

基礎連続講座

CT講座

## X線CT装置の機器工学(7)

## - 三次元表示 -

藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美

ヘリカルスキャンやマルチスライスCTの登場で脚光を浴びているものが三次元表示である。三次元表示技術はヘリカルスキャン以前からの技術ではあるが、ヘリカルスキャンの画像連続性が三次元表示に適していたためである。現在では、三次元表示の画質も向上し、臨床で広く利用されている。今回、CTにおける三次元表示について解説する。

### 1. CT装置における三次元表示技術

通常、CTにおける三次元表示といえば、サーフェイスレンダリング法、ボリュームレンダリング法と思われるかもしれない。しかし、多断面変換表示(MPR: multi planar reconstruction)や最大値投影表示(MIP: maximum intensity projection)なども三次元表示とされる。要は、三次元的な情報を表現する技術、これが三次元表示技術である。

### 2. レンダリング三次元表示技術

はじめに、代表的な三次元表示技術であるレンダリング三次元表示について解説する。レンダリング三次元表示の代表的なものとして、サーフェイスレンダリング法とボリュームレンダリング法がある。ここでレンダリングとは、数値データとして与えられた物体や図形に関する情報を計算によって画像化する事。一般的には三次元グラフィックスを描画する事を指す。

#### 2-1 サーフェイスレンダリング法とボリュームレンダリング法

サーフェイスレンダリング法は初期の三次元表示技術であり、Fig. 1のような手順で三次元表示が行われる。ここでは、しきい値で検出した表面境界に、三次元的な濃度勾配を陰影付けに反映させるグレイレベル・グラディエント法でシェーディングが行なわれている。サーフェイスレンダリング法では、優れた陰影付けによって、きめ細かな凸凹をよく描出するが、表面境界が急激に変化する血管のエッジ等では、二値化によるエリアジングの不自然さが残り、末梢血管のよ

うな細かな組織では、正確な三次元形状を表現する事ができない(Fig. 2)。

一方、ボリュームレンダリング法は、光の通過特性である不透明度を各CT値に割り当て、視線方向に沿った光源減衰を全ボクセルで管理するものである。ボリューム全点においてグレイレベル・グラディエント法で算出した濃淡付けを元に、入射光源量とそのボクセルの有する不透明度との乗算によって輝度値を算出する。これを視線方向に順次積算していく事(レイキャスティング)で三次元画像を得ている(Fig. 3)。ボリュームレンダリング法では、CT値が急激に変化するエッジにおいても自然で滑らかな濃淡が得られ、末梢血管のような細かな組織の描出能も飛躍的に向上する(Fig. 4)。

従来、三次元表示の主流であったサーフェイスレンダリング法であるが、Table 1のような特徴から、現在はボリュームレンダリングが多く用いられるようになった。

#### 2-2 レンダリング三次元表示における「しきい値」の設定

レンダリング三次元表示の操作を行なって、まず、第一に気がつくことは、しきい値(threshold level)の設定である。三次元表示のもととなるCT画像ではCT値がある。それを、三次元表示ではしきい値設定により三次元画像の表示が行なわれる。通常のCT画像では、画面の濃淡がCT値を表しているのに対し、三次元表示では、画面の濃淡が陰影などの物体の三次元形状を現す要素として使用されているのである。そのため、三次元表示では、オリジナルのCT画像が有しているCT値の情報をしきい値という断片的な表示でしか表現できないことになる。三次元表示では設定されるしきい値により画像が変化する。ボリュームレンダリングではしきい値による二値化は行なわれないといわれるが、それでも詳細なCT値情報を画像化することはできない。

