

第5章 マルチスライスCT装置 multi-slice CT・multi-detector row CT

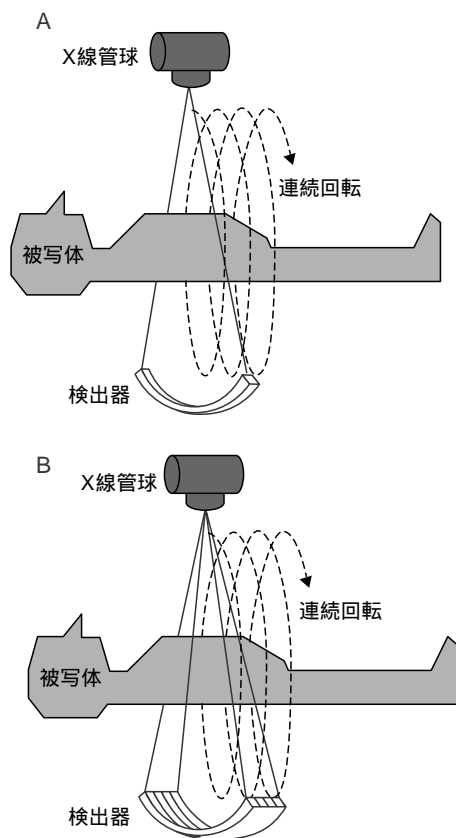


図5・1 シングルスライスCTとマルチスライスCT

マルチスライスCTの検出器幅

CT装置でよい画像を得るためには、細く(薄く)絞ったX線束を用いて散乱線の影響を減らし、単一エネルギーのX線に近似可能なデータ収集が必要である。マルチスライスCTでは検出器幅が広くなり(32~40mm)、散乱線の影響を無視しうる限界を超えようとしており、有効な散乱線補正技術の開発が必要となってきている。

螺旋スキャン装置までの検出器は、スキャン方向に対して700~900個、体軸(スライス厚)方向に対し1列が配列されている(図5・1A)。そのため、螺旋スキャンを行わない通常のスキャンでは1スキャンに対して1スライスが撮像される。また、螺旋スキャンをする場合でも、1mm厚などの薄層スキャンは1列だけの検出器であるために、撮像範囲が限られていた。これに対して、マルチスライスCT装置はスキャン方向に対して700~900個の検出器が、体軸方向に対して2~64列配列され、同時に2~64スライスのデータ収集が可能であり、このデータ収集機構で螺旋スキャンを行うことにより、スキャン速度が飛躍的に高速化された(図5・1B)。高速化の割合は、同時収集可能なスライス数(DAS数)にほぼ比例し、64DASの装置では、0.5~1mmのスライス厚でほぼ全身を10秒程度でスキャン可能となった。また、マルチスライスCT装置の開発とともに回転速度の高速化もなされ、1回転あたり約0.3秒までに至っており、心臓の同期スキャンの精度が大幅に向上した。本章では、マルチスライスCT装置の検出器や画像再構成などについて述べる^{1)~7)}。なお、マルチスライスCTの再構成法や画質の理解には、第3章「螺旋スキャン装置」で述べた原理や画質が非常に重要である。本章に読み進む前に第3章を読解されることを望む。

5・1 検出器 detector

スライス方向に多数列となるため、検出器は二次元的な配列となる。主にセラミック素材のシンチレータが用いられ、シンチレーション光信号の検出用のフォトダイオードとの組み合わせが一般的となっている。検出器の形状は各社によってそれぞれの特徴を出すために異なっている。DAS数4の場合の例では、体軸方向に1.25mmの大きさの検出器が均一に配列された均等型、中心部に0.5mmの大きさの検出器が4個、その左右には1mmの大きさの検出器が15個ずつ配列されたハイブリット型、1~5mmの大きさの検出器が左右対称に配列された不均等型など多様である(図5・2)。ただし、16列以上のDAS数の装置では、必然的に均等配列に近くなり、最小の検出器サイズの違いが主な相違となる。64DASの装置では、体軸方向最小検出器サイズは0.5~0.625mmとなり、均等配列となっている。マルチスライスCT装置では、複数の検出器列を電子スイッチで切り換えてDASに接続してデータ収集を行う。このときに、1つのDASについて一列が対応するだけでなく、複数列を束ねる接続も可能である。この機能によって、さまざまなスライス厚にてスキャンが可能であり、検出器を有効利用できる。図5・3に検出器の切り換えの例を示した。

