

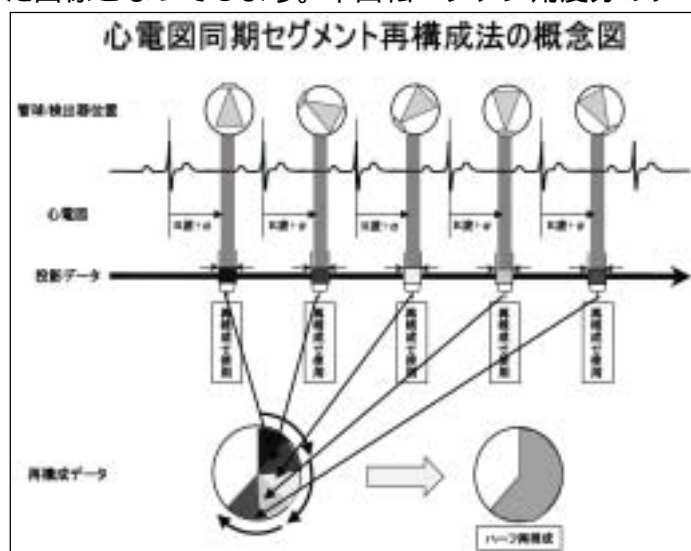
6 4 列 CT の最新技術解説

東芝メディカルシステムズ株式会社
 東京本社 CT 事業部 国内営業担当
 鎌田 歩

CT 装置がマルチスライスへと進化し、はや 8 年以上が経過している。当初は 4 スライス同時撮影であったマルチスライス CT も、現在では 6 4 スライスが可能となり、回転速度も 0.3 秒台の超高速回転へ突入するなど、今もって進化を継続しつづけている。中でも CT の弱点であった“動きのある部位を撮影する”すなわち心臓領域への CT の適応は、16 スライス CT の時代から本格的に臨床現場へと普及し始めたが、息止め時間が長く、高齢の患者や状態の不良な患者には、適応が難しい側面もあった。現在の 6 4 列マルチスライス CT (以下 MSCT) では、撮影時間も 5 ~ 10 秒と短く、より患者への負担が少なくなったことから、全国的に広く使用されるようになってきた。最近ではより一般的に使用することができるよう、各メーカーとも開発に凌ぎをけずり、各処理時間の短縮や、適応患者の拡大に力を注いでいる。本稿では、より身近になりつつある 6 4 列 MSCT の最近の話題について述べる。心電図同期再構成の基礎的な技術解説については、以前の寄稿¹⁾を参照願いたい。

1) 心電図同期セグメント再構成法

心臓、特に 3 mm 前後の冠動脈を CT で撮影する場合、その動きの影響を受けずに画像化することが、後の診断にとって非常に重要となる。通常の CT 画像では、X 線管 1 回転分の投影データで画像化するが、それでは画像化するのに 1 回転分、即ち 0.35 ~ 0.5 秒のデータを取り続けることになり、当然心臓の動きによるブレをそのまま反映した画像となってしまふ。半回転 + ファン角度分のデータでも画像化することができるが、それさえも 0.175 秒 ~ 0.25 秒間のデータを使用することとなり、動きのファクターを抑止できないレベルとなってしまふ。そのため開発されたのが心電図同期セグメント再構成法である。画像化できる最小限度のデータを、さらに分割し、心電図に同期させながら同じ位相のデータ (セグメントデータ) を再構成することにより、データ取得時間を擬似的に、しかし劇的に短縮させることが可能である (図 1)。現在では最多 5 分割で再構成することができ、計算上のセグメントデータ取得時間、すなわち時間分解能は、最短で 35 ms ~ 40 ms 前後と劇的な短縮を遂げている。

