

高速化が進むX線CTシステム

Advanced Multislice X-Ray CT Scanner

信太 泰雄
NOBUTA Yasuo

最近のマルチスライスX線CT(Computed Tomography)スキャナ(以下、CTと略記)の製品化により、従来のヘリカルCTに比較して約10倍の高速撮影が可能となり、CTの診断能は格段に進歩した。更に、今回開発したアドバンスドマルチスライスCTは、8列又は16列の同時多断面の撮影が可能であり、従来の4列マルチスライスCTのメリットである、広範囲を薄いスライスで高速に撮影できる診断能力を進化させたものである。この多列化の技術革新は今後いっそう進み、人体内部を立体の動きでとらえる4D(四次元)-CTへの発展が期待されている。

The recent introduction of multislice X-ray computed tomography (CT) scanners has led to significant advances in CT diagnostic capabilities, including high-speed scanning up to approximately 10 times faster than in conventional single-slice helical CT scanners. In addition, advanced multislice CT systems will permit data for 8 or 16 slices to be acquired simultaneously in a single scan due to the incorporation of an 8-row or 16-row detector. The outstanding diagnostic capabilities of these systems will be based on the technology developed for current 4-row multislice CT systems, permitting scanning to be performed over a wide range with a thin slice thickness.

It is expected that the number of rows of the detector will be further increased, leading to the development of a "4D-CT" that will make it possible to display dynamic three-dimensional images.

1 まえがき

現在、CTは広く臨床の場で活躍しているが、最近のマルチスライスCTの製品化によりCTの診断能が格段に進歩した。従来のヘリカルCTに比較して、最大約10倍もの高速撮影ができ、広範囲を薄いスライス厚で撮影できるという臨床的メリットがある。これまで当社は高速スリッピングCT(1985年)¹⁾やヘリカルスキャン技術(90年)²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾、リアルタイム再構成技術(93年)を開発し、更に、それまでスキャン時間は毎秒1回転が限界であったが、98年に0.5s/回転を実現した⁵⁾。そして更に、最近の技術として、99年にマルチスライスCTを製品化し⁶⁾⁽⁷⁾、常にCTの技術革新をリードしてきた。現在のマルチスライスCTは、4列の検出器からのデータを同時収集することで、同時4断面のスキャンを可能とするものであるが、今後更に8列そして16列へと多列化が進む。また、近い将来、面検出器を採用した4D-CTの実現を目指して研究開発も進めている。ここでは、次期マルチスライスCTであるアドバンスドマルチスライスCTの技術的特長と、4D-CTへの将来ビジョンについて述べる。

2 アドバンスドマルチスライスCTの特長

アドバンスドマルチスライスCTには8又は16スライスの2種類の製品があり、1回転0.5秒で8又は16スライス(16又は

32スライス/s)同時に撮影でき、高精細(最小スライス幅0.5mm×8又は16スライス)撮影がルーチンで可能なCTである(図1)。開発コンセプトは、従来のマルチスライスCTで臨床的な価値を認められた、アイソトロピックな高分解能画質と超高速撮影を更に進歩させることである。アイソトロピックとは“等方性”という意味で、三次元画像を作成する時に、使用するデータがX軸、Y軸、Z軸の各方向ともほぼ同じサイズの立方体として得られることを意味し、より精密な三次元画像やMPR(Multi-Planar Reconstruction)画像診



図1 . アドバンスドマルチスライスCT Aquilion™ ラウンドフォルムの優しいデザインが特長である。
Aquilion™ advanced multislice CT scanner

断が可能となる。アドバンスマルチスライスCTでは、4列システムと比較して、同じスキャン時間と画質であれば撮影範囲を2倍あるいは4倍にできる。また、同じ撮影範囲と時間であれば、更に薄いスライスの利用で、より精細な画像を得ることができる。このように、4列で確立した短時間高精細の臨床適用範囲を確実に広げるものであり、より迅速でより精密でより的確な検査が可能になる(図2)。