5・2 CT装置 CT scanner

マルチスライスCT装置では体軸方向に2~64列の検出器が装着されているため、最大20~40mmの大きさまでX線束を拡げ、複数スライス

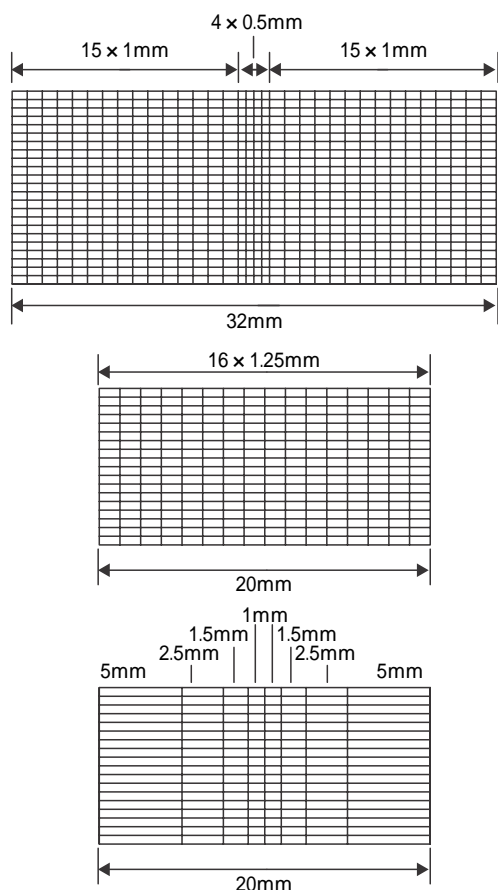


図5・2 マルチスライスCTにおける検出器の形状

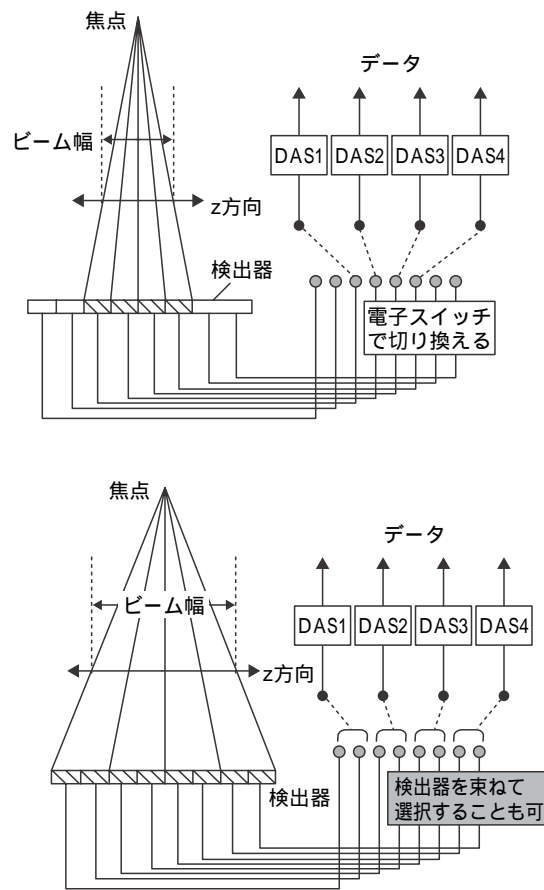


図5・3 電子スイッチによる検出器の切り換えの例

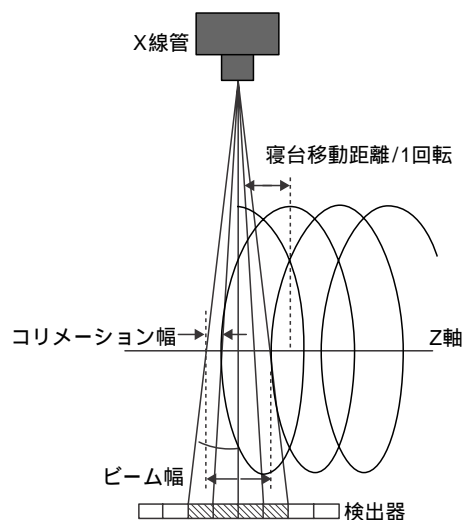
を同時収集することによりX線束の利用率が飛躍的に向上した。そのために検査に必要なX線照射時間が短くなり、その結果X線管への負荷が少なくなり、X線管冷却のための待ち時間がほとんどなくなった。

本装置は螺旋スキャン装置(第3章参照)の検出器とデータ収集機構を改良した形で発展しており、駆動機構などはそれに準じている。螺旋スキャン装置に比べて、高速回転化されたため、X線管は遠心力に対する耐性が強化された。最も大きな変更は、二次元検出器を有効に使用するためのDASの構成、高速なデータ転送機構、高速な再構成演算装置である(2・1・1~2・1・4項参照)。