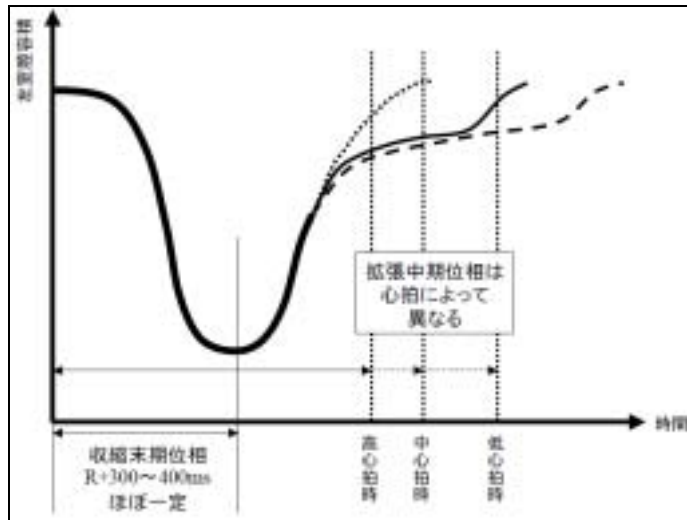


(図 1) 5 セグメント再構成時の概念図。画像化に必要なデータを分割して取得できるので、時間分解能は飛躍的に向上する。

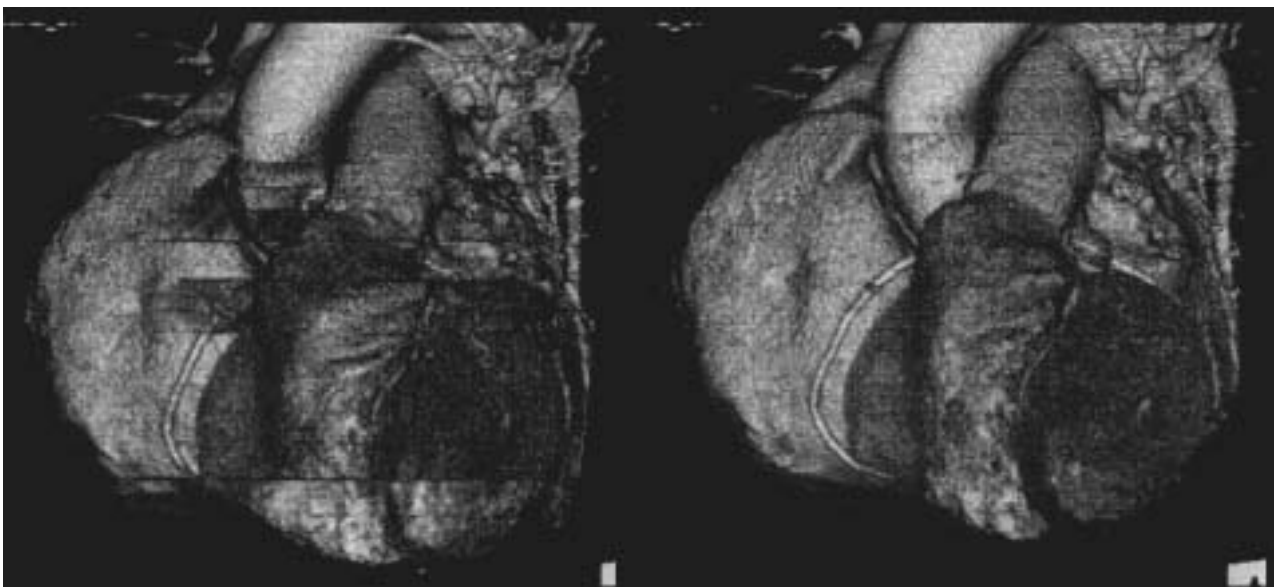
しかし血管撮影装置での 1 フレーム撮影時間が 6 ms 前後となっているのに比べると未だ 5 ~ 6 倍の長さがあり、極度な高心拍、あるいは特殊症例では静止位相を捉えきれない場合もある。この点についてはさらなる技術革新が求められるであろう。