では、最適なしきい値を設定するためにはどうした

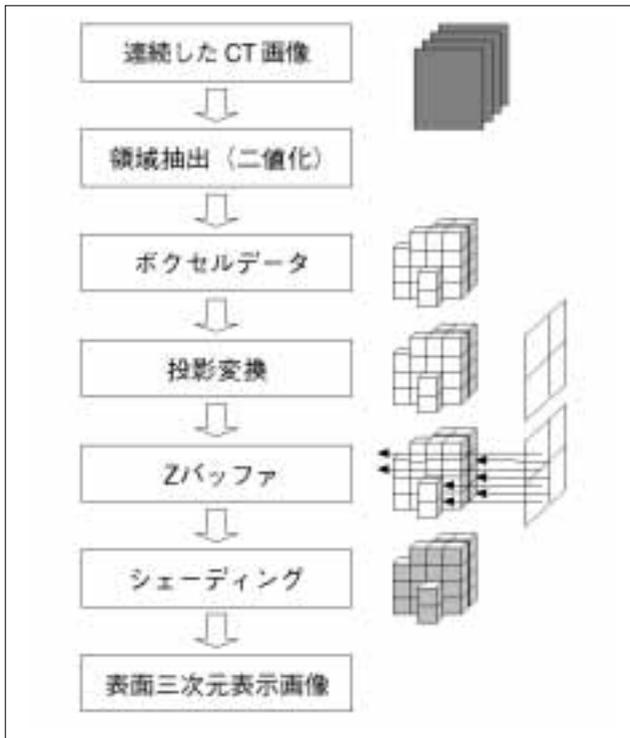


Fig. 1 サーフェスレンダリング法  
連続したCT画像について、二値化しボクセルデータを作成する。投影面から物体までの距離を表すZバッファを作成し、光の反射を考慮してシェーディング(陰影付け)を行なう。

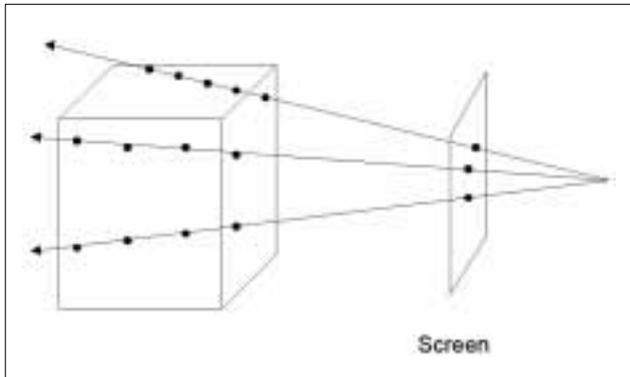


Fig. 3 ポリウムレンダリング法(レイキャスティング)  
入射光源量とそのボクセルの有する不透明度との乗算によって輝度値を算出する。実際には数種類の透過度を組み合わせて三次元表示が行なわれる。

らよいか。Fig. 5では2種のCT値の分離でのしきい値設定を示す。物体の形状を正しく三次元表示するためには、物質Aと物質Bの2種のCT値の中間をしきい値として設定すべきである。これが、正しくない場合、目的の物体は、大きすぎたり、小さすぎたりして、表示される事になる。さて、CT値が2種ならば、話は簡単であった。では、3種類以上のCT値、つまり、3種類の物体から特定の物体を抽出する場合はどうで

