

誌上講座

マルチスライスCTの原理



藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美

まえがき

X線CTの新しい動きとしてマルチスライスCTの出現がある。ここ1, 2年の研究会, 学会でも多くの発表があり, その有用性については広く理解されてきていると思う。しかし, これは先のヘリカルスキャンにもいえることではあるが, あまりにも臨床的なインパクトが強く, 技術的, 物理的特性の解明は同時進行, あるいば「後追い」の傾向もある。臨床的な有用性は検査を行うためには最も重要な要素ではあるが, 特性を理解すれば, さらによいパラメータ設定に気付くかもしれない。また, 新しいスキャン技術の出現もあるかもしれない。今回, それらの検討, 研究の対象, あるいば「おさらい」として, マルチスライスCTの基礎知識について解説する。

1. マルチスライスCTの構造

マルチスライスCTは単に検出器が複数になっただけではない。それに伴い, 画像再構成方法, さらにZ軸フィルタと, 新しい技術が開発されて現在に至っている。本章では, マルチスライスCTの検出器の構造, 画像再構成方法, Z軸フィルタについて解説する。

1-1 検出器

マルチスライスCTの第一の構造的特徴は多数列検

出器である。従来のシングルスライスCTでは多数個の検出器が1列に並んでいた。この多数個の検出器をチャンネルといていた。マルチスライスCTではチャンネル方向に並んだ検出器が多数列に並ぶ格子状となっている。現在は製造会社メーカによってその分割方式が異なる。この多数列に並んだ検出器の列の方向をエレメント方向と呼ぶ。現在, エレメント方向にはメーカにより, 検出器が8~32列に分割されている。検出器の構造は均等型, 不均等型に分けられる(Table)。ただし, スキャン時にすべての検出器から投影データが取り出せるというわけではなく, 現在は各メーカとも四つのDAS(data acquisition system)により, 4列の投影データが取り出される。ただし, 検出器の組み合わせにより, 検出器列を束ねた状態で投影データが取り出される。シングルスライスCTではスライス厚がX線直下のコリメータと検出器直前のビームトリマにより制御されていたのに対し, マルチスライスCTでは, X線ビームの幅はコリメータで制御されるが, 最終的なスライス厚は検出器の束ね方で制御される(Fig. 1)。

従来のシングルスライスCTとマルチスライスCTとで, 検出器の特性はどのように異なるであろうか。ここではシングルスライスCTの代表機種として東芝Vigorのデータを, マルチスライスCTの代表機種として東芝Aquilionのデータを挙げる。Fig. 2にシングル

Table 現在稼働している代表的なマルチスライスCTにおける検出器の比較。

方式	装置名	エレメント数 (検出器幅)	DAS数	チャンネル数	備考
均等型	GE LightSpeed QX/i	16列 (20mm)	4	912ch	
均等型 ハイブリット	Toshiba Aquilion Multi	34列 (32mm)	4	896ch	
不均等型	Siemens Volume Zoom	8列 (20mm)	4	672ch	最外端をビームトリマでコリメーション
不均等型	Marconi Mx8000	8列 (20mm)	4	672ch	最外端をビームトリマでコリメーション

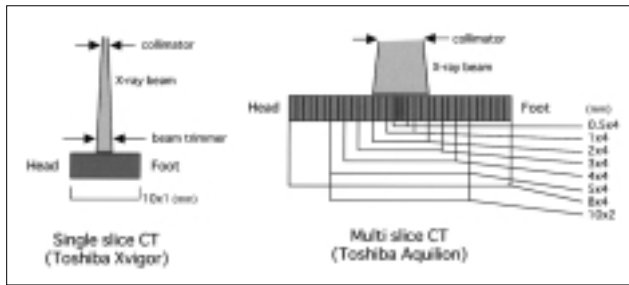


Fig. 1 シングルスライスCTとマルチスライスCTにおけるコリメーションの比較.