2) 不整脈患者への対応

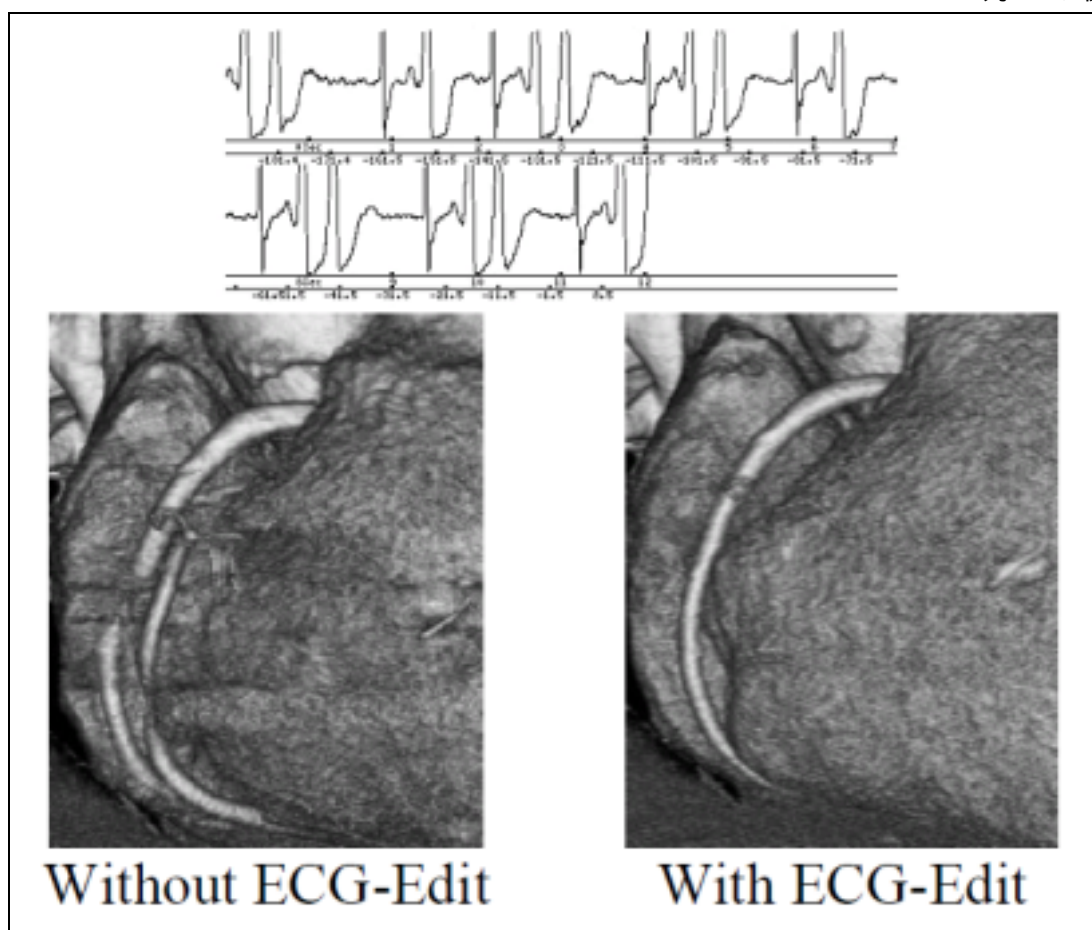
先述のとおり、MSCTで使用する心電図同期再構成では、複数心拍での同じ心位相のデータを用いて画像化することとなるが、心電図自体が不整である場合、すなわち不整脈患者の場合は、画像化にさらなる工夫を要する。従来の心電図同期再構成方法のみでは不整心拍の部分において、同一位相を捉えきれないのが要因となり、その部位については画像にブレあるいは2重化が生じる為、評価不能となることもあった。現在では、不整心拍でも心室側に心筋運動の差異がない場合、即ち心房性不整脈の場合では、R波から収縮末期に至る時間にはあまり差異が認められないとされる²⁾³⁾ことから、R波～収縮末期位相までの絶対時間を指定し再構成することにより、十分評価可能な画像を描出することが可能となった(図2、3)。



