

Helical-CT を用いた気管・主気管支の 3 次元 CT 再構成画像構築条件の基礎的検討

廣瀬 隆 史¹⁾ 赤田 壮 市¹⁾ 松野 直 徒²⁾
長尾 桓²⁾ 阿部 公彦¹⁾

¹⁾東京医科大学放射線医学教室

²⁾東京医科大学外科学第五講座

【要旨】 ヘリカル CT は従来の CT と異なり体軸を中心に連続的に螺旋状に撮影を行うので、体軸方向に切れ目のない連続データにより、3 次元 CT 再構成画像をより細密に短時間で得ることができる。しかしそれは撮影法、画像処理法により様々に修飾されるので、心停止直後の仔豚の気管・主気管支を対象に様々な条件で 3 次元 CT 再構成画像を構築し、最適な構築条件を検討した。結果として、最適な構築条件は、① 呼吸停止可能時間と希望する撮影範囲の関係から、まず寝台移動速度を決定し、② それをもとに計算された X 線ビーム厚の 1/2 倍とし、③ 再構成間隔は X 線ビーム厚に対して 1/2 を選択することが妥当と考えられた。④ 管電流は 200 mA 以上で、⑤ 縦隔用の再構成関数を用い、⑥ 補間法は 180 度であった。

はじめに

従来の Computed Tomography (CT) ではスキャンの始点と終点は一致しており、2 次元の画像収集法であるため隣り合ったデータに連続性が無く、3 次元再構成画像に凹凸が生じる。しかしヘリカル CT では向かい合った X 線管と検出器が患者の周囲を同じ軌道で連続回転し、この間に患者を乗せた寝台が一定速度で移動し撮影する^{1,2)}ため、30 秒弱の息止めで肺野全体を撮影することが可能になった³⁾。またデータには体軸を中心に螺旋状に得られ 3 次元的な連続性があるためスムーズな 3 次元再構成画像の構築が可能であり^{4,5)}、コンピューターの進歩により 3 次元画像処理がより短時間に細密に得られるようになった。特に胸部領域では空気が極めて低濃度に描出されるため、気管支壁や腫瘍などの軟部組織が周囲から明瞭に区別され、容易に 3 次元表示する事が可能であり、病変の立体的把握など 2 次元画像に付加する情報を提供する⁶⁾。

しかしそれは撮影条件や再構成条件により様々に修飾された画像となる。製品化された CT 装置では 3 次元 CT 再構成画像の平均的作成条件は設定されているが、臓器ごとの特異性は乏しく、患者の呼吸停止可能時間も十分に考慮されていない。特に中枢気道の最適な 3 次元 CT 再構成画像の構築条件を検討した研究は少なく⁷⁾、我々は心停止直後の仔豚を用い、さまざまな条件で気管・主気管支の 3 次元 CT 再構成画像を構築し、それらを比較することにより最適な構築条件を詳細に検討した。

方法および対象

対象としてはヒトの気管に近い構造を持つ仔豚を使用した。心停止直後の 1 頭の仔豚 (体重約 20 kg) の気管・主気管支を用い撮影条件や再構成条件を様々に変化させ、3 次元 CT 再構成画像を構築し、視覚的に比較検討した。

撮影に用いた CT 機種は東芝社製 X Force-SH であり、付属の work station である X tension にスライス

2001 年 11 月 9 日受付, 2002 年 1 月 15 日受理

キーワード: 気管・主気管支, Computed tomography (CT), ヘリカル CT, 3 次元再構成画像
(別刷請求先: 〒 160-0023 新宿区西新宿 6-7-1 東京医科大学放射線医学教室 廣瀬隆史)

データを転送し気管・主気管支の3次元CT再構成画像を構築した。

検討項目は、撮影条件についてはX線ビーム厚、寝台移動速度、管電流、再構成条件については再構成間隔、再構成関数、補間法である。尚、3次元表示にはサーフェスレンダリング法を用いた。

X線ビーム厚はCT装置の設定可能な1, 2, 3, 6 mmの4種類を用いた。寝台移動速度は最低移動速度からCT装置側の限界までの、1, 2, 3, 5 mm/sec, の4種とした。再構成間隔はCT装置側の限界である0.3 mmからその十倍までの0.3, 0.5, 1, 2, 3 mmの5種に変化させた。管電流は設定された50, 100, 150, 200, 250 mAの5種。再構成関数は縦隔条件と肺野条件を比較し、補間法は180度補間法と360度補間法を検討した。

3次元CT再構成画像は3名の放射線科医が1から4点まで4段階に評価し、平均点をその画像の評価点数とした。(1点=使用は困難, 2点=大きな病変には使用可能, 3点=通常の病変には使用可能, 4点=微少な病変でも問題ない)。

結 果

1) X線ビーム厚は薄い方が画像は良好となった (Table 1)。1, 2, 3 mmでは視覚的に大差ない画像であったが、1 mmでは信号/量子雑音比が低く、気管内腔壁は粗造化した。逆に6 mmでは滑らかであるが細かい変化が不明瞭となった (Fig. 1)。

2) 寝台移動速度はより遅い方が画像は良好となった (Table 2)。X線ビーム厚に対し寝台移動速度が2倍 (2 mm) までは視覚的に大差なく、微細な所見が描出された。しかしX線ビーム厚の3倍以上の寝台移動速度 (3および6 mm) になると2倍までと比較し画質の低下をきたし、気管内腔壁の細かい所見は不明瞭であった (Fig. 2)。

