

基礎連続講座

CT講座

## CT検査の実際(1)

## - スキャンパラメータの設定 -

藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美  
藤田保健衛生大学病院放射線部 井田義宏

最近のCTの進歩は著しく、それがどんな特性を持つかが多く報告されている。この基礎CT講座でも、ヘリカルスキャン、マルチスライスCT、そして最新のCT技術について機器工学的に解説してきた。では、それらの最新装置、最新技術を臨床の場で使用する場合、どのように使ったらよいか。最新のすばらしい装置だからどんな撮り方をしても最高の画像を得られるとは思っていないであろう。装置の特性を十分に理解したうえで、その特性を駆使することにより、最良の画像を得ることができる。そしてそれが患者さんにとって最大の利益になる。

今回から2回にかけて「CT検査の実際」と題して、スキャンパラメータの設定方法、造影剤注入法など、実際の臨床のテクニックについて解説していきたい。

### 1. ヘリカルスキャンにおけるスキャンパラメータの変化

臨床での機器操作において、従来のノンヘリカルスキャンからヘリカルスキャン(マルチスライスCTも含めて)で変化したこと、それはスキャンパラメータの変化であろう。ノンヘリカルスキャンでは1回のスキャンで管電圧、管電流、スキャン時間、それにスライス厚の設定をして、1画像ごとのスキャンが行われてきた。ヘリカルスキャンの登場により、スキャンは体軸方向に連なった一連のものとなり、その設定による画像の変化にも気をつける必要が発生した。また、マルチスライスCTに至っては、装置の画像再構成方法が複雑で、現在も進展中である。どんな効果があるかについても装置ごとに気をつけなければならない状況である。

ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャンにおけるスキャンパラメータはTableのごとくである<sup>1)</sup>。ヘリカルスキャンの登場により設定すべきスキャンパラメータが増加したことが分かる。ここでは、それぞれのスキャンパラメータについて、「スキャン方式共通の設定パラメータ」と「スキャン方式により異なる設定パラメータ」に分けて解説する。

### 2. スキャン方式共通の設定パラメータ

ここでは、ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャンで共通の特性を持つ項目について解説する。

#### 2-1 X線管電圧、X線管電流

これらのパラメータはCTのみならず、デジタルX線画像構築には共通で基本的なものである。式(1)は画像ノイズとX線光子数の関係を表す式である。管電流を増加させるとX線光子数の増加により画像ノイズが減少する。式(2)は制動放射X線の強度を表す式である。管電圧を高くするとX線強度が増し、検出器に到達するX線光子数の増加により画像ノイズが減少するが、組織間のX線減弱係数の差は小さくなる。したがって管電流は組織コントラストを維持した状態で画像ノイズを減少させるのでS/Nは改善される(この場合体内の線質硬化は考えない)。また、ある程度CT値差のある対象物ではX線強度が管電圧の2乗に比例することから、画像ノイズ減少の効果が大きくなりコントラスト検出能の改善が見込める場合もある。しかしCT値差の小さい対象物の場合、例えば脳の白質と灰白質などでは高電圧は不利である。Fig. 1に管電圧の違いによるCT画像を示す。管電圧120kVと管電圧

Table CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン	ヘリカルスキャン
管電圧	管電圧
管電流	管電流
X線管回転速度	X線管回転速度
収集スライス厚	収集スライス厚
画像再構成関数	画像再構成関数
視野(FOV)	視野(FOV)
撮影範囲	撮影範囲
スキャン間隔	画像再構成間隔
	再構成スライス厚
	ヘリカルピッチ
	補間再構成法

