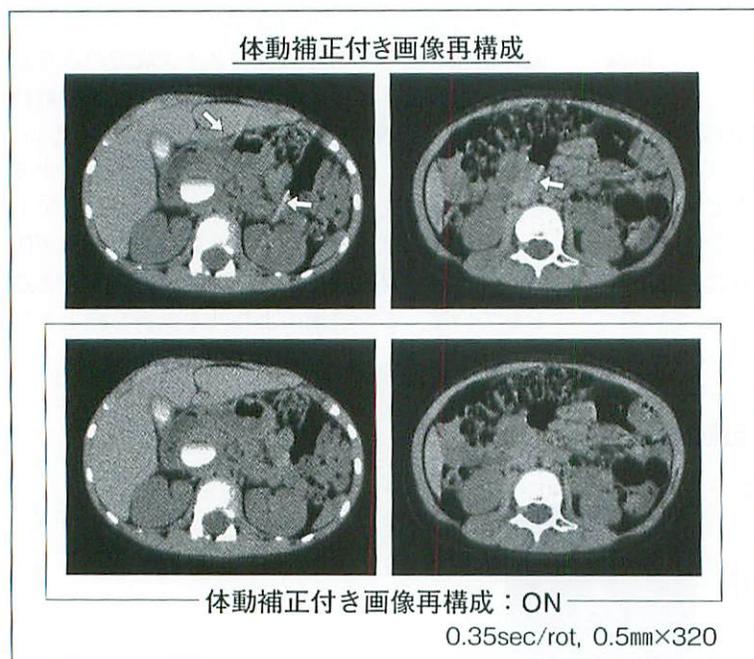


Fig.5

体動補正付き画像再構成の臨床適用例

ノンヘリカルスキャンの収集開始データと終了データのズレを補正し、自然呼吸、蠕動運動などの動きにより起こり得るモーションアーチファクトを低減する機能。

ることができるため、低被ばくとの両立が期待できる (Fig.4)。

3. ビュー数の向上

先述したスキャンスピードの高速化がモーションアーチファクトを低減させ、常に動きを伴う心臓領域や、呼吸停止困難な患者様への検査適用拡大が期待されるが、メリットばかりではない。回転速度が速くなればS/Nが劣化し、また、一回転当たりのビュー数(投影データの収集サンプリング数)が減少することになる。FOV中心近くにポジショニングされる心臓や、小さな被写体である小児領域においてはビュー数減少による画質劣化の影響は比較的抑えられるが、その他全ての検査においてFOV周辺の画質劣化は避けられない。高速回転のメリットを活かしつつルーチン検査に適用していくためには、スキャン時の収集ビュー数の向上が必要となる。最新機種においては各社ともビュー数の向上に取り組み、約2500view/秒から4000view/秒を超えるものまで登場している。

4. 体動補正付き画像再構成

多列化が進み、高速回転の技術が発展しても、

100%モーションアーチファクトをなくすことは非常に難しい。体動が大きい場合、ノンヘリカルスキャンでは収集開始データと終了データに空間的なズレが生じるため、モーションアーチファクトを引くケースがある。これを生データベースで補正再構成する機能が必要である。自然呼吸、蠕動運動などの動きにより起こり得るモーションアーチファクトを低減する効果がある (Fig.5)。

今後の展望

64列MDCTを超える次世代CTの登場により、高速化技術が発展し、従来不得意としてきた動きをも捉えた検査が行えるようになり、検査適用拡大へ繋がっている。しかしながら、呼吸停止困難の場合は高画質の収集が難しい検査も未だ存在しており、更なる高速化技術の発展が期待されている。

また、高画質化という観点では、更なる高分解能を追求した高精細CTといった、心臓領域において特に有用であろう装置開発も行われている。空間分解能の向上によるステント、ブランク、微細血管などのより明瞭な描出が期待されている。

CTはより専門性の高い分野へ検査適用を広げ、

そして装置が患者様を選ばず、患者様の状態に合わせた撮影プロトコルを提供できる時代へと発展していくことが考えられる。

最後に

本稿では、最新CT装置における高速、高画質、低被ばく技術について紹介してきたが、これらの技術が小児画像診断領域において活用され、飛躍することの一助となれば幸いである。

●文献

- 1) 白石 公, 浜岡建城: 先天性心疾患児に対するヘリカルCT撮影の実際, 先天性心疾患におけるヘリカルCT診断, 東京, 株式会社メジカルセンス, 2004, p28-38.
- 2) Taguchi K, Aradate H : Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Medical Physics 1998 ; 25 : 550-561.
- 3) Taguchi K : Xray Computed Tomographic Imaging Device and X-ray Computed Tomographic Method. USA Patent 1998 ; 5 : 825-842.
- 4) Silver M, Taguchi K, Han K : Field of view dependent helical pitch in cone-beam CT. SPIE Medical Imaging 2001 ; 4320 : 839-850.
- 5) 森 一生, 鈴木達郎 : アドバンスドマルチスライスCT Aquilionの開発. メディカルレビュー 2001 ; 83 : 38-39.
- 6) Zamyatin AA, Chiang B, Katsevich A, et al : Implementation of the circle-and-line acquisition for clinical 256-detector row CT. SPIE Medical Imaging 2007 ; 6510.
- 7) Katsevich A : Image Reconstruction for the circle and line trajectory. Physics in Medicine and Biology 2004 ; 49 : 5059-5072.