3) 管電流に関しては、良好な気管支の3次元CT

Table 1 Effect of detector collimation

Detector collimation (mm)	1	2	3	6
Average point	3.0	3.3	3.0	2.3

Table 2 Effect of table speed

Table speed (mm/sec)	1	2	3	6
Average point	3.3	3.3	3.0	2.7

Table 3 Effect of tube electric current

Tube electric current (mA)	50	100	150	200	250
	2.7	2.7	3.0	3.3	3.7

Table 4 Effect of reconstruction interval

Reconstruction interval (mm)	0.3	0.5	1	2	3
	4.0	4.0	3.3	3.0	2.7

Table 5 Effect of algorithm

Algorithm	lung	mediastinum
	1.3	3.7

Table 6 Effect of interpolation method

Interpolation method (degree)	180	360
	3.7	3.3

再構成画像を得るためには200 mA以上が必要と考えられた (Table 3)。低電流ほど気管支内腔壁が粗造となった (Fig. 3)。

4) 再構成間隔はより薄い方が段差の少ない滑らかな画像となった (Table 4)。特に再構成間隔はX線ビーム厚の1/2以下 (0.3, 0.5 mm) では、スライス面に斜走している右主気管支にも段差は認められなかったが、0.3と0.5 mmでは視覚的な差異は無かった。1 mmではスライス面に垂直な気管は良好に描出されたが、右主気管支は1 mmの間隔で階段状となった (Fig. 4)。

5) 肺野用の再構成関数よりも縦隔用の再構成関数が良好な画像となった (Table 5)。肺野用の再構成関数では量子雑音の多い画像で、気管支内腔壁の評価は不可能となった (Fig. 5)。