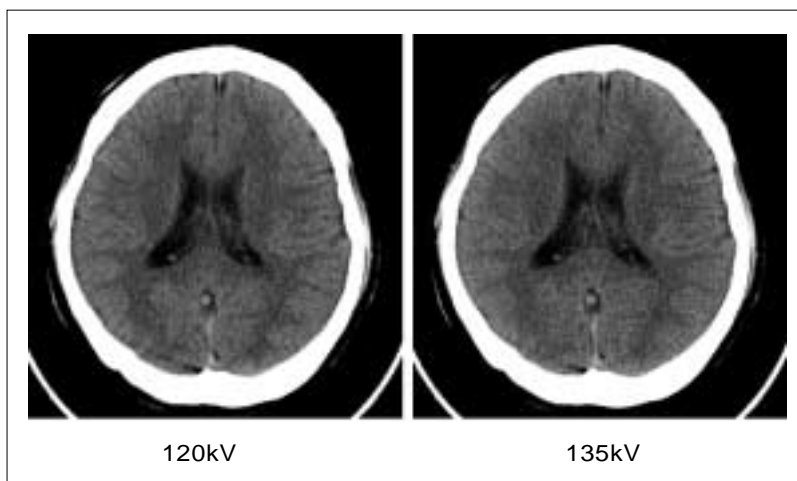


Fig. 1 管電圧とコントラスト  
CTDIはほぼ同一であるが、120kVのほうが白質 - 灰白質の識別が容易である。

135kVを比較した場合、120kVのほうがコントラスト分解能に優れ、白質と灰白質の識別が容易である。

$$n \propto 1/p^{1/2} \dots\dots\dots(1)$$

$n$  : 画像ノイズ

$p$  : X線光子数

$$I = K \cdot v^2 \cdot i \cdot Z \dots\dots\dots(2)$$

$I$  : X線強度

$K$  : 定数

$v$  : X線管電圧

$i$  : X線管電流

$Z$  : 物質の原子番号

## 2-2 スライス厚

CTのスライス厚は体軸方向に切り出されたX線ビーム幅もしくはマルチスライスCTでは検出列の幅により決まる。スライス厚が厚い場合、多くの光子が検出器に到達し、画像ノイズは減少する。しかし、パーシャルボリューム効果が大きく影響し、体軸方向の空間分解能が劣化する。逆に、スライス厚が薄い場合、パーシャルボリューム効果の影響は小さく、体軸方向の空間分解能が向上するが、画像ノイズは増大する。臨床では、検査の目的に応じたスライス厚の設定が重要となってくる。

厳密には、スライス厚は二種類定義される。画像化される体軸方向のスライス感度分布から導かれる「感度分布のスライス厚」と、照射されたX線ビーム幅の線量分布から導かれる「線量分布のスライス厚」である。画質について論ずる場合、スライス感度プロフ

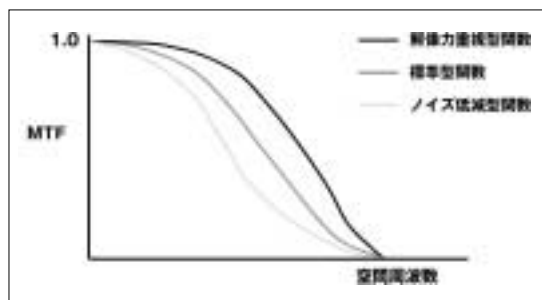


Fig. 2 再構成関数と空間分解能 (MTF)  
画像再構成関数により画像の空間分解能を操作することができる。

ール (slice sensitivity profile : SSPz) による「感度分布のスライス厚」が重要であるが、線量を論ずる場合、線量プロファイル (dose profile) による「線量分布のスライス厚」が重要となる。

## 2-3 画像再構成関数

画像再構成関数はフィルタ、カーネルと呼ばれることもある。画像再構成関数の変更により、画像の空間周波数の調整を行うことが可能である。Fig. 2に画像再構成関数とMTFの関係を示す。一般に、高域強調関数は良好な解像特性を有するが、画像ノイズも増加させる。高域強調関数は骨や肺野で用いられる関数である。また、過度の強調は臓器の辺縁にアンダーシュートを引き起こすので注意が必要である (Fig. 3)。