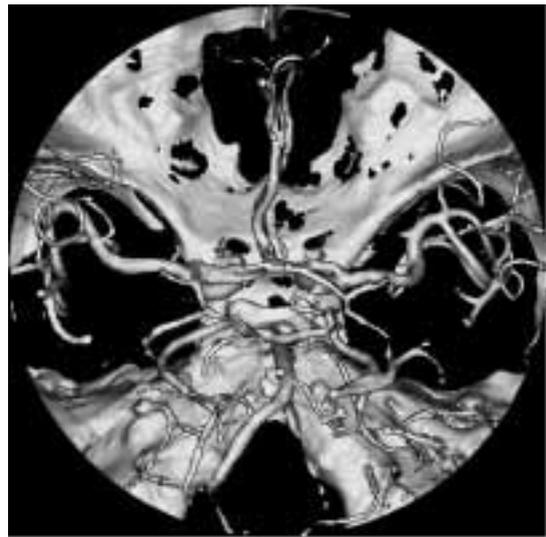


Fig. 2 サーフェスレンダリング法による三次元表示

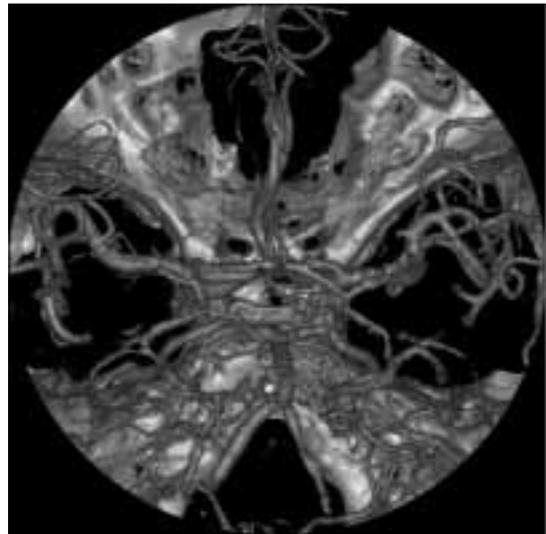


Fig. 4 ポリウムレンダリング法による三次元表示

Table 1 サーフェスレンダリング法とポリウムレンダリング法の比較

サーフェスレンダリング法	
1.	サーフェス(ポリゴン)の生成によりデータの精度が落ちる
2.	大規模データの場合、ポリゴン生成に多くのメモリが必要
3.	表面の形状がはっきりしているデータには効果的だが、形状が曖昧なデータに不向き
4.	対象データの全体像を同時に把握することが困難
ポリウムレンダリング法	
1.	サーフェスを生成しないので、精度が落ちない
2.	サーフェスを生成しないので、メモリ消費量が少ない
3.	形状があいまいなデータでも表現可能
4.	内部の様子など、全体像の把握がしやすい

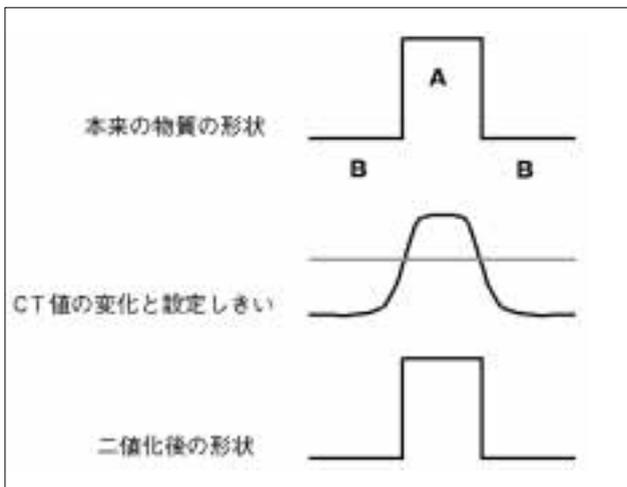


Fig. 5 2種類のCT値におけるしきい値設定  
2種のCT値の間をしきい値として設定することにより、物体の形状を正しく三次元表示できる。

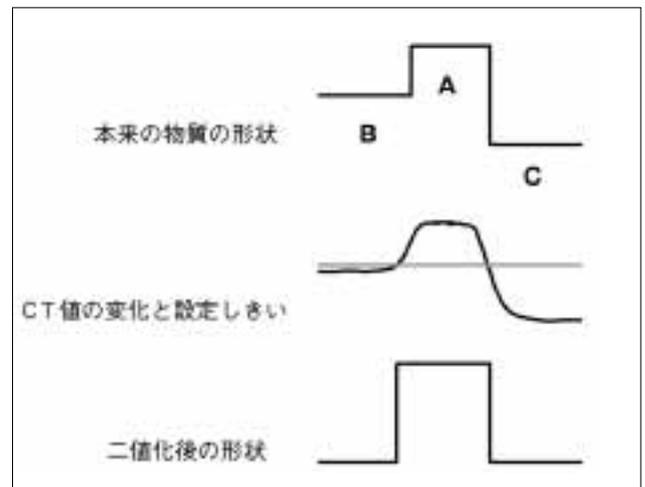


Fig. 6 3種類のCT値におけるしきい値設定  
複数のCT値についてしきい値を設定することは難しく、正しい形状を三次元表示することはできない。

あろうか。Fig. 6のような状態である。現在の三次元表示では画面全体で一つのしきい値しか設定する事ができない。この場合、物質Aを抽出するためには、物質Aと物質Bの最適しきい値X、物質Aと物質Cの最適しきい値Yの間にしきい値を設定するしか方法がないのである。

臨床の場では、どのようにしきい値が設定されているか。実際には、操作者の経験と技術による。操作者はオリジナルのCT画像から作り出される表面三次元画像の大体のイメージを思い描く。そして、そのイメージに合うようにしきい値を設定する。自動的に表面三次元表示を行なえるようなシステムがあればよいのだが、なかなか難しいのが現状である。