6) 補間法は360度よりも180度の方が空間分解能の良好な画像となり、内腔壁のわずかな変化も良好に描出された (Table 6) (Fig. 6)。

考 察

1. X線ビーム厚について

薄いX線ビーム厚を用いることが、良好な3次元CT再構成画像を得るために必要であった。それはX線ビーム厚が厚くなるほど部分体積現象効果が大き

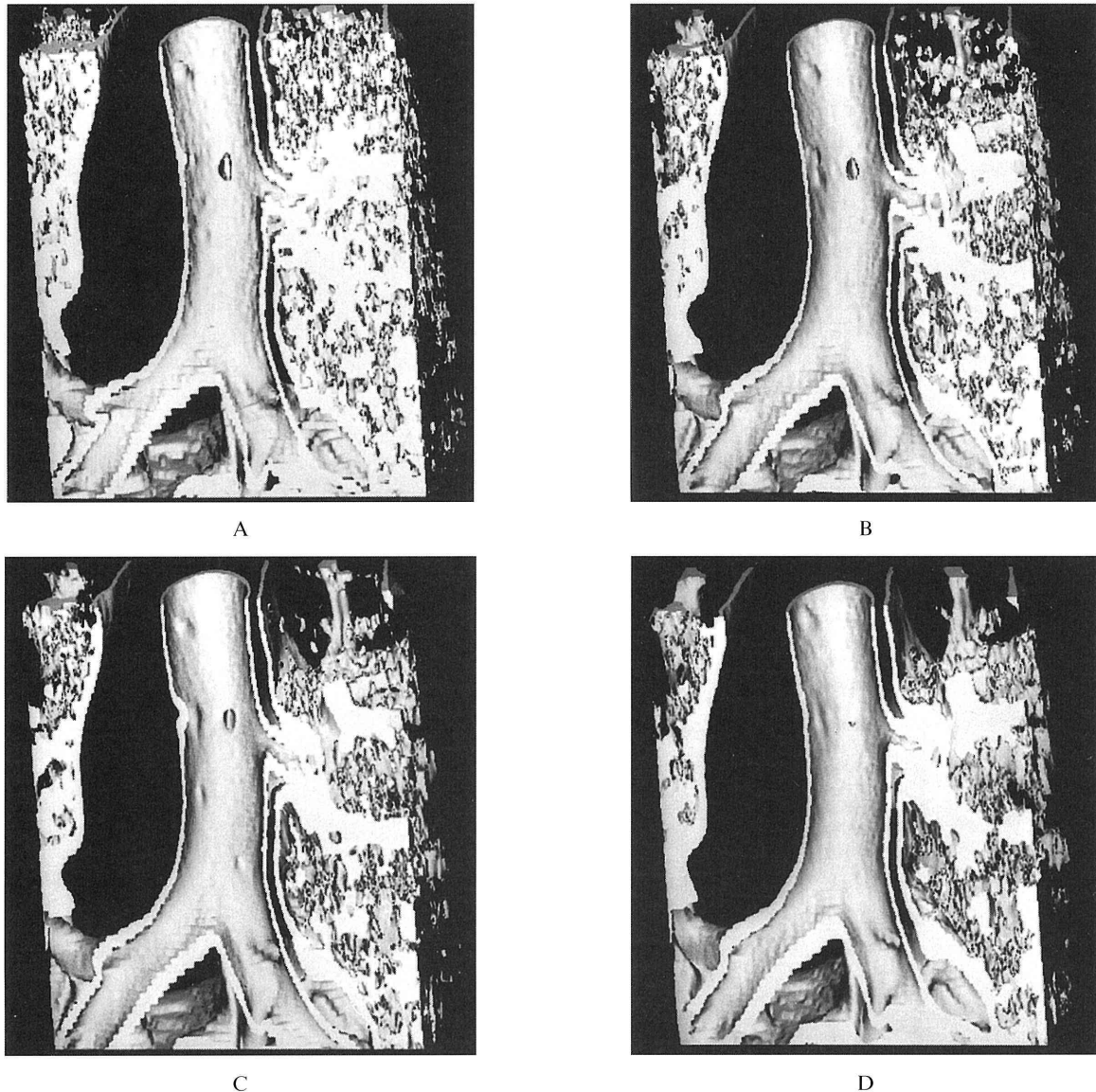


Fig. 1 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in detector collimation; A=1, B=2, C=3 and D=6 mm. (3 mm/sec table speed, 1 mm reconstruction interval) As the detector collimation is thinner, the 3D image improves. The internal lumen of the central airway is roughly depicted in 1 mm intervals. Although the internal lumen surface of the central airway is smooth, detailed changes are unclear at 6 mm intervals.

くなり、それによるアーチファクトが増加するためと考えられた。従来のCTではX線ビーム厚を薄くすると体軸方向の分解能が増し、画質向上につながるものの、量子雑音が増えてしまっていたが、ヘリカルCTでは螺旋状に撮影するために理論的に量子雑音の増加もほとんどなく、良質の画像が得られる。

2. 寝台移動速度について

ヘリカルCTではピッチという新しい概念のパラメーターが使用されている。X線ビーム厚に対する1回転あたりの寝台移動距離であり、1秒間に1回転する機器では、1回転あたりの寝台移動距離をX線ビー

ム厚で割った値となる。

X線ビーム厚に対して寝台移動速度を上げると撮影範囲は比例的に広がるが、寝台移動速度は実効スライス厚に相関し、部分体積現象に影響を及ぼすため、体軸方向の空間分解能は低下する。しかし我々の実験結果からX線ビーム厚に比較し寝台移動速度の影響は少なかった。それはヘリカルCTではピッチが1の時は、X線ビーム厚と実効スライス厚はほぼ等しいが⁹⁾、ピッチを2にしても実効スライス厚が約30%増すのみである⁹⁾ ことによる。したがって出来るだけX線ビーム厚と寝台移動速度を同じにすることが望ましいが、撮影範囲を2倍にするためにX線ビーム厚