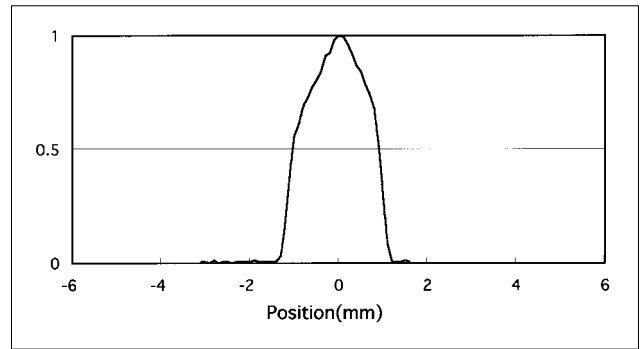


Fig. 2 シングルスライスCT装置におけるノンヘリカルスキャン時のSSPz(2mm).

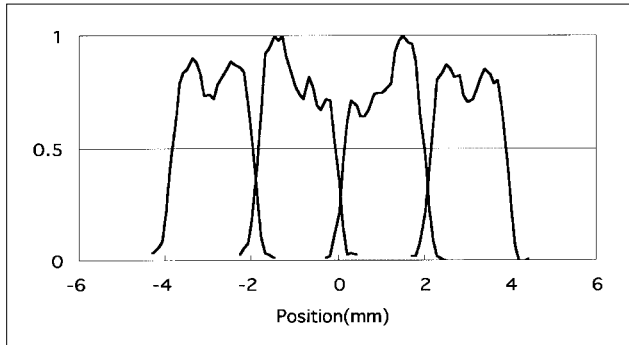


Fig. 3 マルチスライスCT装置におけるノンヘリカルスキャン時のSSPz(2mm×4列).

スライスCT(東芝Vigor)におけるノンヘリカルスキャン時のSSPz(slice sensitivity profile at Z-axis)を示す. シングルスライスCTでは検出器の構造のため, SSPzの裾が広がる傾向がある. この現象は薄いスライス厚の時に顕著である. そのため, 薄いスライス厚の場合, 検出器の直前にビームトリマを設け, SSPzの成形が行われる. ビームトリマを設けた場合, 画像としてはSSPzが鋭くなり, 高空間分解能となるが, 患者への無駄な被曝が問題となる. Fig. 3はマルチスライスCT(東芝Aquilion)におけるノンヘリカルスキャンのSSPzである. 被写体を透過したX線が検出器の元素間とのセパレータにより分割されるため, 鋭く, 矩形に近い形状となる. このように, マルチスライスCTの検出器は体軸方向について高い空間分解能を有しているといえる.

1-2 画像再構成

マルチスライスCTではその名称のとおり, 1回のスキャンで多数(現在は4列)の画像を得ることができる. しかし, 臨床でその性能をより有効に引き出すためにはマルチスライスヘリカルスキャンが行われるべきである. 従来のシングルスライスヘリカルスキャンが一重らせんであったのに対し, マルチスライスヘリカルスキャンは多重らせん(現在は四重らせん)である. この場合, 画像再構成を行うための投影データ

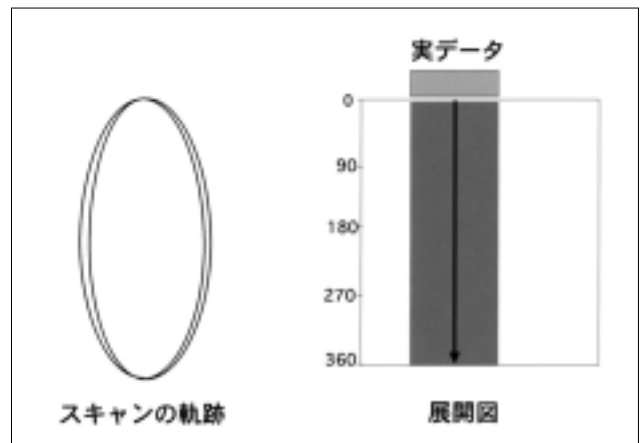


Fig. 4 シングルスライスCT装置におけるノンヘリカルスキャンの展開図.