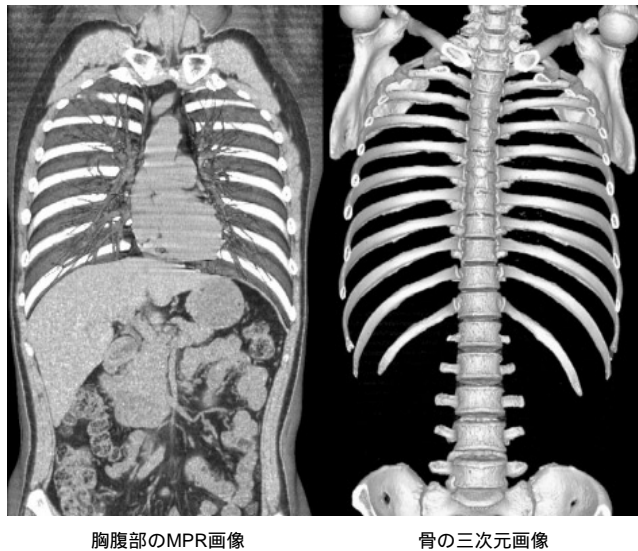


図2．胸腹部三次元画像 アドバンスマルチスライスCT(8列)での臨床画像(1mmスライス収集,26秒スキャン)である。
3D images of lung and abdomen

3 アドバンスマルチスライスCTに必要な要素技術

3.1 SSMD 検出器

SSMDとは、Selectable-Slice thickness Multi-row Detectorの略称である。このコンセプトは4列の検出器と同様である。シンチレータとフォトダイオードから成る固体検出器(SSD: Solid State Detector)であり、チャンネル方向と体軸方向に合計約36,000個の検出素子を二次元に配列している。最小スライス幅は4列と同等の0.5mmであるが、これを16列備えているのが主な違いである。体軸方向に40素子(列)あるが、このうち16列を読み出す仕組みは、4列の場合と類似である。すなわち、16列分のデータ収集回路(DAS: Data Acquisition System)との間にスイッチ回路を配置し、スイッチを切り換えて必要に応じ複数列の検出素子出力を束ねて多様な収集スライス厚を実現するものである。収集スライス厚は0.5mmから8mmまで選択可能である(図3)。

3.2 DAS

アドバンスマルチスライスCTにおいては、従来よりもは

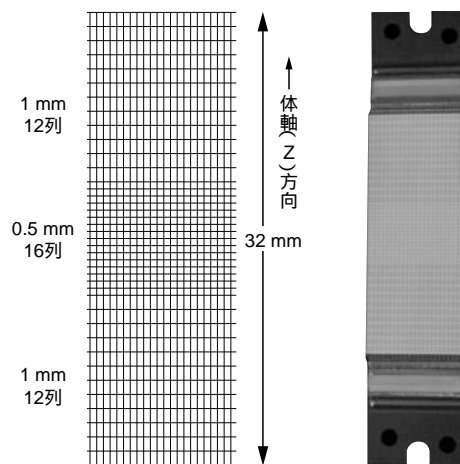


図3．検出器の構成 精密加工により高い幾何効率で0.5mmの最小スライス幅を実現している。

Detector configuration

るかに多くの回路数が必要である。スキャナ本体への実装スペースは従来と同等に抑える必要があり、従来比で4倍という高密度実装を達成した。高密度化しただけでは回路発熱の問題が生じるため、消費電力増大も最小限にとどめ、入念な温度分布シミュレーションにより安定動作を確保した。処理すべき列数が増加すれば動作速度を確保することが難しくなるが、ビュー数を減らすことは画質確保上望ましくなく、1,800ビュー/sのビューレートを堅持している。

3.3 コーンビーム再構成法(TCOT)と画像再構成装置

アドバンスマルチスライスCTではコーンビームに対する新たな取組みが望まれ、当社はコーン角を正しく取り入れた三次元的画像再構成法であるTCOT(True COne beam Tomography reconstruction algorithm)法を開発した。再構成面に適用するべきデータは、最近傍の列群が選択されるが、ビュー方向が変わるとともに(すなわちヘリカル運動によるZ方向変位とともに)選択される列群は当然変化する。更に重要なこととして、一つのビュー方向の中でもどの列のデータを寄与させるかは画素の位置に依存して定められる。画素の両側(Z方向について再構成面をはさんだ前後)にある複数の最近傍列のデータがその画素に寄与するわけだが、再構成面からの距離に従って複数の列間の重み付けを行う(図4)。

このようにアドバンスマルチスライスCTにおいては、従来のような二次元平面再構成とはまったく異なり、コーン角を厳密に考慮して投影データを三次元的に扱うことにした。

この結果、画像再構成装置に要求される性能は、少なくとも3倍に増える。一方では、ヘリカルスキャンによって得られるデータ量は、従来の4列に比べて単位時間当たり2倍ないし4倍になるため、三次元的画像再構成であるにもかかわらず、画像1枚当たりの画像再構成時間を最短0.5秒とす