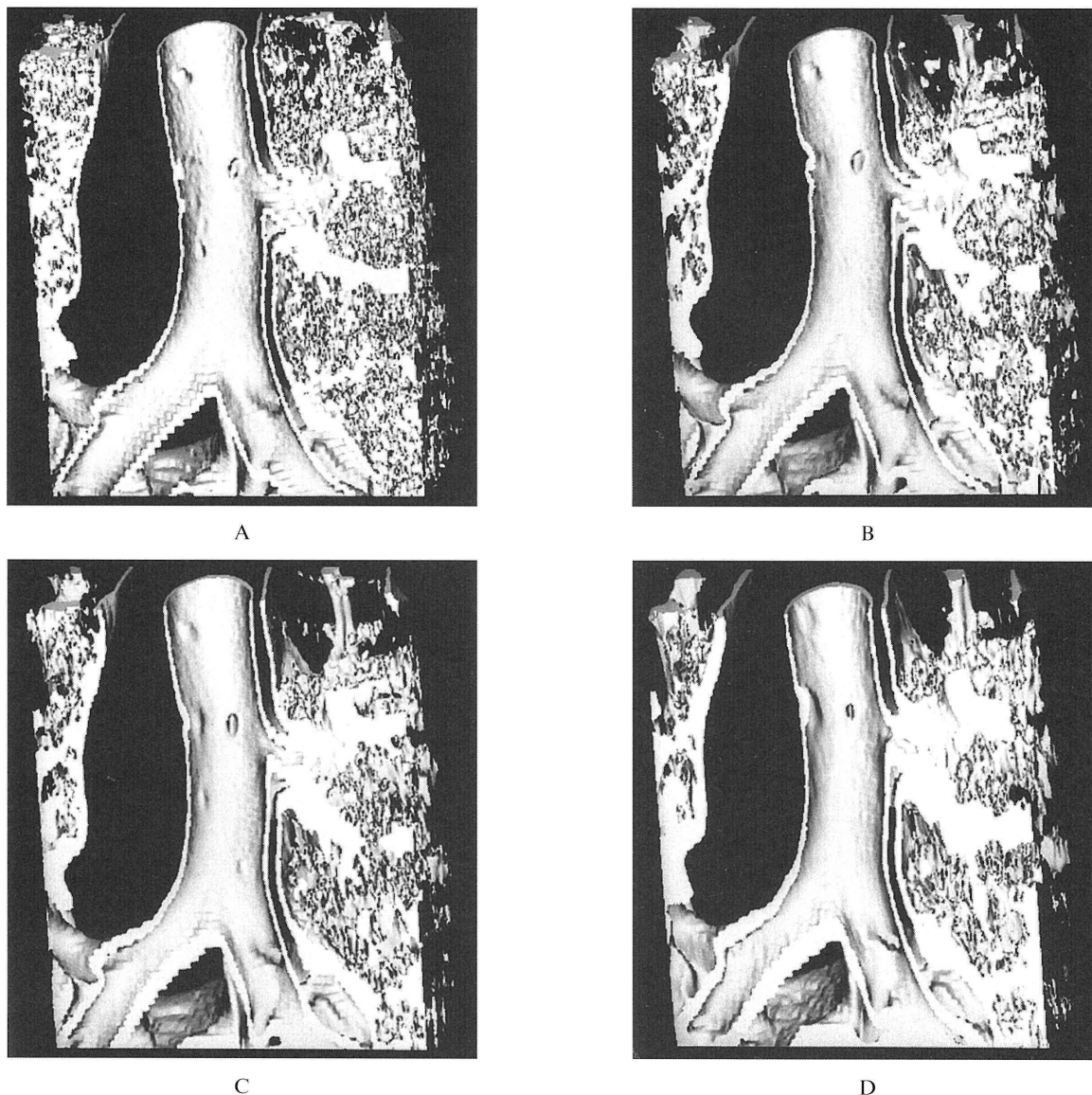


Fig. 2 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in table speed; A=1, B=2, C=3 and D=5 mm/sec. (1 mm detector collimation, 1 mm reconstruction interval) As the table speed is slow, the 3D image is better. At 2 mm/sec and 1 mm/sec, there is no great difference visually: both depict detailed changes of the internal lumen surface of the central airway. Detailed changes are unclear at 3 mm/sec and 6 mm/sec.

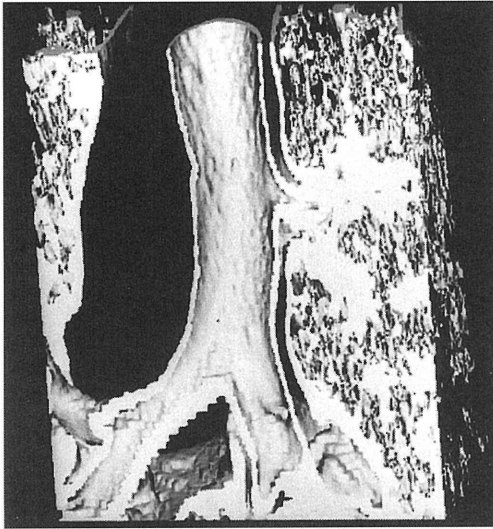
を2倍にするのであれば、X線ビーム厚をそのままにし寝台移動速度を2倍にした方が同じ範囲を撮影でき実効スライス厚は1.3倍程度にしかならない事になる。我々の視覚的評価では、ピッチ3以上になるとピッチ2までと比較し極端な画像の劣化を来したが、これは実効スライス厚が増加することと、信号が低下し信号/量子雑音比が低下するためと考えられた。

また寝台移動速度をあげても量子雑音は変化しないが、コントラストは低下する。従って低コントラスト臓器である肝臓などの充実性臓器はなるべく寝台移動速度を遅くすることが基本と考えられるが、高コントラスト臓器である肺は寝台移動速度を速くして

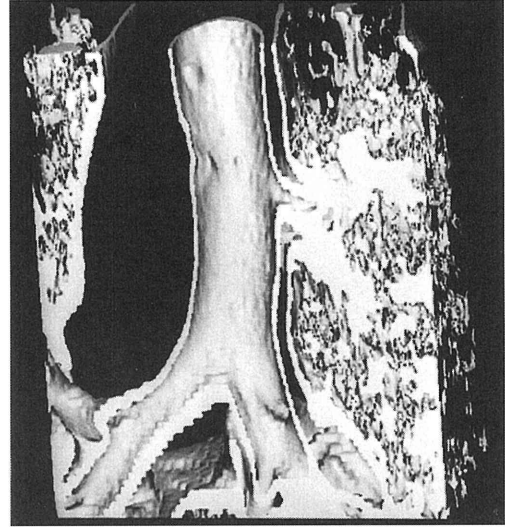
撮影範囲を大きくする事が可能である⁹⁻¹¹⁾。しかし臨床的には呼吸停止下で撮影するために撮影範囲はおのずと限界がある。したがって臨床的に用いる際の最適なX線ビーム厚と寝台移動速度に関しては、呼吸停止可能時間と希望する撮影範囲の関係から、まず寝台移動速度を決定し、X線ビーム厚をその1/2倍として撮影すればよいと考えられた。

3. 管電流について

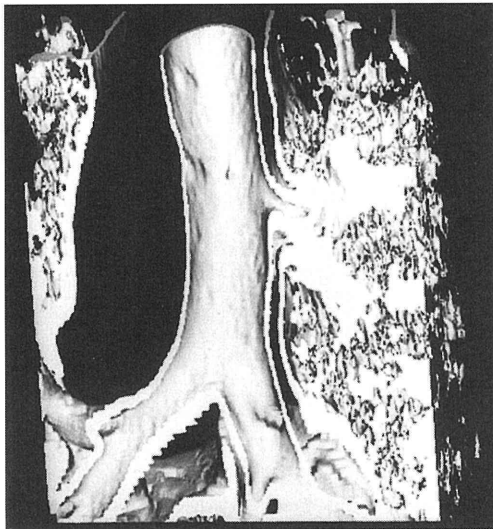
X線管から放出される単位面積当たりのX線束数は均一ではなく、ポアソン分布的に変動している。さらにX線の吸収は確率的な現象で、均質な物質を撮影