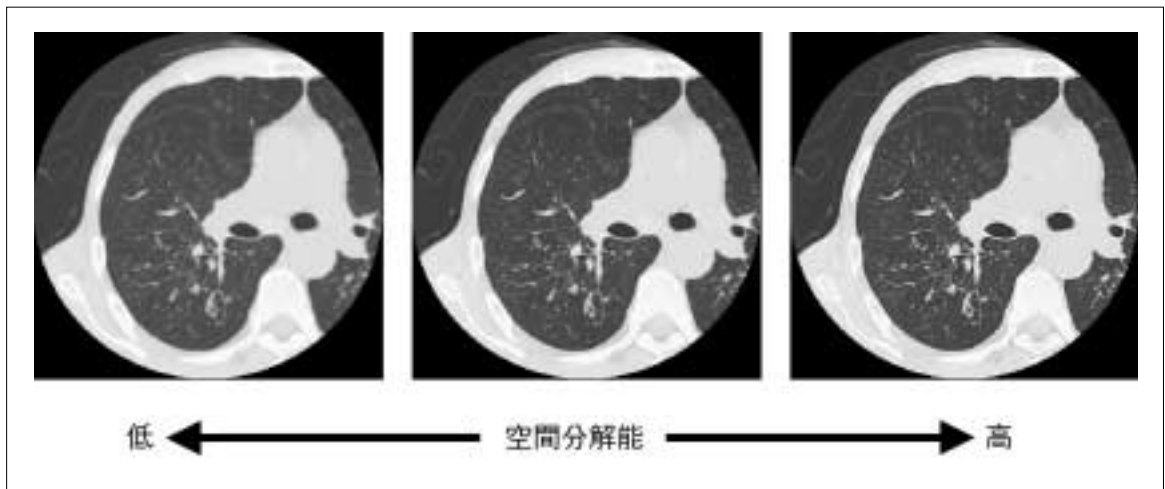


Fig. 3 高空間分解能関数の違いによるCT画像の変化  
右端の画像は過剰な強調のため、肺の辺縁にアンダーシュートが起きている

#### 2-4 有効視野 (field of view : FOV)

現在、市販されているほとんどのCT装置のマトリクス数は512×512である。したがってFOVを小さく再構成すればピクセルサイズも小さくなり解像特性は向上する。しかし装置固有の空間分解能の限界は検出器の開口径と焦点サイズ、焦点 - 検出器距離、サンプリング間隔 (view数) などで決定されるため、拡大再構成による空間分解能の向上には限界がある。

### 3. スキャン方式により異なる設定パラメータ

ここでは、ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャンで異なった特性を有する項目、ヘリカルスキャン特有の項目について解説する。

#### 3-1 ヘリカルピッチ

ヘリカルピッチはX線管1回転あたりの寝台移動距離の指標である。近年、マルチスライスCTの登場によって、この定義が変化してきているのも事実である。現在までに使用されている表記とこれから使用されるであろう表記を述べておく (Fig. 4, Fig. 5)。

##### 3-1-1 検出器列によるヘリカルピッチ

従来から用いられている表記である。X線管1回転あたりに1列の検出器幅の何倍寝台が移動するかを示したもので、画像再構成理論やヘリカルピッチと画質の関係を考えるのには良い表記方法である。ディテクタピッチとも呼ばれる。

##### 3-1-2 使用検出器列の総和によるヘリカルピッチ

近年、マルチスライスCTの多列化により用いられ始めた表記方法である。X線管1回転あたりに使用検

出器列の総和、つまり、X線ビーム幅の何倍寝台が移動するかを示したもので、X線の利用率や被曝を考えるのに有利である。ビームピッチとも呼ばれる。ディテクタピッチを検出器の列数で除した数値がビームピッチとなる。

