

Dual Source CTによる冠動脈イメージング

シーメンス旭メディテック株式会社
CTグループ チーフサイエンティスト
伊藤 俊英

はじめに

X線CTによる冠動脈イメージングは、64 スライス of マルチスライスCTの登場によってひとつの完成形に達したとの考え方があった。16 スライスCTと比較して64 スライスCTでは大幅に画質が向上したことは確かであり、そのことが普及の大きな追い風になったことは事実である。しかし、64 スライスCTといっても装置によってその内容が大きく異なることには注意が必要である。特に時間分解能に関して言えば、それぞれの装置におけるバラツキが大きく、すべてを64 スライスCTとして包括的な議論を展開することはできないのが現状である。

そのような中であって、われわれは64 スライスCTによる冠動脈イメージングへのアプローチの現状を数々の論文から伺い知ることができる。特徴的なのは感度 (sensitivity) と陰性的中率 (negative predictive value: NPV) がいずれも90%を越えていることであり、これはいわゆるルールアウトツールとしての信頼性が高いことを意味している。しかし、多くの論文ではモーションアーチファクトと石灰化によるアーチファクトを原因とした解析除外例を、今後の課題として指摘するものも少なくない¹⁾⁻³⁾。確かにルールアウトに優れているとすれば、スクリーニングでの活用が考えられるが、特にモーションアーチファクトの抑制のためにβ ブロッカーなどによる心拍制御が必要となっていることは64 スライスCTの弱点である。このような現状からマルチスライスCTによる冠動脈イメージングにおける最重要課題は、時間分解能の引き上げであると結論される。

一方、時間分解能の改善はハードウェア性能に100%依存しており、ガントリの回転速度の上昇と共に1/2のファクタで改善されていくことは良く知られている。しかし、ガントリの回転の高速化は遠心力の増加をもたらす。例えばSOMATOM Sensation 64-Slice Configuration (Sensation 64) の場合、0.33 秒/回転では30 G程度の遠心力が生じているが、これを仮に0.2 秒/回転にまで引き上げたとしても、それは75 Gにまで指数的に増加する。このことはどんな小さなパーツすら自重の75倍の力で引っ張られることを意味しており、メカニカル的な限界という点からも実現性は極めて低いと言える。

そこで考え出されたのが dual source というコンセプトである。X線管球と対応する検出器を2セット搭載することにより時間分解能のファクタを1/4にまで圧縮することに成功し、結果として83 ms という時間分解能を実現している。本稿ではこのDual Source CT: SOMATOM Definition⁴⁾の特長を循環器領域の観点に絞って概説する。

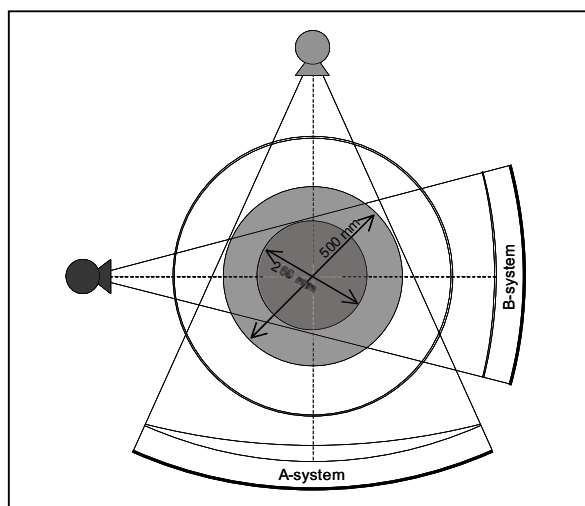


図1 エックス線管球と検出器の配置

2つのSTRATON管球と対応する検出器は90度だけオフセットされた同一回転面内に配置されている。A-systemは500 mm、B-systemは260 mmのそれぞれ異なる幾何的な視野を有する。

Dual Source CTのアーキテクチャ

Dual Source CT (DSCT)は2組のエックス線収集系を搭載したエックス線CT装置である。2つの収集系はそれぞれA-system、B-systemと呼ばれており、図1に示すとおりスキャン面においては90度だけオフセットした配置を有しているが、体軸方向へのオフセットは行っていない。また焦点-アイソセンター間距離 (focal-spot to iso-center distance)、および焦点-検出器間距離 (focal-spot to detector distance) は厳密に同一の幾何構造を有しているため、ガントリ回転によって A-system、B-systemそれぞれのエックス線焦点が描く軌道は完全に一致することが保証されている。