(図2) 左室容積のタイムカーブ概念図。心拍数に対して、収縮末期位相はほぼ一定時間で訪れる。



(図3) 左側：相対値 (R+38%) 再構成よりも、右側：絶対値 (R+250ms) 再構成で、冠動脈連続性が確保されている。



(図 4) PVC 頻発症例：不整脈部分を再構成から除外することで、右冠動脈の良好な連続性が得られている。

さらに最近では、心室側の心筋運動が不定型となる心室性不整脈の場合でも、該当する心拍時に取得したデータを除外し前後のデータから補完して画像化することにより、冠動脈の連続性を保ち、評価可能なまでに描出することが可能となっている(図 4)。不整脈患者への対応については、各メーカーごとに異なる方式をとっているが、着実に該当患者への適応拡大を続けているのは間違いない。

3) 診断に用いる画像形式

冠動脈 CT 検査が一般的になっていくに従い、CT 画像の持つ豊富な情報量をどのように観察するかが重要な要素である。言うまでもなく、CT 画像では、他モダリティに比べ卓越したコントラスト性能を発揮するため、血管内腔の造影剤だけではなく、その狭窄部位の血管壁性状も観察することが可能であるが、左右冠動脈起始部から末梢までを 1 画面で表示し観察する場合(Curved Planner Reformation、CPR、図 5 a)、平面図として血管を表現する関係上、血管形状が実際と大きく異なる形で表示され、場合によっては狭窄部位の正確な位置が掴み難い事もある。一般に使用される 3 次元画像(Volume Rendering、VR、図 5 b)や、シネアングオに近い冠動脈 MIP 画像(図 5 c)では、内腔の情報のみ描出され、血管形状も Original のものを良く反映しているものの、冠動脈壁の情報が欠落し、狭窄部のプラーク性状までは不明である。現状ではこれらの画像を組み合わせ、狭窄部位やその性状を特定することとなる。

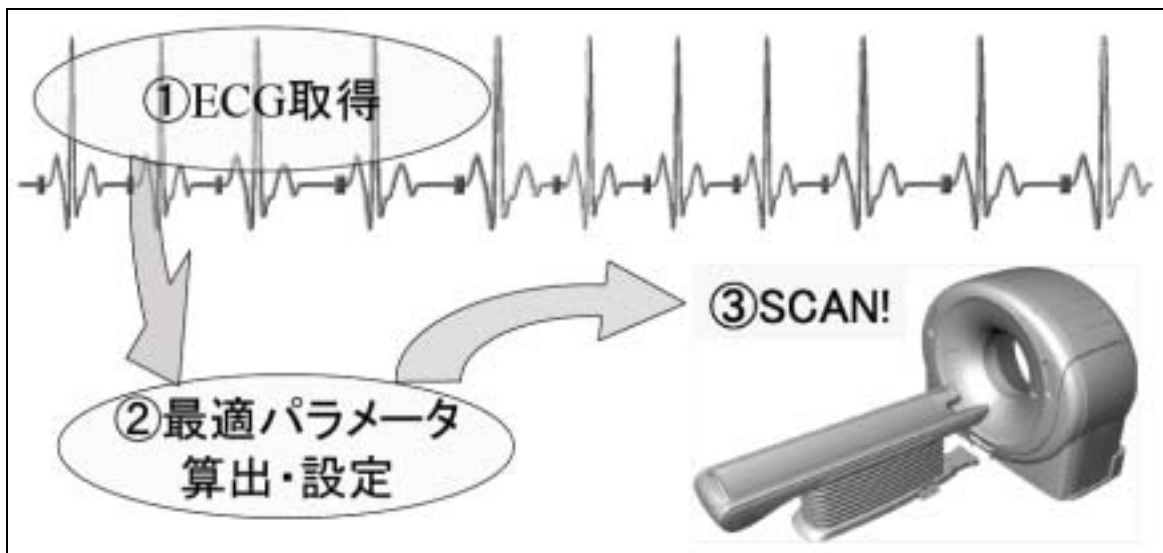


スキャン前処理	スキャン中	スキャン後処理	解析処理
パラメータ設定 回転速度 ヘリカルピッチ	造影剤注入操作 ポーラストラッキング (テストインジエクシオン)	拡大再構成処理 最適心位相検索 画像サーバ、 ワークステーションへ転送	冠動脈抽出 3次元画像描出