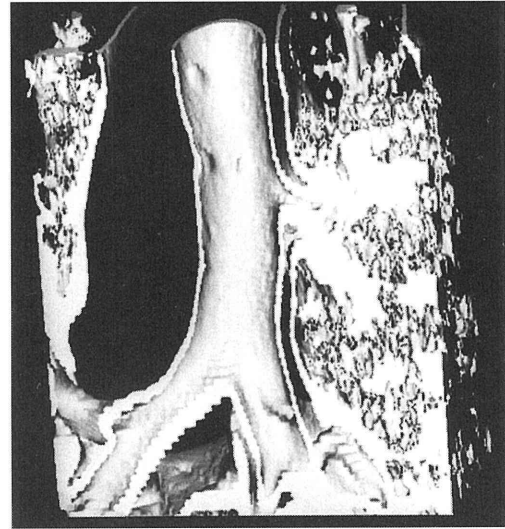
A



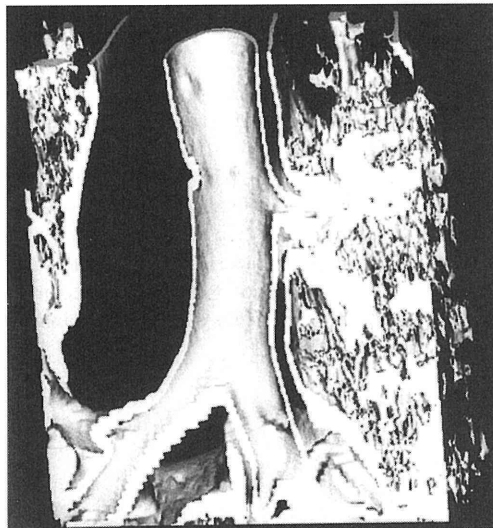
B



C

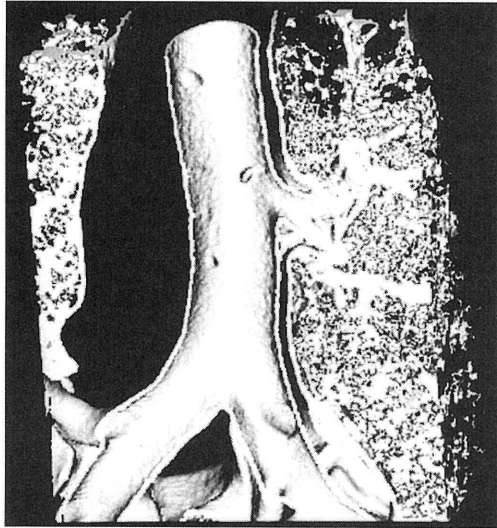


D

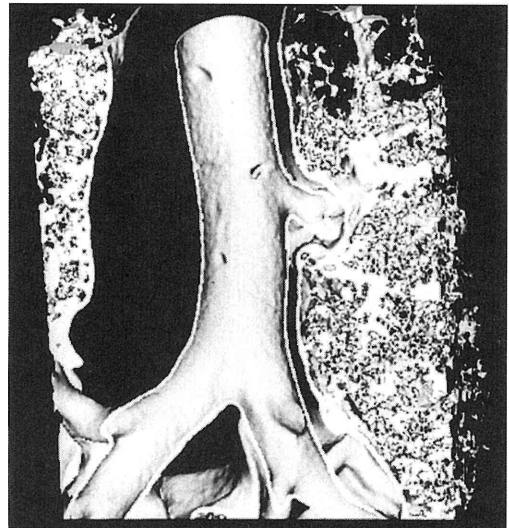


E

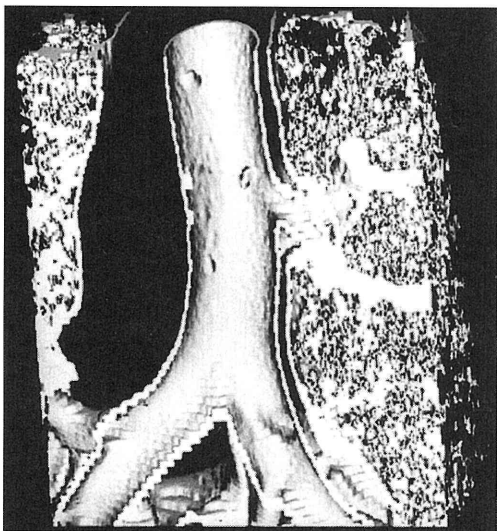
Fig. 3 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in tube electric current; A=50, B=100, C=150, D=200 and E=250 mA. (1 mm detector collimation, 1 mm/sec table speed, 1 mm reconstruction interval) With lower tube electric current, the internal lumen surface of the central airway is depicted in less detail. A tube electric current of 200 mA or more is necessary for 3D-CT of the central airway.