は, 1~4列目の検出器のいずれかが使われる. ここで理解を深めるために用いられるのが「展開図」と呼ばれるものである. 展開図は横軸を寝台位置, 縦軸をスキャン角度としたもので, 各検出器のらせん運動を平面上に表すことができる. Fig. 4はシングルスライスCTにおけるノンヘリカルスキャンの展開図である. スキャンは1回転で終了し, その間に寝台移動はないため, 展開図は縦一直線となる. Fig. 5はヘリカルピッチ1, 180度補間のシングルスライスヘリカルスキャンにおける展開図である. ヘリカルピッチとはスライス厚に対するX線管1回転中の寝台移動距離の比である. また, 180度補間是对向した投影データを利用する画像再構成法である. この場合, 目的断面を再構成するためには, 展開図上の太い線の範囲の投影データが使用される.

ここで, マルチスライスCTによるヘリカルスキャンを考えてみよう. マルチスライスヘリカルスキャンにおけるヘリカルピッチは1列の検出器幅に対するX線管1回転の寝台移動距離の比である(4列の検出器幅に対する寝台移動距離ではないことに注意). Fig. 6

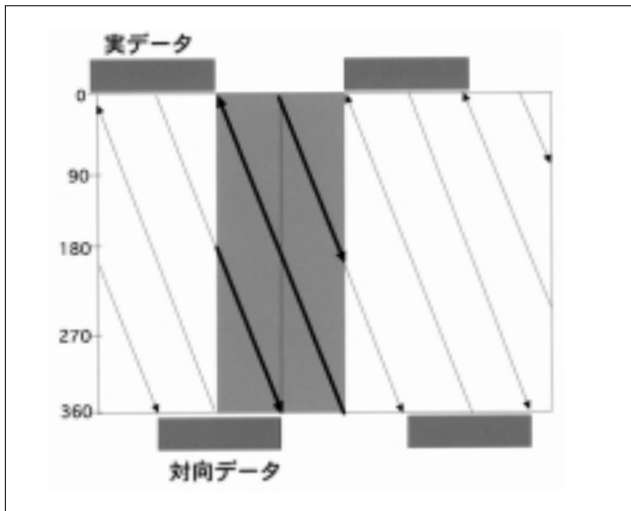


Fig. 5 シングルスライスヘリカルスキャンにおける展開図(ヘリカルピッチ 1, 180度補間).

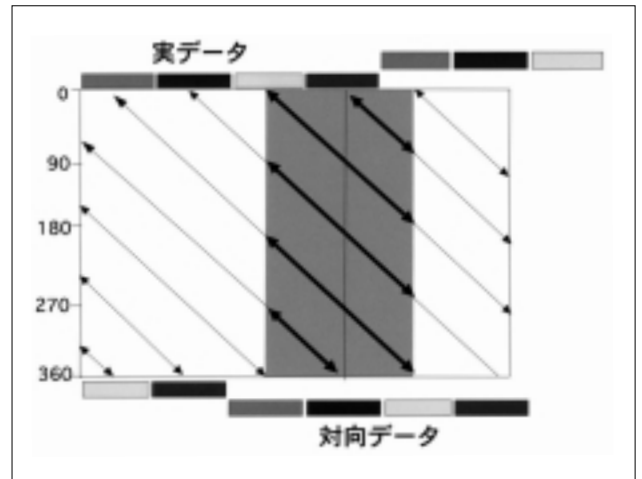


Fig. 6 マルチスライスヘリカルスキャンにおける展開図(ヘリカルピッチ 4).

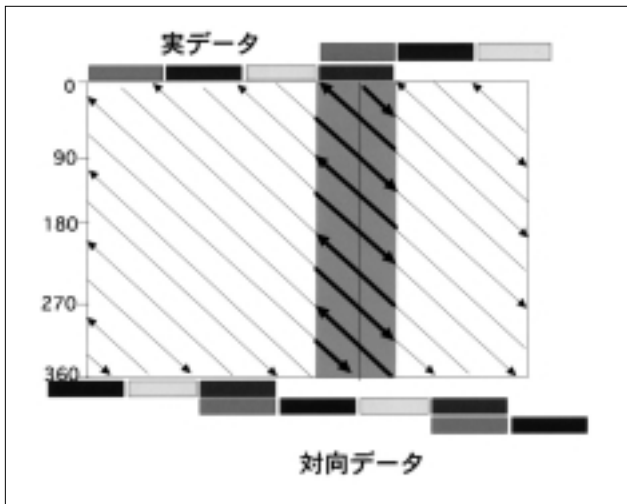


Fig. 7 マルチスライスヘリカルスキャンにおける展開図(ヘリカルピッチ 3).