(図6) 冠動脈 CT 検査時のフロー表

4) 冠動脈 CT 撮影時の各種処理技術

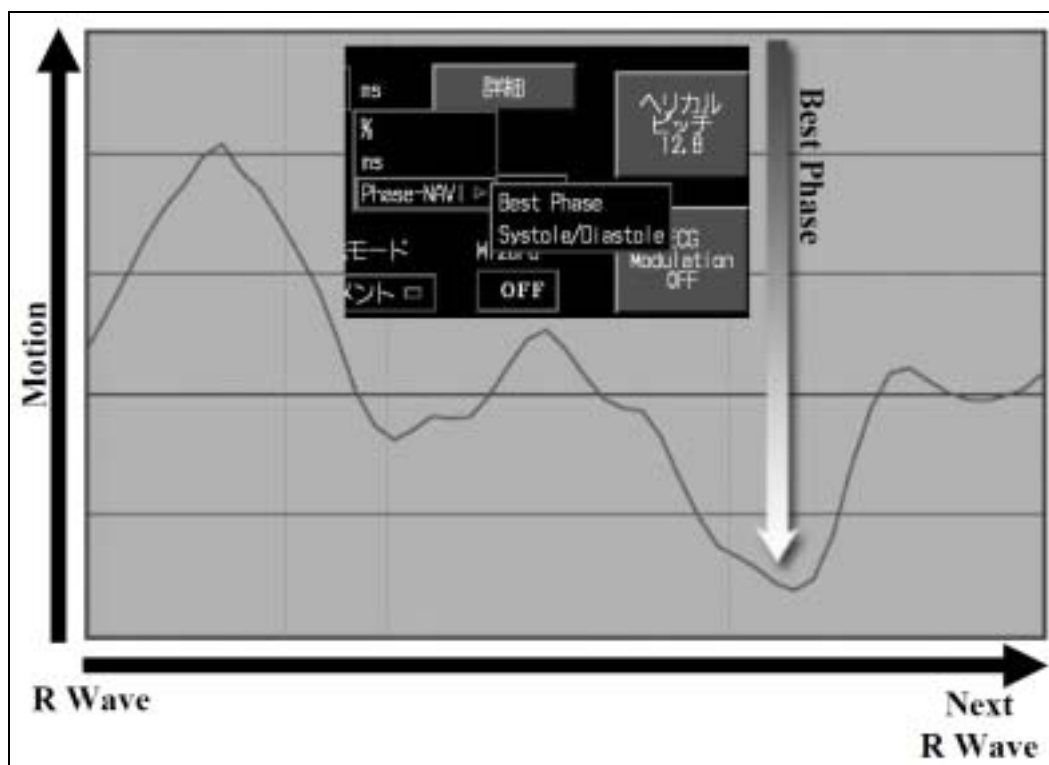
心電図同期撮影を行う場合は通常、撮影前には患者の心拍数やその変動などに応じて管球回転速度やヘリカルピッチを変更して撮影しなければならない、また、造影タイミングを的確に捉える必要があり、さらに撮影後も、最適な静止心位相を検索しなければならないなど、通常の CT 撮影に比較しても操作が煩雑となり、スムーズに検査を施行するには撮影者の高いスキルが必要であった(図6に冠動脈 CT 検査時のフローを記載)。最近では冠動脈 CT の際の実操作をある程度自動化することで、撮影者の技量に関わらず一定の画質を得、また、処理にかかる時間を短縮し業務効率を向上させる主旨の開発が進められている。心拍数に応じて各種パラメータ設定を自動的に指定するソフトウェア(HeartNAVI™)については以前より使用されており、最適な時間分解能と撮影速度で撮影することが可能となっている(図7)。