検出器は線量効率を最適化することを目的とした非均等型配列を採用しており、中心部に0.6mmを32列、両側に1.2mmを4列の配列を持つ総列数40列検出器構造であり、ガントリアイソセンターで28.8mmの体軸方向カバーレージを有している。また体軸方向へのフライングフォーカス機構であるz-Sharpテクノロジー⁵⁾(図2)により、実効的に0.3mmの64スライス⁶⁾のデータ収集をおこない、0.33mmのアイソトローピック分解能を実現している。

検出器ユニットはA-systemがフルサイズであるのに対してB-systemは約50%にダウンサイジングしたものを搭載している。このためB-systemではファン角度に制限が出てくるが、例えば非対称型の検出器配置などによる補償は一切おこなっていない。つまり、いずれの検出器ユニットについても焦点と検出器の中心チャンネルを軸にしたシンメトリタイプの配置を採用しているため、検出器ユニットの幾何的視野は図1に示すようにA-systemが500mm、B-systemが260mmとなるが、DSCTとしての撮影FoV (field of view)は常時500mmが保証されている。

エックス線発生系はA-system、B-systemともに直接陽極冷却方式を採用したエックス線管球STRATONと80kWのデジタルジェネレータという等価なシステムを独立して搭載しており、管電流はもちろんのことながら、管電圧に関しても140kVと80kVの同時照射などのように、それぞれを完全に独立、かつ自由に制御することが可能である。

2 管球による心臓撮影モード

DSCTではA-systemとB-systemの併用パターンによりいくつかの撮影モードが選択できる。そのうちCardiacモードは心臓CT検査を目的としておりECG信号との同期によるデータ収集、および画像再構成をおこなう。心臓CT検査における重要な物理的性能は、空間分解能と時間分解能の2つである。このうち空間分解能に関してはz-Sharpテクノロジーにより、被ばくの増大を招くことなく、0.33mmのアイソトローピック空間分解能と低ノイズ画質を実現しているが、時間分解能の向上に関しては前述のごとくガントリの回転速度をあげることが不可欠である。現在最も広く採用されている心電図同期再構成法 (retrospective ECG-gated reconstruction method) においては、画像再構成に必要なとされる連続する180度分の投影データに含まれている時間的成分を、時間分解能と定義している。そのためガントリの回転速度が直接的に時間分解能の良悪を決定する要素となる。

一方、マルチセグメント再構成法と呼ばれる手法によっても時間分解能の改善が可能であることは良く知られている。この方法ではセグメント数を増やすことで見かけ上の時間分解能の改善⁶⁾⁷⁾が可能であるが、わずかな心拍変動にも極めて脆弱であるため十分な分解能が得られない上に、撮影時間