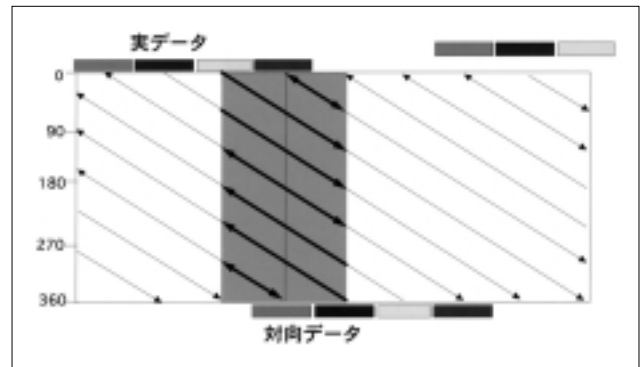


Fig. 8 マルチスライスヘリカルスキャンにおける展開図(ヘリカルピッチ 6).

はヘリカルピッチ 4 の展開図である(基本的にマルチスライスヘリカルスキャンでは180度補間が使用される)。対向データは実データに重なっている。このときの画像再構成に使用される投影データは太線の範囲であり、結果的に検出器の幅より厚いスライス厚となる。そこで、Fig. 7, 8にヘリカルピッチ 3 および 6 の展開図を示す。対向データと実データは同一軌跡をとることがなく投影データが高密度で存在することが分かる。このような場合、目的断面を得るための投影データはなるべく目的断面に近いものが使用され、結果的に、薄いスライス厚が可能となる。

マルチスライスCTの特徴としてノイズ特性が良好なことも特筆すべきことである。従来のシングルスライスヘリカルスキャンでは画像再構成に使用される投影データは等間隔で、薄いスライスを得ようとした場

合、ノイズの増加が問題となっていた。マルチスライスヘリカルスキャンの場合、投影データは不均等な場合があるものの、細かく存在する。また、画像再構成で決定されるスライス厚より内側に複数の投影データが存在することもある。これにより画像ノイズの低下がみられる。

1-3 Z軸フィルタ

マルチスライスCT特有の機能としてZ軸フィルタがある。これはマルチスライスCTの体軸方向の連続性を利用するもので、従来、画像再構成は決められた投影データでのみを利用して行われていたのに対し、マルチスライスCTでは、体軸方向に連続したデータによりフィルタリングを行い、その後、画像再構成を行う。この手法により、スキャン時のX線コリメーション(検出器の選択)以外のスライス厚設定が可能となる。また、フィルタリングの形状を変化させることにより従来にはないスライス形状の実現の可能性もあ

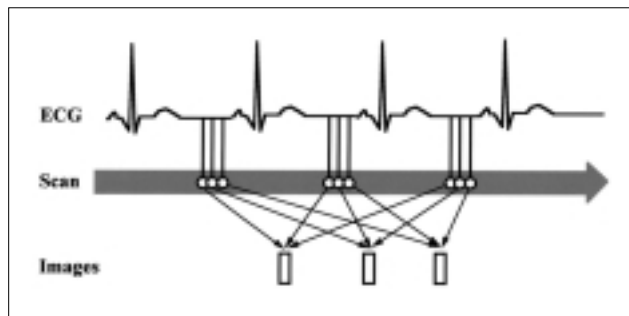


Fig. 9 分割式心拍同期再構成 .

る .

マルチスライスCTにおける画像スライス厚は、スキャン時のX線コリメーション(検出器)、ヘリカルピッチ、Z軸フィルタの三つの要素に依存する。特に、Z軸フィルタの特性に関する研究は最近始まったところである。

2. マルチスライスCTのアプリケーション

マルチスライスCTの開発に伴って、多くの新しいアプリケーションが開発されている。ここでは、そのなかでも代表的なものを挙げて解説する。

2-1 CT透視

連続回転CTではCT透視が可能である。これは、CTスキャンを行いながらリアルタイムで画像再構成を行うものである。本技術ではスキャンと画像表示のタイムラグを極力なくするために複雑な画像処理は行われなない。そのぶん、X線TVのCT版ともいえるような画像表示が可能となる。スキャンを終了後、詳細な画像処理を通常どおり行うこともできる。この技術が臨床で最も有効であるのがCT下穿刺である。従来のCTでは位置決め・穿刺・確認スキャンと時間をおいて行われていたものが、CT画像を見ながら行えるとなれば、検査時間の短縮、安全性の向上も期待できる。