(図7) スキャンパラメータ自動設定の概念図。取得した心電図により最適パラメータを算出し、設定することができる。

造影タイミングを自動決定する、ポーラストラッキングシステムについても既に自動化されており(Real Prep.™)ある程度一定のクオリティで造影剤を充填させ撮影することが可能である。しかし、撮影終了後に最適位相を検索する手段については、最近まで目視評価を用いる方法しか存在していな

かった。心拍数と最適位相の関係をある程度パターン分けし、データベース化して最適位相を検索しやすくする手法については以前から存在していたが、最適心位相は患者の個人差や病態によって相違を認めるため、完全な手法とは言い難かった。最近では心電図同期撮影を行った際、その患者オリジナルのデータから静止位相を自動的に検出するソフトウェア（図 8）が開発され、臨床応用が進んでいる。

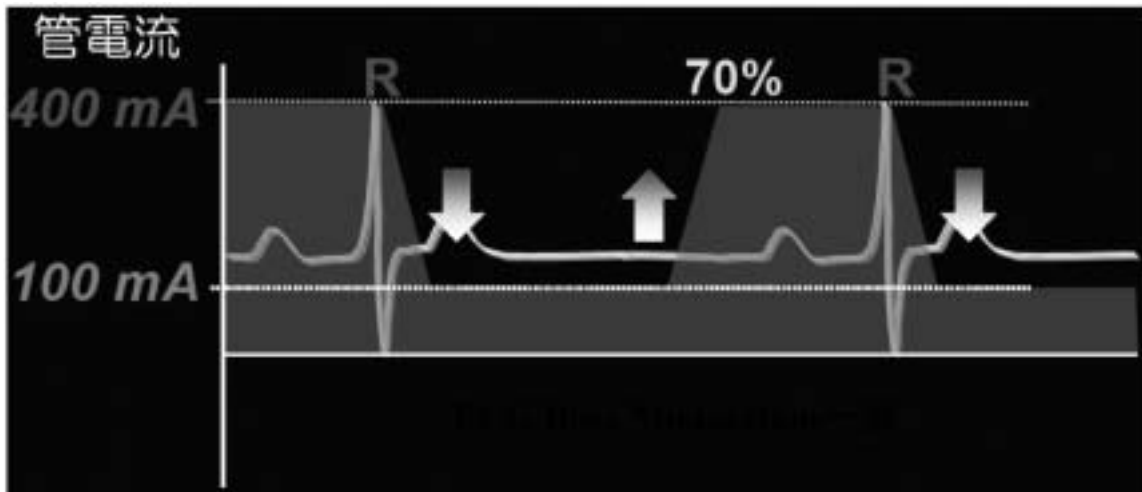


（図 8）静止位相自動検出機能の概念図。最も画像化に適した位相を自動抽出する（PhaseNAVI）。

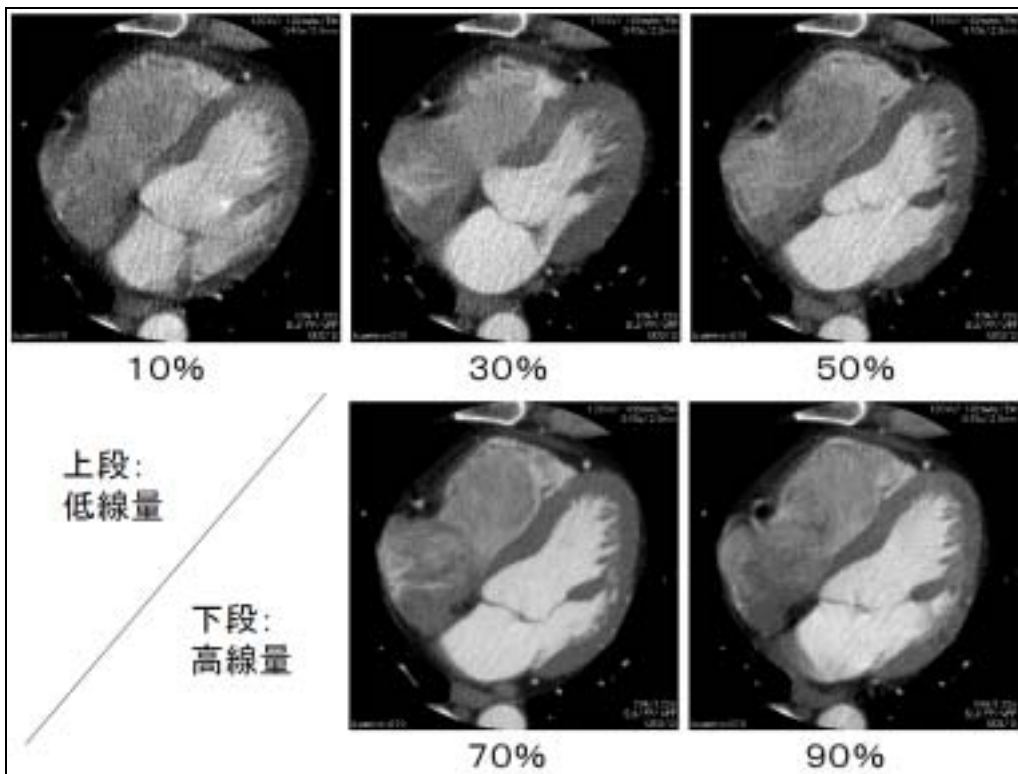
この手法では患者のオリジナルデータを使用するため、個人差による位相検索失敗の要因を排除でき、また、自動化することによって処理時間を短縮、撮影者の技量による画質の差異も軽減することが可能であり、今後この手法が広く使用されると思われる。

5) 被ばく低減機構

心電図同期撮影を行う際には、心電図のある位相のデータのみを使用し、しかも 3 次元的に隙間なく画像化する必要があるため、必然的にヘリカルピッチが短縮し、X 線被ばくの増大が懸念されることとなる。従来から、体厚に応じてスキャン中に X 線出力を可変し、被曝低減に繋げる機構は搭載されていたが、心電図同期撮影においては、通常の CT 撮影とは異なり、複数に分割されたデータから画像化されるため、単純に体厚のみで X 線出力を可変とすることがアーチファクト増大への 1 つの要因となってしまう、適用することが困難であった。そのため新たな被ばく低減策として、心電図同期再構成時に使用しないデータの部分に曝射する X 線出力を低減させる機構が開発された（図 9）。冠動脈を観察する位相については十分に X 線出力し、通常使用しない位相については出力を減じて撮影することが