ヘリカルピッチと画質については本講座(4)にて詳細は述べてあるので割愛するが、ヘリカルピッチの変更が実効スライス厚や画像ノイズ、ヘリカルアーチファクトを変化させるので注意が必要である。装置によっては実効スライス厚を均等に作る機構を有するものもある。この場合、画像ノイズなどは変化する。ヘリカルピッチの変化で何が変化し、何が変化しないか、知っておくことが重要である。

#### 3-2 スキャン時間

X線管 - 検出器の回転速度が速いほど1画像を再構成するデータ収集時間が短くなり、臓器の動きなどからなるモーションアーチファクトは減少する。しかし、管電圧、管電流、スライス厚など、他のパラメータが同じなら、スキャン時間の短縮により照射されるX線量も減少するため画像ノイズは増加する。スキャン時間も画像ノイズに関連する要素と認識すべきである。

本講座(9)の性能評価の章で説明したように、スキャン方式によって時間分解能は変化する。また、マルチスライスCTでヘリカルスキャンを行った場合でも特有の変化が現れることが分かってきた。回転速度だけでは時間分解能は決定しないことにも留意すべき。装置の画像再構成方法、ヘリカルピッチなどにより時

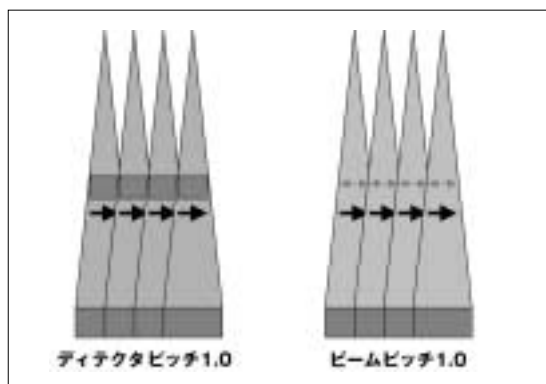


Fig. 4 ディテクタピッチとビームピッチの比較(シングルスライスヘリカルスキャン)  
シングルスライスヘリカルではディテクタピッチとビームピッチは等しい。

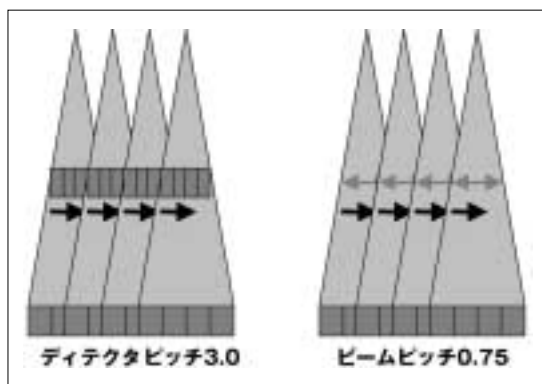


Fig. 5 ディテクタピッチとビームピッチの比較(マルチスライスヘリカルスキャン)  
マルチスライスヘリカルではディテクタピッチとビームピッチは異なった値となる。ディテクタピッチを検出器の列数で序した値がビームピッチとなる。

間分解能は変化する。

### 3-3 画像再構成方式

詳細は以前の章で述べてある。シングルスライスヘリカルスキャンでは対向データを用いた直線補間が主流である。また、4列までのマルチスライスヘリカルスキャンでは多点補間とZ軸フィルタが用いられている。8列や16列以降は各社方式が異なっており画像の特性も異なると予想される。このパラメータも実効スライス厚や画像ノイズ、ヘリカルアーチファクトを変化させる。

### 3-4 画像スライス厚

従来のノンヘリカルスキャンでは画像のスライス厚はスキャン時のビームコリメーションで決定されていた。また、シングルスライスCTのヘリカルスキャンでも同様で、スキャン後にスライス厚を変化させるなどということは不可能であった。これがマルチスライスCTを用いた場合、画像のスライス厚をスキャン終了後に自由に变化させることが可能となった。

まず、マルチスライスCTでノンヘリカルスキャンを行った場合、多列の検出器データをまとめて厚いスライス画像を容易に得ることができる。これは画像スタック(重ね合わせ)というよりもデータスタックである。