### 3. 多断面変換表示(MPR: multi planar reconstruction)

レンダリング三次元表示では、オリジナルのCT画像のCT値情報が全部を表現する事ができない。その点、MPRはCT値情報をそのまま表示できる。MPRはフィルムに焼き付けられた1枚の静止画像ではその効力を実感する事はできない。MPRの威力を体感できるのはリアルタイムで任意の断面を自由に表示できたときである。そのためにも、CT装置における画像観察機能の充実が求められている。CT装置(スキャナ)ではスキャンが中心として行なわれるので、現在では画像観察装置(ビューワー)の開発に注目が集まっている。Fig. 7にMPRの例を示す。MPRでは、前額断、矢状断のみではなく、斜位断および二重斜位断も可能である。また、任意の曲線断面の表示、任意の画像厚での表示も可能である。MPRはCT値の情報を損なわない状態で、物体の三次元構造を理解できる方法として

期待されている。

### 4. 最大値投影表示(MIP: maximum intensity projection)

MIPも一種の三次元表示である。MIPは投影線上の最大CT値を表示するもので、血管等の三次元理解に有効である。また、ステレオ表示、回転表示を行なう事により、三次元的な理解は深まる。Fig. 8にMIPによる表示例を示す。

### 8. 仮想内視鏡(バーチャルエンドスコーピー: virtual endoscopy)

CTを用いて内視鏡のような画像を得ようというのが仮想内視鏡である(Fig. 9)。実際には内視鏡を使うのではなく、内視鏡のような管腔表示を行なうという事で、バーチャルエンドスコーピー(仮想内視鏡)と呼ばれる。仮想内視鏡の利点は従来の内視鏡とは違い、自由な方向で観察ができるという点である。従来の内視鏡では、一方向からの視野しか持たない、突然、Uターンして、反対側から観察なんてできないのである。仮想内視鏡なら、架空であるがゆえ、現実では不可能な方向からの観察も可能である。仮想内視鏡の問題はただ一つ、管腔内の色がわからない事である。

### 6. CVR(computed volume radiography) という考え方

ヘリカルスキャン、マルチスライスCTの開発により、注目されてきたものに、ボリュームデータという言葉がある。従来、CT画像は断層像であり、二次元的な取り扱いがされてきた。しかし、ヘリカルスキャン、マルチスライスCTの開発により、きわめて薄い

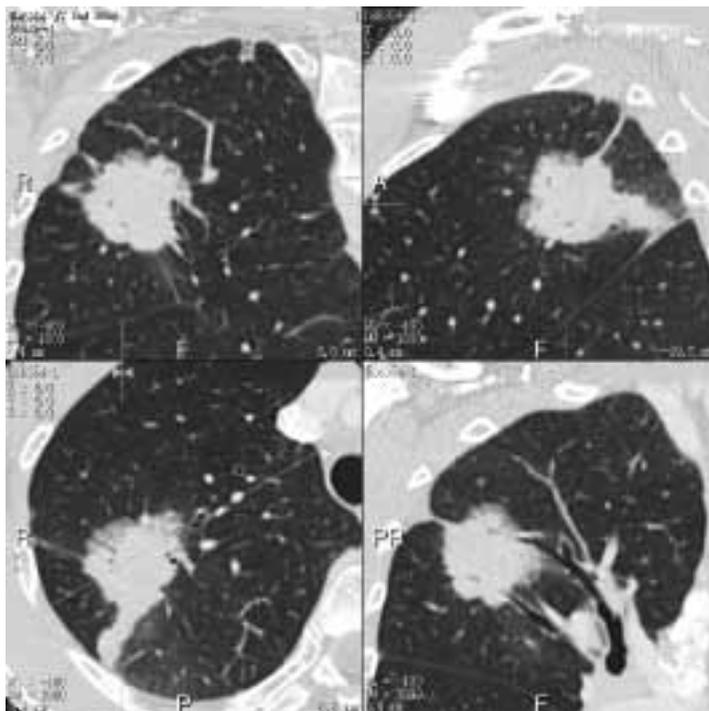


Fig. 7 MPR( multi planar reconstruction )  
三次元表示に比べて，CT値の情報が欠落することがない．画像診断装置上でリアルタイムに操作，表示することにより，正確な診断が行なえる．



Fig. 8 MIP( maximum intensity projection )  
MIPによっても三次元的な理解が可能となる．ステレオ表示，回転表示等をするのが有効である．