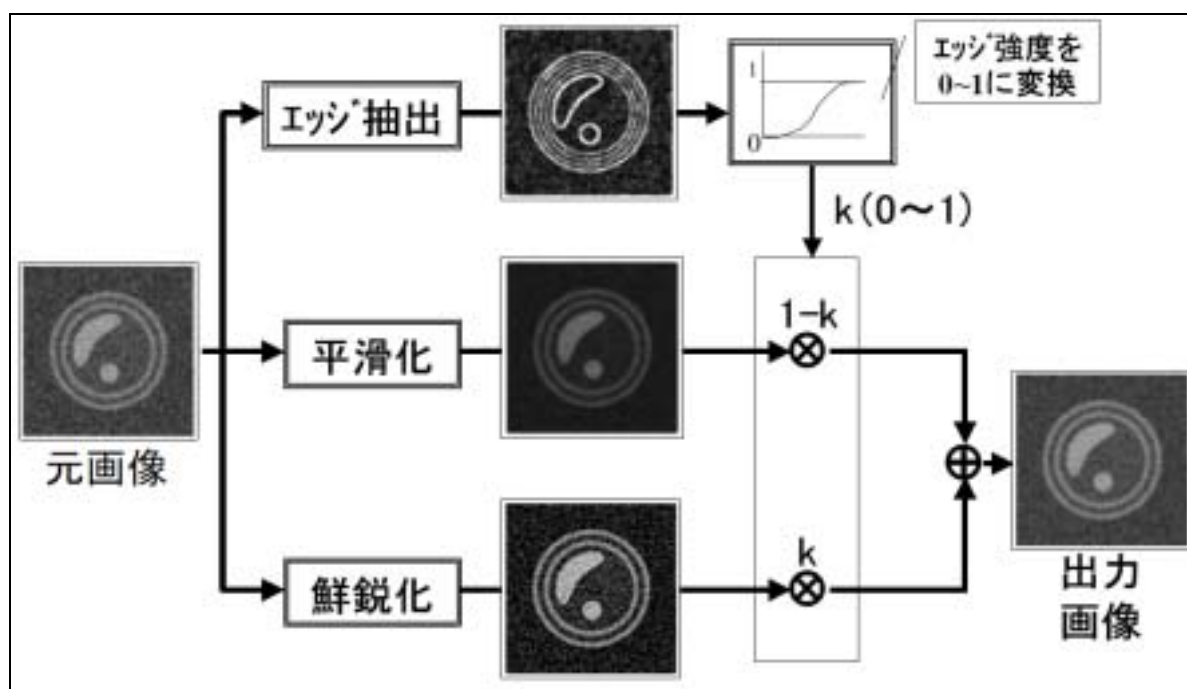


(図 9) ECG Dose Modulation 概念図。再構成位相に合わせて線量を上下させている。



(図 1 0) ECG Dose Modulation を使用した画像。各位相で画像ノイズレベルは異なるが、心機能は支障なく解析できる。

可能であるが、出力を減じた部分の画像についても心機能解析に使用することが可能であり、診断に必要な情報を得ることができる(図 1 0)。さらに最近、それとは異なるアプローチによる被ばく低減技術の開発も進んでいる。低線量撮影時に出現する量子ノイズ成分を、組織境界の情報を残したままで平滑化する画像処理技術が使用可能であり、新たな被ばく低減方法として定着しつつある(図 1 1)。



(図 1 1) 量子ノイズフィルタ概念図。組織境界情報を残しながら、強力なノイズ除去効果を発揮する。

6) まとめ

過去、CT で撮影するのは不可能とされた心臓領域、特に冠動脈の観察についても、現在に至る様々な技術革新により、広範囲で、しかも簡便に適用可能となりつつある。その撮影手法の考案、技術開発は止まることなく現在でも各メーカーにて継続して行われているが、3次元的にデータを取得し、静止位相を画像化する冠動脈 CT にとって、データ起始と末尾に時間差が存在することが最後の技術的限界となりつつある。仮に一つの臓器(心臓)を撮影する際、頭側から足側まで完全に同一の時相でのデータ取得が可能となれば、完全な心筋動態を3次元的に観察可能となる他、ヘリカルアーチファクト、位相ずれの要因が除去されるためより高画質となり、診断能の向上が容易に想像できる。この点については将来、さらなる多列、広範囲 CT の開発によって具現化されると期待されている。

謝辞

貴重な臨床データをご提供頂きました藤田保健衛生大学病院様、順天堂大学附属順天堂医院様に、深謝いたします。

参考文献：

- 1) 谷口 彰：Multi-slice CT における心電同期撮影技術について - 撮影手法と原理解説 - : 全循研会誌 第 15 巻別冊 平成 14 年 12 月
- 2) Sato.T,et al.Applicability of ECG-Gated Multislice Helical CT to Patients With Atrial Fibrillation.Circ J 2005 ; 69 : 1068-1073
- 3) 前原 晶子、百村 伸一：MDCT による冠動脈評価：生体医工学 43(1):3-7,2005