

**特 集** — 回転 DSA・DA からの 3次元画像処理 —

**回転 DSA からの三次元画像処理**

(株) 東芝 医用機器・システム開発センター X線・治療開発部 大石 悟

**1. はじめに**

頭部領域の血管はその構造が非常に複雑であるため、IVR(Interventional Radiology)術中にその三次元構造を正確に把握するのが困難な場合がある。三次元構造を把握する撮影法としては、従来 Bi-Plane 撮影、ステレオ撮影、回転 DSA 撮影などが用いられてきた。これらの撮影法は、血管の三次元的ツリー構造を短時間で把握するには非常に有用な手法である。しかし動脈瘤に対し施される IVR では、例えば動脈瘤のネックの形状、親血管や周りの血管との関係など、非常に細かな情報が必要とされる。このような精細な情報を提供するため、術中に収集した回転 DSA 画像から三次元血管画像を作成する 3D-Angio システムが開発された。

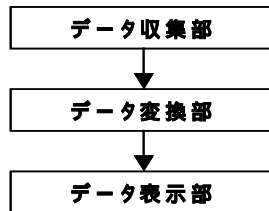
近年 3D-Angio システムは、特に頭部領域での IVR には一部で不可欠な機能と言われるようになってきており、その臨床的有用性は多くの文献で紹介されている<sup>(1-5)</sup>。しかし内部で行われている処理について解説した文献は非常に少なく、またその内容は部分的なものが多い。システムを適正に使用するためには、その内容を知ることが重要であることは言うまでもない。

そこで本稿では 3D-Angio システムの中で行っている画像処理についてステップ毎に解説すると同時に、画質を決定する要因について説明する。

**2. 3D-Angio システム**

3D-Angio システムは大きく分けて**図 1**に示す 3つの処理ブロックから成る。1つ目は回転 DSA 画像を収集・保存するデータ収集部で、循環器用 X 線診断装置に対し高速回転機能を付加したものである。2つ目はデータ変換部で、収集された回転 DSA 像を三次元血管画像に変換する。3つ目はデータ表示部で、再構成された三次元血管画像に対し、ボリュームレンダリング、サーフェイスレンダリングのような三次元画像処理を施し、血

管が立体的に見えるような表示画像を作成する。以下それぞれのブロックで行われている処理について説明する。



**図 1. システムブロック図**

**2.1 データ収集部**

データ収集部では、患者の周りで C アームを高速に回転しつつ、画像収集を行う。収集は造影剤注入前後の 2 回行われ、それぞれ対応する角度同士の画像をサブトラクション (引き算) する事により、血管部のみを抽出した画像 (回転 DSA 像) を生成する。

**2.2 データ変換部**

データ変換部は、I.I.歪み補正処理、三次元再構成処理の 2つの処理を行う。以下に各処理の内容を簡単に説明する。

**2.2.1 I.I.歪み補正処理**

I.I.-TV 系にて収集された画像には I.I.入力面の形状に起因する糸巻き歪み、地磁気等の磁気の影響による S 字歪みが発生することが良く知られている。**図 2 (a)**は正方格子状のファントム (以下グリッドファントムと呼ぶこととする) を I.I.前面に付けて撮影した画像であるが、糸巻き及び S 字歪みが同時に表れている。このような画像歪みは、グリッドファントムの撮影像を元に歪み分布を計測する前処理と、その歪み分布を元に正しい位置に再配置する画像処理により補正される。

**(1) 歪み分布計測**

グリッドファントムを I.I.前面に付けて撮影し、撮影像からワイヤー交点を抽出する。このワイヤー交点は画像歪みが全くなければ一定間隔毎に並ぶはずであるが、実際には**図 3 (a)**のように大きく外れている。この関係を利用することにより、

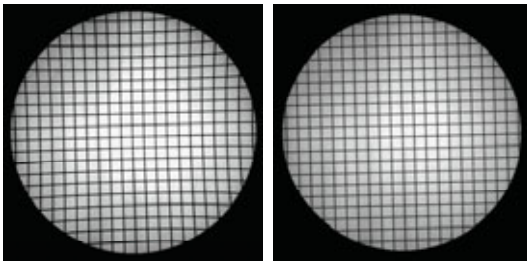
歪み画像上のワイヤー交点がそれぞれ補正画像上のどの位置に対応しているかを把握することができる。図 3 の例では、歪み画像上のワイヤー交点 M は補正画像上のワイヤー交点 M' と対応している。このような歪み画像上の位置と、それに対応する補正画像上の位置との対応関係を示したものを歪み分布と言う。ワイヤー交点以外の点 N は、その点を囲んでいる 4 つのワイヤー交点との位置関係を元に N' に決定される。