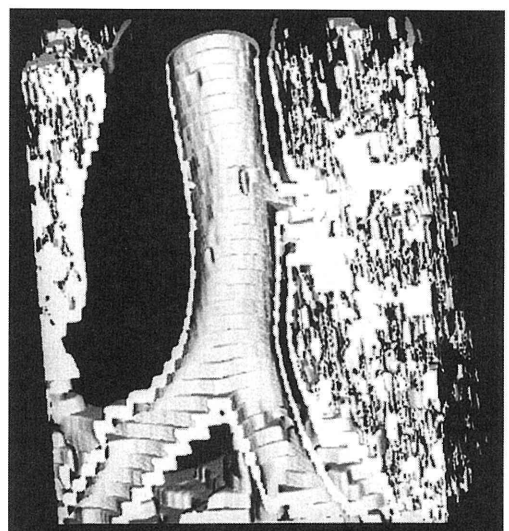
A



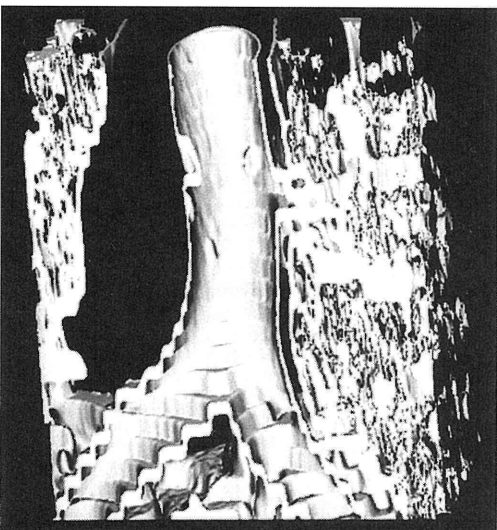
B



C



D



E

Fig. 4 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in reconstruction interval; A=0.3, B=0.5, C=1, D=2 and E=3 mm. (1 mm detector collimation, 1 mm/sec table speed) When the reconstruction interval is thinner, the 3D image becomes smooth without step-shaped artifacts. In particular, stair step artifacts are not seen even in the right main bronchus with a reconstruction interval of 1/2 or less detector collimation. There is no difference between 0.3 mm and 0.5 mm visually.

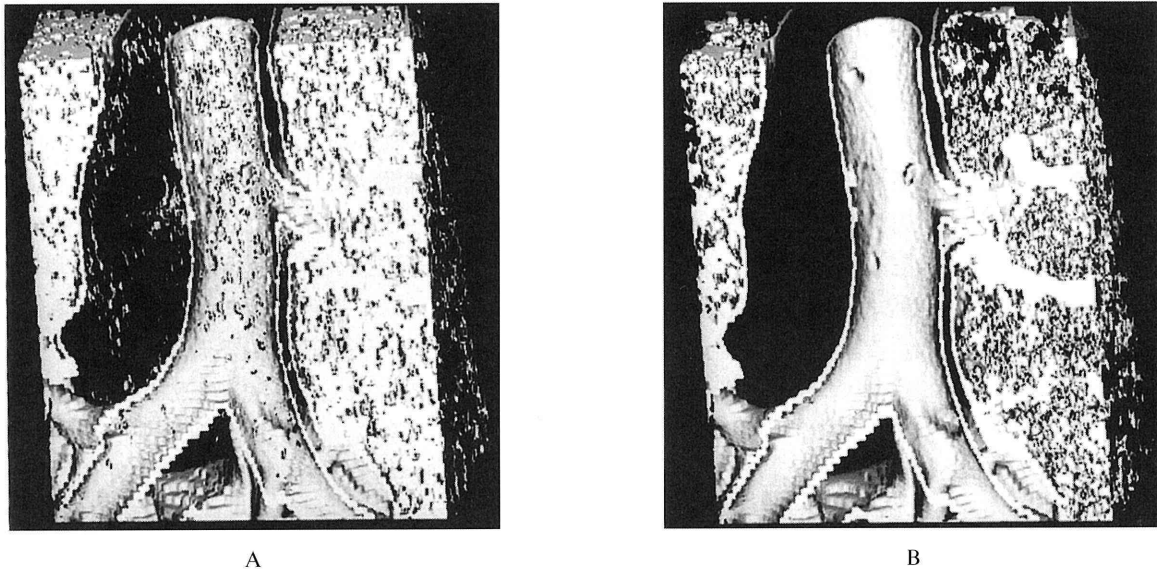


Fig. 5 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in the algorithm ; A=lung and B=mediastinum. (1 mm detector collimation, 1 mm/sec table speed, 1 mm reconstruction interval) Because much noise appears with the algorithm for lung, the internal lumen surface of the central airway is not depicted.