マルチスライスCTにおけるCT透視の利点として多断面性が挙げられる。従来のシングルスライスCTではスライス面から外れた場合、頭方、足方のどちらに針先があるかの判定が困難であった。マルチスライスCTでCT透視を行った場合、多列に設置された検出器により複数の画像が同時に観察できるため、針先位置の判定が容易になる。

2-2 造影タイミング同期スキャン

CT透視技術の同類の技術として造影タイミング同期スキャン機構がある。いわゆるリアルプレップと呼ばれるものである。

従来から、CT検査における造影タイミングの決定

は難しいものとされてきた。それは、患者により、静脈から注入された造影剤が目的臓器に達するまでの時間に差があるからである。マルチスライスCTでは、その短時間スキャン能により良好な造影効果が期待できる。その反面、従来のシングルスライスCTに比べ高精度な造影剤注入技術が必要となる。

造影タイミング同期スキャンでは指定部位のCT値の変化をCT透視技術で監視し、指定されたCT値以上になったところでスキャンを開始する。この技術により、特異的に血流循環の遅い患者においても最適な造影剤注入タイミングでのスキャン開始が可能となる。

2-3 心拍同期再構成

マルチスライスCTにおける新しいアプリケーションとして分割式心拍同期再構成がある。これはセグメント心拍同期再構成とも呼ばれる。マルチスライスCTでヘリカルスキャンを行った場合、体軸方向に細かく連続した投影データが存在する。本技術では、心臓の拍動信号に同期させてこれらを分割使用し、画像再構成を行う。複数の心拍中の投影データを用いて画像再構成を行えば、1枚の画像のための心拍内の時間は短くなる(Fig. 9)。

3. マルチスライスCTの臨床的利点

マルチスライスは多くの臨床的利点を有している。本章では、マルチスライスCTの臨床的利点についてまとめる。

3-1 広範囲、短時間スキャン

マルチスライスヘリカルスキャンの最大の利点として、広範囲スキャン、短時間スキャンがある。複数の検出器をもつことにより、従来のシングルスライスヘリカルスキャンではヘリカルピッチが1.5~2までと制限されていたのに対し、マルチスライスヘリカルスキャンではヘリカルピッチを6程度まで速くすることができる。シングルスライスヘリカルスキャンと比較した場合、設定スライス厚が同じならば、およそ3分の1の時間でスキャンが終了する。また、同じ検査時間ならば、設定スライス厚をおよそ3分の1にすることができる。

例えば、スキャン範囲が30cmの肺野の場合、シングルスライスヘリカルスキャンで設定スライス厚10mmでヘリカルピッチ1.5の場合、スキャン時間は20秒間であった。マルチスライスヘリカルスキャンでは設定スライス厚を5mmとして、ヘリカルピッチ6で10秒間、設定スライス厚を2mmとした場合でも、ヘリカルピッチ6ならば25秒間で検査を終了することができる(Fig. 10)。後者のスキャン条件ならば、三次元

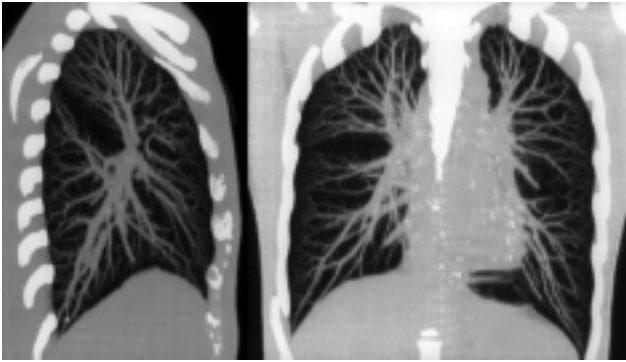


Fig. 10 マルチスライスヘリカルスキャンを用いた肺野のMPR表示(2mmスキャン, スキャン時間18秒間).