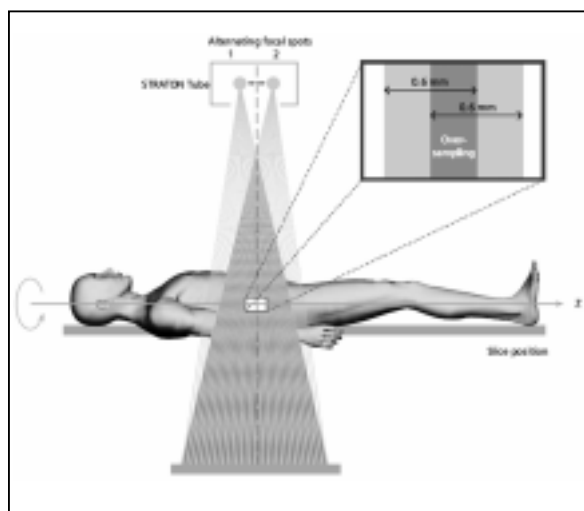


図2 z-Sharp テクノロジー
体軸方向に異なる2つのエックス線焦点を作り出すことによって実効的に0.3mmで64スライスのデータ収集を可能にしている。

の延長にともなう被ばくの増大など、臨床的有用性には疑問がもたれている。そのため時間分解能の本質的な改善にはガントリ回転速度の高速化以外の選択肢はない。

そこで考え出されたのが dual source というコンセプトである。2つのエックス線管球が90度だけオフセットされた配置は、心臓の画像再構成に必要なとされる180度分の投影データを90度ずつに均等分割することを可能としているため、実際にはひとつの管球が90度だけ回転すればよいことになる(図3)。そのため0.33秒のガントリ回転速度では100msを大幅に上回る83ms(=330ms/4)の時間分解能が獲得できることになる(図4)。この時間分解能においては、もはや高心拍におけるマルチセグメント再構成法は不要であるばかりか、心拍数の抑制を目的としたβブロッカーなどの投与すら必要ない。

被ばく線量の高さは心臓CT検査において頻回に指摘される問題点である。CTDIvol (volume CT dose index)で60mGy以下、実効線量 (effective dose)で13mSv以下を推奨するガイドライン⁸⁾も存在しているが、これらは心臓を頭尾方向に120mm程度と考えると極めて高い値であることがわかる。このように心臓CT検査において被ばくが高くなる理由のひとつにはマルチセグメント再構成法の弊害が指摘されている。マルチセグメント再構成法では、連続する複数の心拍から再構成に必要な180度分のデータを抽出しなければならないが、このそれぞれの心拍から抽出されたデータにおけるスキャン方向の位置ズレを最小にするために、撮影時のテーブル速度を一般的にはピッチで約0.2もしくはそれ以下に減速し、体軸方向に冗長な投影データを収集しなければならないことが主因である。

これに対してDSCTでは心拍数に関わらず一律83msの時間分解能が実現されているため、心拍数に対応した適切な撮像テーブル速度を選択することにより、撮像時間自体の短縮と、それともなう被ばく低減が可能となる。加えて新型の管電流制御機構であるAdaptive ECG-Pulsingがさらなる被ばく低減に大きく貢献する。Adaptive ECG-Pulsingは図5のように心電図波形R-R間で拡張末期、もしくは収縮末期における画像再構成に必要な83msを含む一定の時間のみ管電流出力を100%、それ以外では4%に低下させる被ばく低減機構である。従来は期外収縮などの不整脈への追

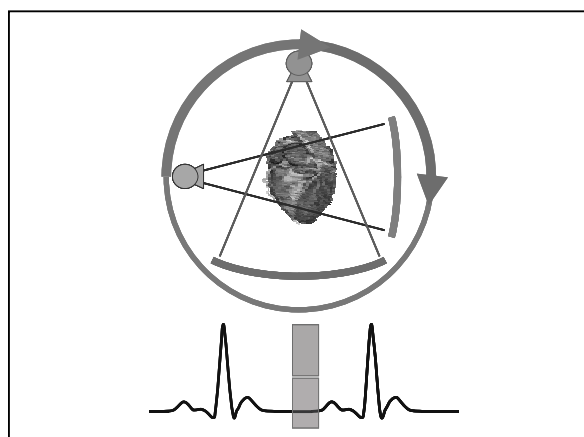


図3 Cardiacモードでのデータ収集法

DSCTでは90度だけオフセットされている2つの管球がそれぞれ90度だけ回転することで心臓の画像再構成に必要な180度分のデータを収集することができる。結果として時間分解能はガントリの回転速度の1/4にまで向上する。