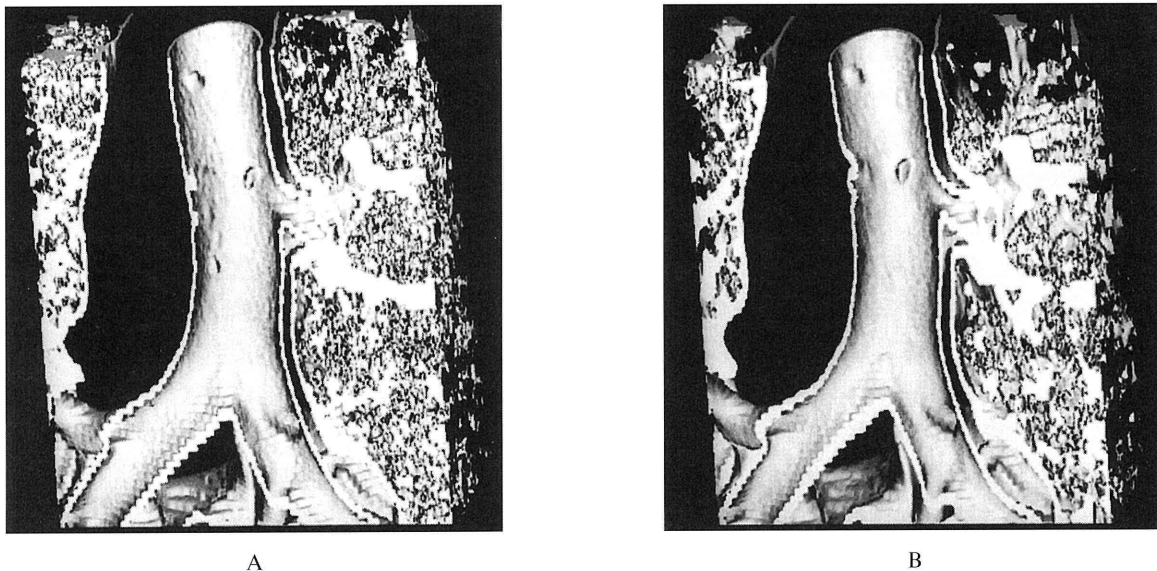


Fig. 6 3D coronal image of the central airway. The effect of the change in interpolation method ; A=180° and B=360°. (1 mm detector collimation, 1 mm/sec table speed, 1 mm reconstruction interval) Regarding the interpolation method, 180° gives a 3D image with better spatial resolution than 360°. 180° depicts detailed changes of the internal lumen surface of the central airway more clearly.

しても均一な濃度とはならず、細かい濃度むらが出る。これは量子雑音であり、画質を低下させる原因となるが、空間分解能を上げるためにピクセルを小さくしたり X 線ビーム厚を薄くしても、ボクセルあたりの X 線量が減り、信号/量子雑音比が低下する事で画像は粗造化する。胸部全体ではなく気管などの狭い領域の 3次元 CT 再構成画像を構築する時には、ボクセルの大きな画像と同等の信号/量子雑音比を得るため

に、その大きさに応じて X 線量を増やす事が要求される。そして X 線量を増やすためには、管電流が大きいほど比例的に photon が増加するので管電流を上げることが必要となる。我々の今回の検討でも、低電流の画像では気管内腔面が粗造化したが、200 mA 以上の管電流で良好な 3次元 CT 再構成画像が得られた。

4. 再構成間隔について

再構成間隔を出来るだけ細かくした方が滑らかな3次元画像を得ることができる¹²⁾。再構成間隔はボクセルの厚さに相関し、体軸方向の空間分解能(3次元の空間分解能)に影響を与えるためと考えられた。しかし再構成間隔が細かいほど比例的にデータ量が増すため、3次元画像処理の負担が増す。

特に厚い再構成間隔は階段状となるいわゆる stair step artifact の原因となった。これは円錐形の物体やスライス面に対して斜走する血管や骨などを3次元画像にしたときにも認められるもので、実効スライス厚に対して再構成間隔が厚いために起因するもの(aliasing effect)とヘリカル特有の再構成補間法に起因するもの(rotation effect)があると考えられている¹³⁾。今回我々が経験したものはスライス面と体軸方向との分解能のバランスが極度に異なっているためであり、前者によると考えられる。これは再構成間隔をX線ビーム厚の1/2以下に小さくすることで解決が可能であった。

X線ビーム厚よりも薄い再構成間隔を用い重なりを持たせると、スムーズな画像が得られるが、細かく再構成するほどデータ量が増し処理時間も延長するので、臨床上で使用する場合はある程度の再構成厚を設定することが必要である。また薄い再構成厚を用いるほどデータは増えるが、180度補間の場合、ピッチ1では40%以上の重なり合いで、ピッチ2では20%以上の重なり合いで分解能は向上しなくなるとの報告がある¹²⁾。またBrinkらは最高の体軸方向の空間分解能を得るためには計算上60%の重なり合いが必要としている¹⁴⁾。臨床上ではデータ処理時間も関係するため、X線ビーム厚に対して1/2程度の再構成間隔を選択することが妥当と考えられる。

5. 再構成関数について

関数は肺野用よりも縦隔用が良好な画像が得られたが、それは縦隔用の関数は低周波フィルターを用いてあり、量子雑音が少なく辺縁が滑らかとなるためである。肺野用の関数は高周波フィルターを用いてあり空間分解能は増すが、量子雑音が多くなり使用には耐えられない画像となった。

6. 補間法について

ヘリカルCTによる投影データは螺旋状に存在するので、体軸のある断面に相当する画像を得ようとし

た場合、データは一点しか存在しない。このため前後のスライスから目的とする断面のデータを補間しなければならない^{15,16)}。補間法には180度補間法と360度補間法の2種があるが、我々の結果では180度補間法が360度補間法より優れていた。360度補間法は2回転分のデータから単純に比例配分して求める方法であり、量子雑音が少ないが実効スライス厚が増し、部分体積現象によるアーチファクトが増える。それに対し180度補間法は逆方向の同じ軌跡の対向データを用いることによって1回転分のデータだけで補間を行う方法である。これは複数の投影データを用いるために処理が複雑となり量子雑音が若干多くなる反面、実効スライス厚が薄くなり、体軸方向の空間分解能に優れているためと考えられた。

7. 今後の課題について

今回我々は心停止後の仔豚を撮影したが、臨床上で3次元CT再構成画像を構築する時には、心拍動によるアーチファクトを考慮しなければならない。その影響を少なくするためには撮影時間をなるべく短くする事が重要であるが、心電同期再構成法が開発されれば解決されると考えられる。