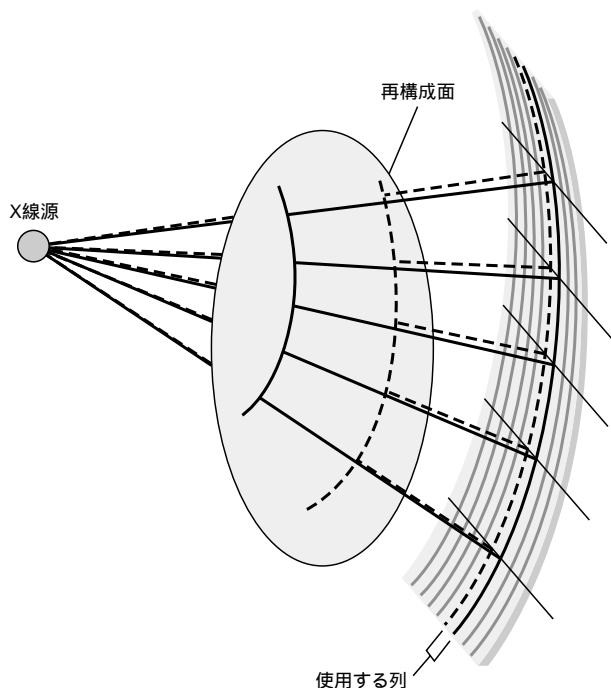


図4．TCOT法 TCOT法における再構成面と使用される列の関係を示す。
True cone beam tomography (TCOT) reconstruction technique

るような強力な画像再構成装置を新たに開発した。

3.4 操作性の向上

アドバンスマルチスライスCTでは、快適な操作環境を提供するために、スキャンコンソールとディスプレイコンソールから成るデュアルCPU、デュアルモニタシステムを採用し、CPUはいずれも従来よりも高速のものを採用し、特にディスプレイコンソールは従来約3倍高速である。また、MPR画像による読影に対応するため、エキスパートプランにあらかじめMPR作成条件をプリセットし、スキャン終了後自動的にMPR画像が作成される機能(MultiView)を標準装備している。また、高精細の三次元画像処理に対応するために、新たに強力な三次元エンジンを開発し、三次元画像で特に時間のかかる処理となる骨の除去も簡単に行えるようにした。更に、CTシステムと三次元ソフトウェアとの連携により、二次元画像と三次元画像との一体的な操作を実現した。

4 更なる多列化を目指して(4D-CT)

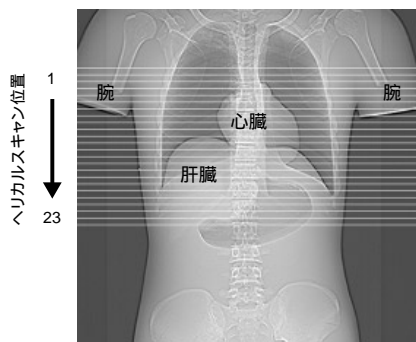
CTの将来ビジョンは、マルチスライスCTをいっそう進化させて、人体内部の動きまでも自在に観察したいというリア

X線CTの被曝低減技術

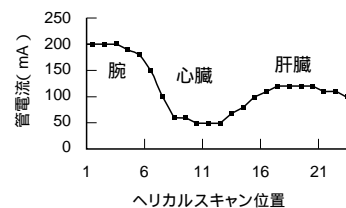
X線CT装置では、患者の痛みを伴わず、短時間で高精度の検査を行うことができる。しかし、X線を使用するので、目的に応じた必要最低限のX線照射で検査が行えるよう、常に被曝(ひばく)低減が求められている。これまでも、X線検出器の感度を改善し、より少ないX線での検査を実現したり、コリメータやフィルタを改良したり、被曝低減に注力してきた。

更に、最近では、検査部位によって照射するX線の線量を適切に変化させて、画像としての情報を損なうことなく、被曝線量を低減する“Real-EC”(Real-time Exposure Control)技術を開発した。

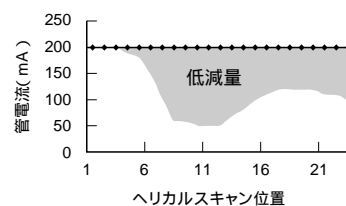
図はReal-ECの概念を示す。撮影位置を設定するために使用されるスキャノ画像(図(a))から患者の各部位に必要なX線量を計算し、管電流値で制御する。グラフ(b)は、計算で得られた管電流の変化を示す。腕のあるX線の吸収の大きい部分は管電流値が高く、吸収が少ない心臓付近では管電流値が低