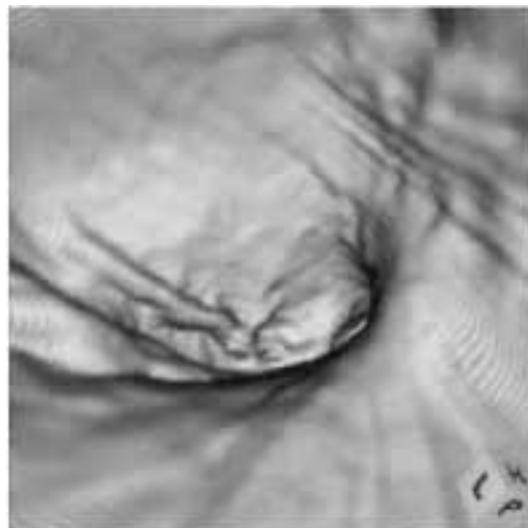


Fig. 9 仮想内視鏡( virtual endoscopy )  
仮想内視鏡の利点は従来の内視鏡とは違い，自由な方向で観察ができるという点である．

スライス厚で，体軸方向に連続した画像が得られるようになった．この体軸方向に連続した画像があれば，もう二次元の画像ではない．三次元的なCT値データを有した情報が得られるようになった．最近では，体軸方向の空間分解能とスライス面方向の空間分解能は等しい，つまり，三次元的にどの方向から見ても等しい空間分解能を持った「等方性: isotropic」という性能

まで持つ事ができた．こうなると，CTは二次元の断層撮影装置といえない状況となってきている．ヘリカルスキャン，マルチスライスCTでスキャンさえしておけば，スキャン後に，任意の方向から自由は表示方法で三次元的な表現が可能となる．これが，CVR( computed volume radiography )である．

Fig. 10, Fig. 11はその表現法の一例である．一見，



Fig. 10 CVR( computed volume radiography )の一例  
顔面側面



Fig. 11 CVR( computed volume radiography )の一例  
上部頸椎

通常の一般撮影と思われるかもしれない．ところが，これはCTによる画像である．Fig. 10の顔面側面では片側だけのボリュームデータを用いて表示が行なわれている．実際には，表示厚の厚いIMPR表示である．これにより，反対側の影響を受けずに，片側だけの顔面の評価が可能となる．Fig. 11は同様の技術を用いた上部頸椎の様子である．通常なら，開口位で撮影されるところが，CTなら難なく画像表示できるのである．このCVRという考え，被曝については問題があるが，それさえクリアできれば画像診断の大きな力となりうると考えている．特に，体位変換の不可能な救急患者において，CTスキャナでヘリカルスキャンを行なうだけで，正面，側面，斜位まで，そして画像範囲も自由に画像化できるのである．

### 7. 三次元表示の今後

ヘリカルスキャン，マルチスライスCTの進歩により，「CT画像は軸位断」という考え方から「CTによるボリュームデータの収集」という考え方が一般的となってきた．ここで，CT画像の読影を行なう場合，従来のようにCT画像をシャウカステンにフィルムを掛け

ていたのではとんでもない事になる．画像枚数が莫大な枚数となるからである．現在のマルチスライスCTでは1症例に数百枚，数千枚の画像再構成が行われることも珍しくない．もし，それが可能な広大な面積のシャウカステンがあったとしても，読影者は頭が混乱してしまうであろう．そこで，三次元表示や画像観察装置が役に立つ．現在考えられる最適な読影方法は，MPR，MIP，そしてボリュームレンダリングなどの三次元表示，バーチャルエンドスコープなどを動画としてリアルタイムに観察する手法である．

従来，CT検査はスキャンのボタンを押して，画像が出たら写真撮影して，後はお任せという状況であった．最新のCT装置の登場，三次元表示技術の進歩により，放射線技師はスキャンから画像表示まで，多くの事をサポートする必要が出てきた．このような進歩的なCT検査室では放射線技師と放射線科医の協力体制が不可欠となる．

次回は「X線CT装置の機器工学(8)- 性能評価と機器管理 -」

### 参考文献

- 1) 辻岡勝美：CT自由自在．メジカルビュー社，(2001)．
- 2) 片田和廣，他：MDCT徹底攻略マニュアル．メジカルビュー社，(2002)．

- 3) 岩井喜典，他：医用画像診断装置(CT・MRIを中心として)，(1988)．

## お詫びと訂正

先月号のX線CT装置の機器工学(6)-最新のCT技術-で、一部の画像に不具合がありました。ここに、お詫びするとともに、訂正した図表を掲載させていただきます。

(編集室)