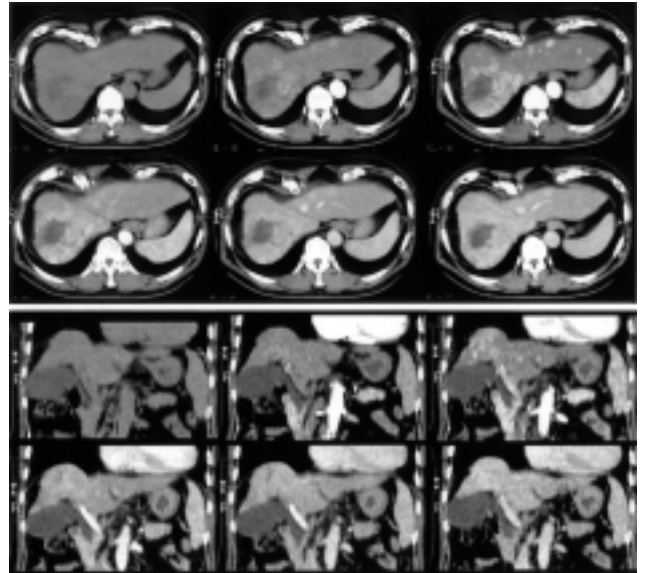


Fig. 11 マルチスライスヘリカルスキャンを用いた腹部多時相スキャン(6時相).
上: 軸位断画像, 下: 前額断MPR表示.

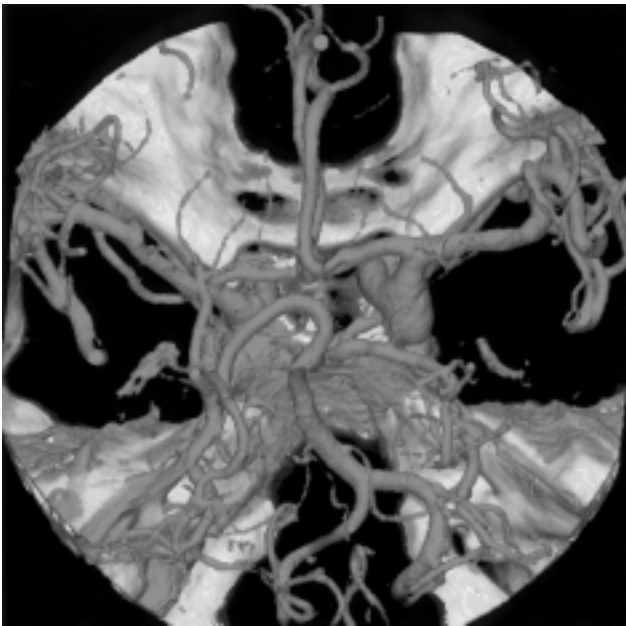


Fig. 12 0.5mmスライス厚による三次元表示.

表示も十分可能な空間分解能を有する.

造影スキャンにおいても短時間性は威力を発揮する. 従来のスキャン法では, ある範囲のスキャンに時間がかかっていたため, その時間だけ血中造影剤濃度を維持しておく必要があった. しかし, 短時間スキャンが可能となったことにより, 造影剤の注入も短時間で済み, 最終的に, 多時相の動態スキャンも可能となった(Fig. 11). ただし, このような場合, 造影剤注入のタイミングもシビアになり, 後述するリアルプレップのような新技術の導入も必要となる.

3-2 等方位性

マルチスライスCTでは, 非常に薄いスライス厚でスキャンが可能である. 最もスライス厚が薄いもので0.5mm厚×4列である. このような薄いスライス厚でスキャンを行った場合, スライス面方向(X-Y方向)と