5・3 画像再構成 image reconstruction

5・3・1 マルチスライスCTのピッチ pitch of MDCT

マルチスライスCTにおいては複数列のうち1列分の幅(コリメーション幅ともいう)と1回転あたりの寝台移動距離の比をとってピッチ(ヘリカルピッチともいう)とする方法と、同時収集する合計の列幅(ビーム幅)に対して寝台移動距離の比をとる方法がある(図5・4)。後者はビームピッチとして区別されることが多い。マルチスライスCTのピッチは、1列の検出器の螺旋スキャン装置とやや異なる関係でスキャン速度と画質に大きく影響する。詳細は後述する。



$$\text{ピッチ (ヘリカルピッチ)} = \frac{\text{寝台移動距離}}{\text{コリメーション幅}}$$

$$\text{ビームピッチ} = \frac{\text{寝台移動距離}}{\text{ビーム幅}}$$

図5・4 マルチスライスCTにおけるピッチ

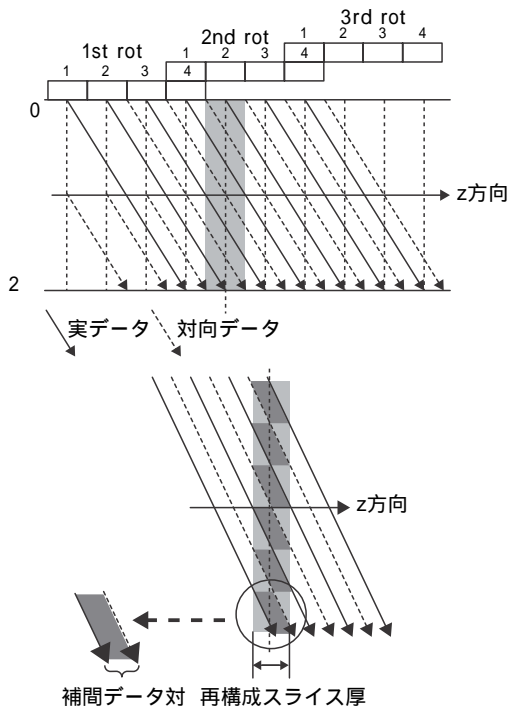


図5・5 マルチスライスCTにおける180°補間再構成法

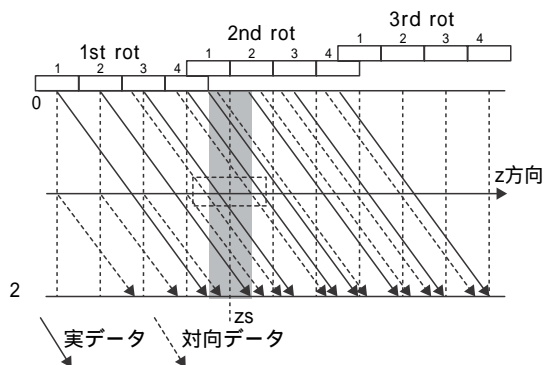


図5・6 4DASマルチスライスCTの展開図 (ピッチ3.5)

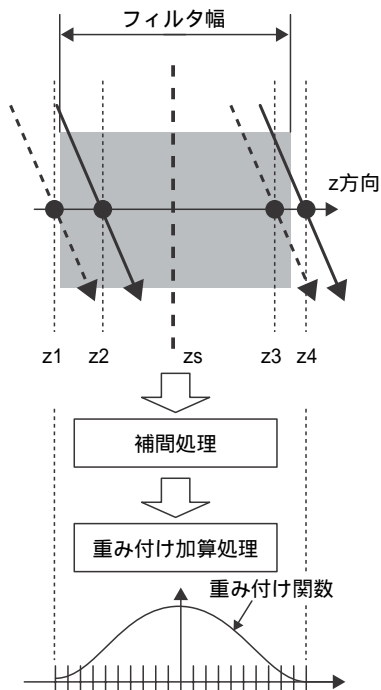


図5・7 図5・6の点線枠内におけるフィルタ補間処理の概要

5・3・2 180°補間法 180°linear interpolation

4列までのマルチスライスCT装置は螺旋スキャン装置の180°補間法(3・2・3参照)を基本とした再構成法が用いられた。この方法は、複数列スキャンデータ中の目的スライス近傍のデータを補間して、目的位置の投影データを近似的に作成することにより再構成する。この再構成法の概要を図5・5に示した。この図は展開図と呼ばれ、横方向に寝台位置を、縦方向に投影角度をとり、各列中央の検出器の軌跡を直線で示したものである。実線は通常の投影方向の軌跡、点線は対向データの軌跡である。図はピッチ3の場合であり、すべての投影角度において、通常データと対向データに規則正しく補間対があるため、螺旋スキャンの180°補間法をそのまま応用して再構成が可能である。