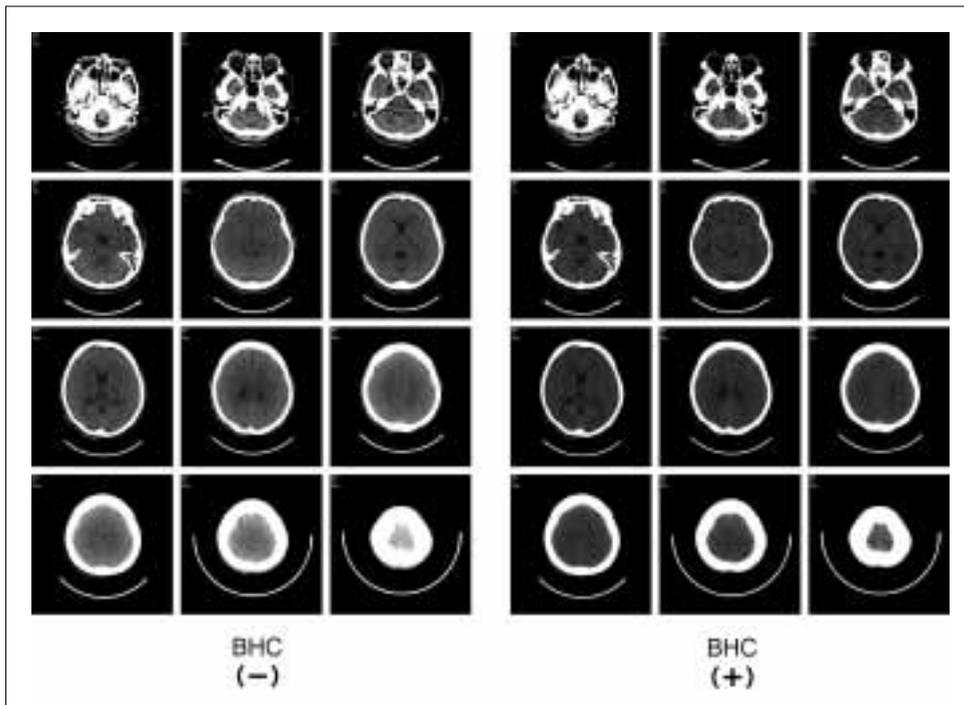


Fig. 1 ビームハードニングの補正(BHC)

左: BHC(-) 右: BHC(+)

ビームハードニング補正(BHC)を行なうことにより、CT値の変化を抑えることができた。

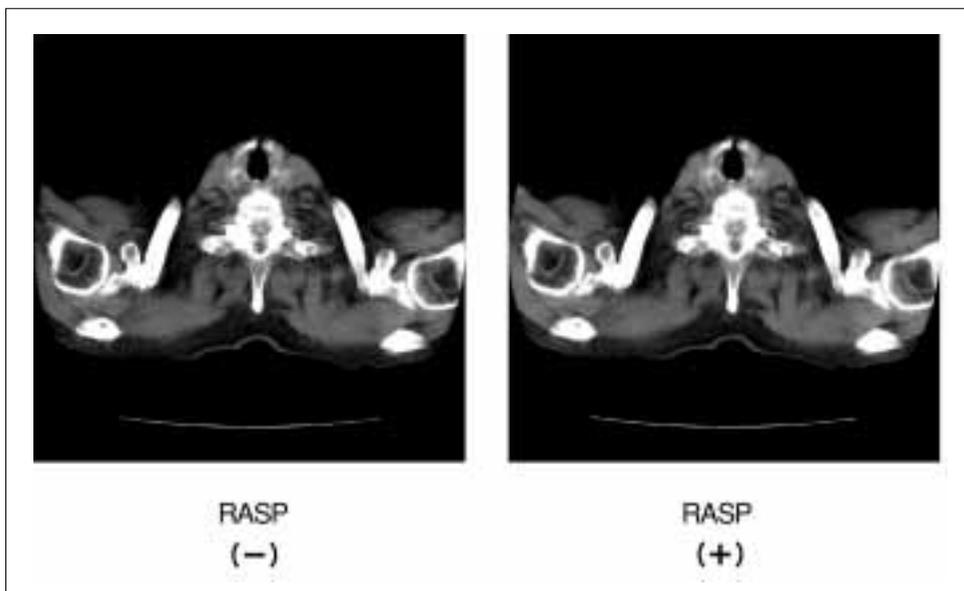


Fig. 2 やすり状アーチファクトの低減(RASP)

左: RASP(-) 右: RASP(+)

RASPにより、肩間接による「やすり状アーチファクト」を低減することができた。