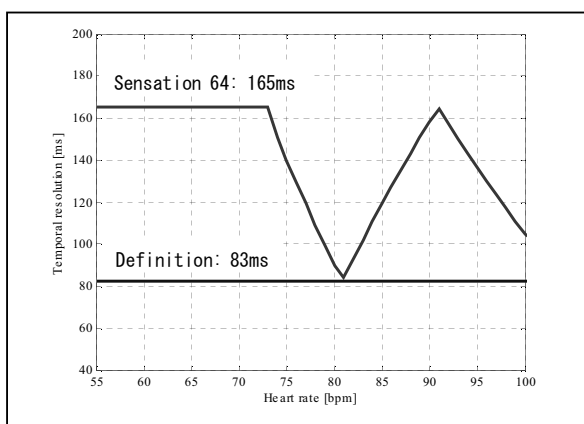


図4 心拍数と時間分解能の関係

DSCTでは心拍数に依存することなく83msの時間分解能を実現している。

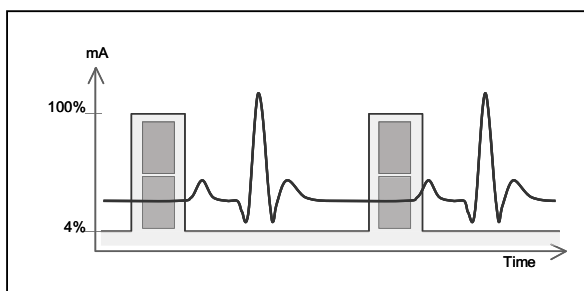


図5 Adaptive ECG-pulsingのメカニズム

画像再構成に必要な83msを含む一定の時間幅のみ管電流出力を100%、それ以外においては4%まで低下させる管電流可変制御機構である。

従が十分ではなかったため限定的にしか用いることができなかった Adaptive ECG-Pulsing だが、ソフトウェア・ハードウェアの両面への改良によって、より実践的で、かつルーチン的に使用することができるようになってきている。

図6に示したのは、従来のシングルエックス線管球CTとSOMATOM Definitionによる心臓検査による被ばくの比較実験の結果である。高心拍であればあるほど撮像テーブル速度を上げることができることから、Adaptive ECG-Pulsing との組み合わせによって、従来比で平均 50%の線量低減と、約 5 mSv の実効線量で検査が可能であることが報告 9) されている。

臨床結果

83 ms という時間分解能はこれまでの心臓CT検査の常識を覆す画像をわれわれにもたらす。図7に示す臨床例は心拍数が 79~86 bpm と比較的高いにも関わらず、 β ブロッカーを用いることなく 120 mm をわずか6秒で撮像されたものである。2枚の画像はいずれも左前下行枝 (left anterior descending: LAD)、左回旋枝 (left circumflex artery: LCx) を描出したものであるが、向かって左は拡張末期 (end-diastolic)、右は収縮末期 (end-systolic) のそれぞれの心時相で画像再構成をおこなったものである。従来の時間分解能ではこれほどまでの末梢血管の描出はもちろんのこと、異なる心時相で相互に遜色のない画像を作成することは困難であったが、83 ms の時間分解能はわずかな画像のブレをも排除し、結果として高分解能の画像を描出することを可能としている。

図8は左内胸動脈 (left internal thoracic artery: LITA) を左前下行枝 (mid-LAD) へ吻合したバイパス手術後の症例で、173 mm の距離を 13 秒で撮影完了している。 β ブロッカーは適用外であったた

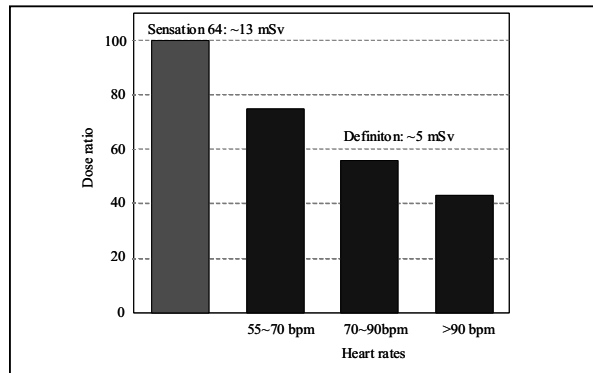


図6 DSCTによる被ばくの比較

心拍数に最適化された撮像速度と Adaptive ECG-Pulsing 機構などにより、DSCT でありながらシングル X 線管球 CT 時の 50% 程度の被ばく量で心臓検査が可能である。



図7 Coronary CTA

検査中 79~86 bpm と比較的高心拍であるが β ブロッカーの投与をおこなわず撮影された臨床例である。向かって左は拡張末期、右は収縮末期とそれぞれ異なる心時相での画像例である。いずれの時相においても左前下行枝、左回旋枝ともに近位部から遠位部まで高い分解能を示していることがわかる。画像提供: Erlangen Univ./Germany