最近登場したマルチスライスCTにより、高分解能ボリュームデータの収集がさらに容易となり¹⁷⁾、3次元CT再構成画像が研究段階や特殊な症例にのみ用いられるのではなく、日常診断に使用される時代が来る。しかしマルチスライスCTではヘリカルCTと比較して、約十倍から数百倍の画像データを処理する必要があり、現在のワークステーションでは速やかに対応することは困難であり、高速処理が可能な3次元画像処理システムの開発が必要である。

気管・主気管支領域の3次元CT画像再構成法の臨床的な役割は、①気管・主気管支の腫瘍の体軸方向への3次元的な広がり把握する事、②肺癌の気管・主気管支への浸潤範囲を診断する事により形成術やステント留置の範囲を決定すること、③気管支鏡検査の前に腫瘍の位置を指摘すること、である。最適な条件にて気管・主気管支領域の3次元CT再構成画像を構築することは臨床的に重要な情報を提供することになる。

ま と め

気管・主気管支の3次元CT再構成画像は、撮影・再構成などの構築条件の変化により画質には様々な

影響を与える。我々の検討から臨的に用いる際の最適な構築条件は、呼吸停止可能時間と希望する撮影範囲の関係から、まず寝台移動速度を決定し、それをもとにX線ビーム厚をその1/2倍とし、再構成間隔はX線ビーム厚に対して1/2を選択するべきと考えられた。管電流は200mA以上、縦隔用の再構成関数を用い、補間法は180度が最適であった。

文 献

- 1) Kalender WA, Polacin A: Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* **18**: 910~915, 1991
- 2) Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al: Spiral volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* **178**: 181~183, 1990
- 3) Wang G, Vannier MW: Maximum volume coverage in spiral computed tomography scanning. *Acad Radiol* **3**: 423~428, 1996
- 4) Kalender WA, Polacin A, Suss C: A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr* **18**: 167~176, 1994
- 5) Wang G, Vannier MW: Spatial variation of section sensitivity profile in spiral computed tomography. *Med Phys* **21**: 1491~1497, 1994
- 6) Newmark GM, Conces DJ, Kopecky KK: Spiral CT evaluation of the trachea and bronchi. *Journal of Computer Assisted Tomography* **18**: 552~554, 1994
- 7) 三村文利, 楠本昌彦, 河野通雄: スパイラルCTによる中枢気管支の3次元再構成画像—気管気管支病変の描出能に冠する基礎的および臨床的検討一. *日本医放会誌* **56**: 649~656, 1996
- 8) Kalender WA: A comparison of conventional and spiral CT; An experimental study on detection of spherical lesion. *Journal of Computer Assisted Tomography* **18**: 167~176, 1994
- 9) Polacin A, Kalender WA, Marchal G: Evaluation of sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* **185**: 29~35, 1992
- 10) Rubin GD: Increased scan pitch for vascular and thoracic spiral CT. *Radiology* **197**: 316~317, 1995
- 11) Kalender WA, Polacin A, Suss C: A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr* **18**: 167~176, 1994
- 12) Brink JA: Technical aspects of helical (spiral) CT. *Radiol Clin North Am* **33**: 825~841, 1995
- 13) Wang G, Vannier MW: Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* **191**: 79~83, 1994
- 14) Brink JA, Wang G, McFarland EG: Optimal section spacing in single-detector helical CT. *Radiology* **214**: 575~578, 2000
- 15) Bresler Y, Skrabacz CJ: Optimal interpolation in helical scan computed tomography. *PICAS Signal Processing* **3**: 1472~1475, 1989
- 16) Carl R, Crawford F, Kevin F: Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* **17**: 967~982, 1990
- 17) Taguchi K, Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* **25**: 550~561, 1998

Determination of optimal parameters for three-dimensional reconstruction images of central airways using helical CT

Takahumi HIROSE¹⁾, Soichi AKATA¹⁾, Naoto MATSUNO²⁾,
Takeshi NAGAO²⁾, Kimihiko ABE¹⁾

¹⁾Department of Radiology, Tokyo Medical University

²⁾Fifth Department of Surgery, Tokyo Medical University

Summary

Three-dimensional (3D) image reconstruction of central airways using helical CT requires several user-defined parameters that exceed the requirements of conventional CT. The purpose of this study was to evaluate the optimal parameters for 3D images of central airways using helical CT.

In our experimental study using a piglet immediately after sacrifice, 3D images of the central airway were evaluated with changes of 3D imaging parameters, such as detector collimation (1, 2, 3 and 6 mm), table speed (1, 2, 3 and 5 mm/sec), tube electric current (50, 100, 150, 200 and 250 mA), reconstruction interval (0.3, 0.5, 1, 2 and 3 mm), algorithm (mediastinum and lung) and interpolation method (180° and 360°).

To minimize detector collimation, table speed, and reconstruction interval could provide the best 3D images of the central airway. Stair-step artifacts could also be reduced with a slow table speed. However, decreasing the collimation and table speed decreases not only the effective section thickness but also the scan coverage that can be achieved with a helical CT.

For routine diagnosis, we conclude that optimal parameters for 3D images of the central airway are to minimize the table speed necessary to cover the volume of interest and to set detector collimation to 1/2 of the table speed. The reconstruction intervals should also be selected at up to 1/2 of the detector collimation, but with trade-offs of increased image processing time, data storage requirements, and physician time for image review. Regarding to tube electric current, 200 mA or more was necessary. Pixel noise increased with the algorithm for the lung. The 180° interpolation is better than 360° interpolation due to thin effective section thickness.

<Key words> Central airway, Helical-CT, Three-dimensional reconstruction images