(a)スキャノ画像



(b)Real-EC方式



(c)従来方式

Real-EC技術 ヘリカルスキャン位置1から23の間を撮影する時の管電流を変化させ、被曝線を低減する。

くなることわかる。一方、グラフ(c)は、従来方式での設定値である。この両者の差が、被曝低減量となる。この例では、被曝線量を約40%低減することができた。また、どの撮影位置においても画像のノイズ量は均等

で、良好な画像診断情報が得られた。

今後も、被曝線量を減らすための技術開発を推進し、人に優しい装置を実現する。

ルタイムボリュームイメージングの実現である。この夢の実現を目指し、ヘリカルスキャン、マルチスライスCTを開発し、より高速なマルチスライスCTの製品開発を行ってきたが、更に立体の動きをとらえる4D-CTの基礎研究開発を行っている。4Dとは、立体の三次元(X, Y, Z軸)に時間軸を加えることで、立体の三次元画像が動いて見えることになるという意味である。4D-CTでは面検出器(例えば、0.5 mm × 256列)を開発することにより、1回転だけで広い範囲を高解像度で検査できるので、撮影領域の広さと解像度というトレードオフから開放される。1回転のスキャンにより高解像度なデータが得られているので、同じ一つの撮影データから、様々な形態の画像で診断することが可能となり、検査の種類や再検査を減らすことが期待される(図5)。

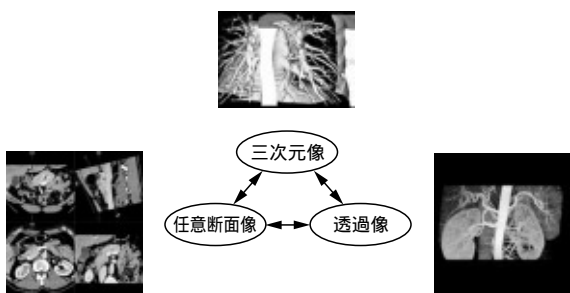


図5 4D-CTの概念 任意断面像,透過像,三次元画像を自由に診断できる。
Concept of 4D-CT

連続回転して撮影すると、時間的に連続した三次元画像が得られる。それらを連続して表示することで、心臓などの動きの観察も可能となる。静止画像による形態診断に、動きによる診断を加えることで診断精度の向上が期待される。更に、手術中に立体像によるガイドとして用いることで、より簡単、正確に位置関係を把握できるようになるので、侵襲が少ない血管内手術の効率、安全性を向上させ、その普及を促進させることも期待される。

4D-CTの研究開発は、現在国家プロジェクトとして進められている。NEDO(新エネルギー・産業技術総合開発機構)プロジェクトでは、基礎技術開発を目的とし、2002年度に臨床研究を開始する計画であり、また、2000年度からスタートした放射線医学総合研究所との共同開発では、より高画質かつリアルタイムな三次元画像再構成を実現する予定である。

5 あとがき

アドバンストマルチスライスCT,そして4D-CTへの今後の進歩は大きな可能性を秘めた技術革新であり、更なる時間分解能と空間分解能の向上により、新たな診断能の向上が期待できる。CTによるOne-Stop Solutionの実現を目指して、更なる技術革新に努めていきたい。

文 献

- (1) 森 一生,ほか. 全身用X線CT TCT-900S. 東芝レビュー. 42, 2, 1987, p.80 - 82.
- (2) Mori, I. Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. U.S. Patent 1986: No.4, 630, 202.
- (3) 片田和廣,ほか. CTヘリカルスキャンの有用性 - 174例の臨床経験から. メディカルレビュー. 15, 3, 1998, p.8 - 18.
- (4) 東木裕介. ヘリカルスキャンの原理,ヘリカルスキャンの基礎と臨床 - 連続回転型CTの応用. 東京, 医療科学社, 1993, p.110 - 120.
- (5) 渡邊尚史. Half-Second Real-Time Helical CT Scanner, Aquilionの開発. メディカルレビュー. 23, 1, 1999, p.56 - 61.
- (6) 齋藤泰男. マルチスライスX線CTスキャナ. メディカルレビュー. 22, 4, 1998, p.12 - 20.
- (7) 片田和廣. Half-Second Submillimeter Real-Time Multirow Helical CT. メディカルレビュー. 23, 1, 1999, p.62 - 70.
- (8) Taguchi, K.; Aradate, H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Med. Phys. 25, 4, 1998, p.550 - 561.



信太 泰雄 NOBUTA Yasuo

医用システム社 医用機器・システム開発センター CT・核医学開発部長。X線CTシステムの設計・開発に従事。放射線技術学会会員。

Medical Systems Research & Development Center