次にマルチスライスCTでヘリカルスキャンを行った場合、体軸方向には複数の螺旋状の投影データが存在し、それをフィルタリングすることにより、画像のスライス厚を自由に調整することが可能になる。ただし、スキャン時のスライス厚よりも薄くすることは困難である。

## 4. 臨床におけるプロトコルの作成の考え方

これまでに述べてきたスキャンパラメータを駆使して、臨床プロトコルの作成をしていくわけであるが、部位、疾患、装置の性能によりプロトコルは変化する。また施設ごとの診療形態によってもプロトコルは変わるので、それぞれの施設でプロトコルの最適化がなされるべきである。

## 5. プロトコルの具体的作成

ここでは、実際に臨床で行うプロトコルの具体的な作成法について述べる<sup>2,3)</sup>。

### 5-1 スライス厚

まず目的臓器や疾患を描出するのに必要なスライス厚を決定する。数cmの目標臓器(疾患)を描出するのであれば10mmスライスで十分であるし1mm程度の目標臓器(疾患)であれば0.5mm厚という具合である。

### 5-2 線量

骨、肺野などのCT値差の大きいものを描出するには線量は少なくてもよい。逆に、脳実質、肝などは線量を多くし画像ノイズを抑えてコントラストを確保する。複数の臓器をスキャンする場合は線量の多く必要な部位にあわせることになるが、近年は、被写体のX線吸収値から部位ごとに線量を変化させる機構を持つ装置がある。この機構を利用することにより各部位に適切な照射線量でスキャンできるため、積極的に使用すべきと考える。

### 5-3 画像再構成関数

数多くある画像再構成関数は、主に頭部用、骨・肺

野用，他の軟部組織用に分けられるが，そのなかでもいくつかの種類がある．画像再構成関数により，コントラスト分解能，空間分解能が変化するので，目的臓器や疾患，検査目的に合わせ選択することが基本となる．装置の出力の制限や，体格の大きい被検者などによるノイズの増加を抑えるような利用法もある．

#### 5-4 スキャン時間

頭部や脊椎など，呼吸運動の影響がほとんどない部位ではスキャン時間が長くても差し支えないが，躯幹部ではスキャンにあわせて呼吸停止をするため，呼吸停止可能な時間以内で1回のスキャンが終了するようにする．高速の装置であれば1回の呼吸停止でほとんどの臓器をスキャンできるが，そうでない場合は，1回のスキャン時間を10秒程度に抑え，数回から数十回に分けて繰り返しスキャンを行う．

#### 5-5 ヘリカルピッチ

4列，8列，16列などのマルチスライスCT装置では，ヘリカルピッチの選択により，得られる画像の特

性が異なる．スライス厚，ノイズ，アーチファクトの特性から，画質重視と速度重視のヘリカルピッチが存在する．検診，存在診断，質的診断など目的に応じて使い分けの必要がある．基本的にはヘリカルピッチを増大させることにより，検査の短時間化が可能になるわけではあるが，それによる影響についても熟知しておく必要がある．

#### 6．まとめ

X線CT装置が基本的にX線の吸収差を利用していること，デジタル画像処理を利用していることは装置の新旧を問わず変わらない．データ収集や再構成方式が変化しても，その特性を捉えれば，臨床応用も混乱せず理解しやすいであろう．装置メーカーの派手なプレゼンテーションに惑わされず，冷静に装置と向き合えば，おのずと，その施設における最良の使用方法が分かってくると思う．

次回「CT検査の実際(2)-造影剤の使用法とウインドウ設定-」

#### 参考文献

- 1)辻岡勝美：CT自由自在．メジカルビュー社，(2001)．
- 2)山下康行(編著)：極めるマルチスライスCT．中外医学社，(2001)．

- 3)安野泰史，辻岡勝美，他：デジタルイメージングの落とし穴(CT & MRI編)．医療科学社，(1999)