5・3・3 フィルタ補間法³⁾ filter interpolation

図5・6は、ピッチ3.5における展開図である。この場合の投影データの並びは等間隔な並びではないため、ピッチ3で適用可能であった180°補間処理がそのままでは使用できない。マルチスライスCTでは、ピッチを変化させて使用することが多いため、このようなデータに対しての補間法としてフィルタ補間処理が代表的である。この補間処理は、隣り合う不等間隔データの補間と、補間後の等間隔データからのフィルタ幅による重み付け加算処理よりなる。図5・7は、図5・6の点線枠内の投影データの位置関係とフィルタ処理の概要を示している。この重み付け係数(関数)は、単純な矩形などさまざまな形状が設定され、再構成画像のスライス感度プロファイル(2・5・9項参照)は、それらによって調節される。

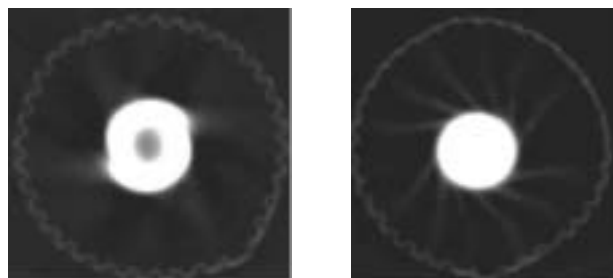
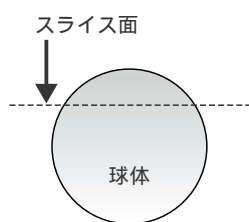


図5・8 風車状アーチファクトの例



4DASビームピッチ0.66



4DASビームピッチ1.25

図5・9 ピッチの違いによる副鼻腔MPR画像の比較

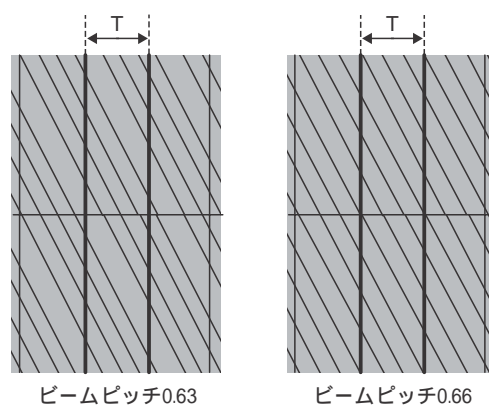
5・3・4 風車状アーチファクト windmill artifact

図5・8は、球体やドーム状物体の端をスキャンしたときに現れる、風車状アーチファクトの例である。このアーチファクトは、図5・5と図5・6に示すように、再構成において複数列の検出器のデータが巧みに組み合わせられることによって引き起こされる。マルチスライスCTの再構成では、360°全周において、常に同じ検出器のデータが用いられず、検出器間のデータを角度に応じて補間することから、検出器の各列のデータを乗り換えるような状態となる。この乗り換えの境界が複数存在するために風車状の画像を呈する。

5・3・5 ピッチと画質

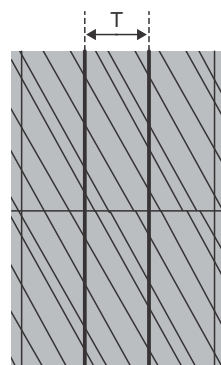
relation between pitch and image quality

マルチスライスCTにおけるピッチと画質の関係は、螺旋スキャン装置のようにピッチの増加につれて徐々にアーチファクトが増え画質が低下する特性とは若干異なる。前述の展開図で示したように、マルチスライスCTでは複数列の検出器のデータを巧みに組み合わせる再構成を行う。そしてこの展開図上で、データの並びが密でしかも等間隔であるときに、アーチファクトが少なく画質が向上する。図5・9は、副鼻腔の冠状断MPR画像のピッチによる比較であるが、ビームピッチ0.66の画像は、アーチファクトがほとんどなく高画質であるのに対して、ビームピッチ1.25の画像は、補間誤差によるエラーなどによるヘリカルアーチファクト(helical artifact)が顕著に現れている。図5・10は、ビームピッチ0.63, 0.66, 0.69についてを展開図を比較したものであるが、わずかなピッチの違いでデータの粗密が大きく変化しているのがわかる。このことは、ピッチの全域中に画質の向上する点がいくつか存在することを示している。このようにピッチと画質の関係はやや複雑であるが、ピッチが高くなるにつれて、アーチファクトが増加し画



ビームピッチ0.63

ビームピッチ0.66



ビームピッチ0.69
(T: 設定スライス厚)

図5・10 各ピッチによる展開図の比較(斜線はデータの軌跡)

ピッチのわずかな違いによりデータの粗密が変化する。