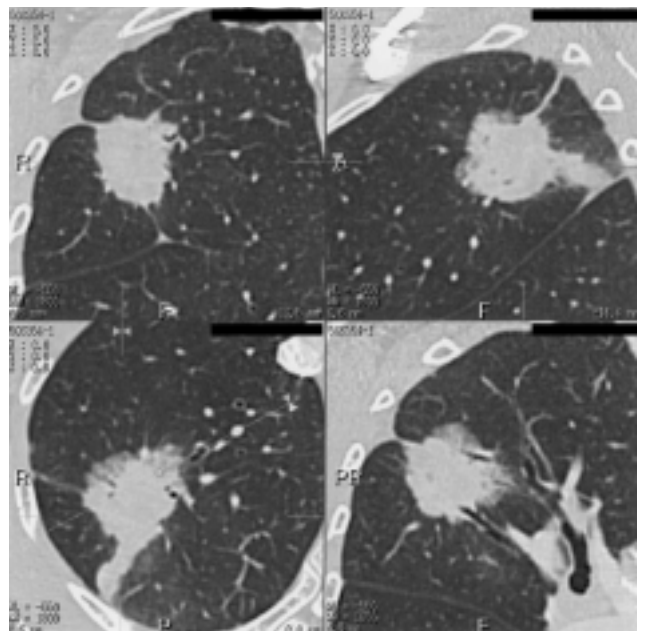


Fig. 13 0.5mmスライス厚によるMPR表示.

体軸方向(Z方向)の空間分解能がほぼ同じとなる. このように, X-Y-Zのすべての方向で同じ空間分解能をもつ状態を等方位性画像(isotropic data image)と呼ぶ. 等方位性画像の利点として三次元表示の高分解能化が期待できる(Fig. 12, 13). シングルヘリカルスキャン開発時では「きしめん現象」と呼ばれていた体軸方向への変形が現れなくなるのである. 等方位性の実現により, 三次元表示, 多断面変換表示(MPR)は臨床で多く利用されるものと考えられる.

3-3 四次元スキャン

心拍同期再構成の開発により画像の時間分解能は向上した。このような技術を利用して三次元画像を考えれば、「三次元+動態」の四次元CTが可能となる。四次元CTといっても完全なものではなく、心拍の動きに限定した状態での三次元+動態である。ただし、この技術の開発が、CTの新しい可能性を広げていくものとする。

4. マルチスライスCTの問題点

ここまでマルチスライスCTの利点について解説してきたが、マルチスライスCTに欠点がないわけではない。ただし、それらは絶対的に解決不可能な問題でもない。特性の理解、検査目的の理解によって、それらは解決することが可能であるし、それらをうまくコントロールすることこそがマルチスライスCT技術といえる。

4-1 複雑なパラメータ

マルチスライスCTではいろいろな方法でスライス厚を変化できる。これらは使いこなすことができれば大変有効な機能であるけれど、逆に複雑になったという見方もできる。ただし、複雑だからといって調節できる機能までも封印してしまうことはマイナスであ

る。操作者には希望の特性を引き出せるような知識が必要であるし、それを簡単に行えるような装置の開発も必要である。

4-2 膨大なデータ量

マルチスライスCTでは短時間の検査時間で膨大なデータが発生する。特に、三次元表示を目的としたとき、1日で数千枚の画像データを再構成することは日常茶飯事となる。このとき問題となるのが、そのデータをどのように観察するか、どのように整理し、どのように保管するかである。ここで考えられるのがCRT診断である。従来のフィルム診断では限界である。保管に関してもフィルムではなく、電子保管が有効である。そのためにシステムの構築、これも重要な検討項目になる。

5. まとめ

マルチスライスCTは臨床的に優れた有用性をもつ。これによって画像診断の精度が向上した。しかし、マルチスライスCTでは設定すべきパラメータも増え、それらの特性を十分に知ることが必要であることも分かってきた。今後、多くの会員がマルチスライスCTに興味をもち、研究を進められることを期待している。

参考文献

- 1) 辻岡勝美, 村松禎久, 塚越伸介, 他: マルチスライスCTとシングルスライスCTの性能比較. 映像情報 (M), 32(2), 78-87, (2000).

著者略歴

昭和31年	愛知県豊田市生まれ
昭和54年 3月	名古屋大学医学部付属診療放射線技師学校卒業
昭和54年 4月	名古屋保健衛生大学病院 (現: 藤田保健衛生大学病院) 放射線部勤務
昭和62年	藤田保健衛生大学衛生学部 診療放射線技術学科放射線計測学助手
現在	同大学放射線機器工学講師