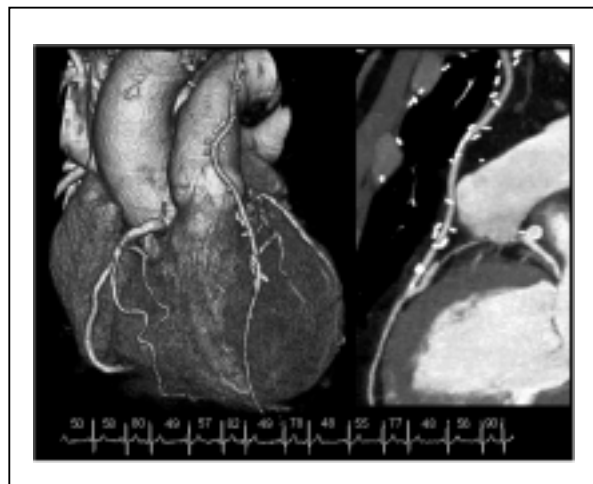


図8 Post Bypass

心電図が示すとおり撮像前後を含め 48~90 bpm と極めて心拍変動が大きい被検者のバイパス画像である。アーチファクトのない臨床価値の高い画像が得られるのも 83 ms の時間分解能の効果によるものである。画像提供: Erlangen Univ./Germany

め、撮影時の心拍は不整脈をともなう形で48~96 bpmと大きく変動したが、良好な画像によりバイパスの開存も確認された。

おわりに

時間分解能に優れたDSCTは心臓CT検査の適応をより広げることによってこれから益々貢献するだろう。前投薬を必要としない検査が可能であることは高いNPVを生かすルールアウトのツールとしては欠かせない特長であり、そのメリットは心臓CT検査の基本として今後も広く求められていくことだろう。すでにいくつかの論文ではDSCTの時間分解能の恩恵を、解析除外例の減少¹⁰⁾という形で報じており、残る問題点は高度石灰化によるアーチファクトだけであると結んでいるものもある。シーメンスではこの石灰化の問題に対して、DSCTによるDual Energyイメージング¹¹⁾によるアプローチを研究中である。これについての解説は別の機会に譲ることにしたい。

参考文献

- 1) M. Ehara, J. F. Surmely, M. Kawai, et al., "Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography for detecting angiographically significant coronary artery stenosis in an unselected consecutive patient population: comparison with conventional invasive angiography," *Circ J*, vol. 70, pp. 564-71, 2006.
- 2) S. Leschka, H. Alkadhi, A. Plass, et al., "Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience," *Eur Heart J*, vol. 26, pp. 1482-7, 2005.
- 3) G. L. Raff, M. J. Gallagher, W. W. O'Neill, et al., "Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography," *J Am Coll Cardiol*, vol. 46, pp. 552-7, 2005.
- 4) T. G. Flohr, C. H. McCollough, H. Bruder, et al., "First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system," *Eur Radiol*, vol. 16, pp. 256-68, 2006.
- 5) T. Flohr, K. Stierstorfer, R. Raupach, et al., "Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot," *Rofo*, vol. 176, pp. 1803-10, 2004.
- 6) T. Flohr and B. Ohnesorge, "Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart," *J Comput Assist Tomogr*, vol. 25, pp. 907-23, 2001.
- 7) M. Kachelriess, S. Ulzheimer, et al., "ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart," *Med Phys*, vol. 27, pp. 1881-902, 2000.
- 8) Weinreb JC, Larson PA, et al., "American College of Radiology clinical statement on noninvasive cardiac imaging," *Radiology*. 2005 Jun;235(3):723-7
- 9) C. H. McCollough, A. N. Primak, O. Saba, et al., "Dose Performance of a 64-Channel Dual-Source CT Scanner," *Radiology*, 2007.
- 10) Scheffel H, Alkadhi H, Plass A, et al., "Accuracy of dual-source CT coronary angiography: First experience in a high pre-test probability population without heart rate control," *Eur Radiol*. 2006 Dec;16(12):2739-47.
- 11) T. R. Johnson, B. Krauss, M. Sedlmair, et al., "Material differentiation by dual energy CT: initial experience," *Eur Radiol*, 2006.