歪み分布は投影方向によって I.I. に入射する磁気の変化が変わるため、各方向における歪み分布も異なる。従ってグリッドファントムを回転撮影することにより、予め全ての方向の歪み分布を求めておく。

(2) 歪み補正処理

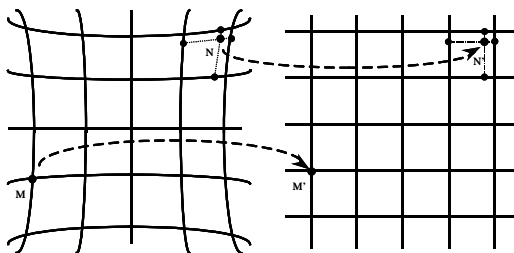
歪み補正は、対応する角度の歪み分布に従い、歪み画像上の画素値をそれぞれ補正画像上の対応する位置に代入することにより達成される。具体的には図 3 (a) に示す歪み画像上の点 M、N の画素値を、図 3 (b) の補正画像上の点 M'、N' の位置にそれぞれ代入する。このように画像全面に対して同様の処理を行うことにより歪みは補正される。

図 2 (b) は図 2 (a) の歪み補正像である。



(a) グリッドファントム像 (b) 歪み補正像

図 2 . 歪み補正



(a) 歪み画像 (b) 補正画像

図 3 . 歪み補正の概念図

2.2.2 三次元再構成処理部

三次元再構成法は、現在では全てのメーカーが

Feldkamp 等によって提案された方法<sup>6)</sup>を用いている。Feldkamp 法は、CT で伝統的に使用されている再構成法であるフィルター補正逆投影法 (Filtered Backprojection) を三次元に拡張すると同時に、三次元的なビームの広がりによる影響を重み係数によって補正する方法であり、高速に高品質の画像を再構成できる方法として三次元再構成法としては非常に良く知られた方法である。

以下にその方法について説明する。図 4 に示す座標系を考え、三次元吸収率分布 (被検体) を  $O(\vec{r})$ 、その投影像を  $P_\phi(\vec{v})$  とする。ここで  $\vec{r}=(X,Y,Z)$ 、 $\vec{v}=(y,z)$  である。また系の回転中心と X 線管球の焦点との距離を  $d$  とし、大文字の XYZ と小文字の xyz はそれぞれ固定及び回転座標系とする。X 線管球が回転する面をミッドプレーンと呼ぶが、この面以外は投影方向が不足しているため、再構成像に劣化が発生する。そこでこの劣化を少なくするような近似的なアルゴリズムとして以下のようなものを用いる。

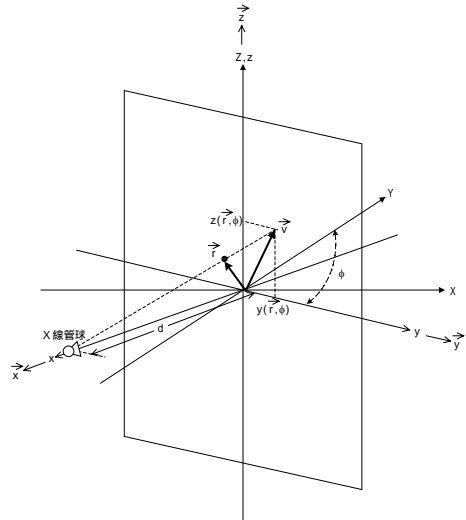


図 4 . X 線撮影系ジオメトリ

二次元の投影データは、はじめに重み関数  $W_1(y,z)$  の補正を受けた後に、Ramachandran<sup>7)</sup> や Shepp and Logan<sup>8)</sup> 等のフィルター関数  $g(y)$  によりフィルタリングされる。これを式で表すと以下のようなになる。

$$\tilde{P}_\phi(y,z) = \{P_\phi(y,z)W_1(y,z)\} * g(y) \dots (1)$$

ここで\*はコンボリューション演算子である。重み関数  $W_1(y,z)$  は、

$$W_1(y, z) = \frac{d}{\sqrt{d^2 + y^2 + z^2}} \dots (2)$$

与えられ、ファンビーム系 (CT の投影系) における Filtered Backprojection で用いられるものと同じように、二次元的なビームの広がりの影響を補正する。再構成の次のステップは逆投影演算である。ある三次元空間上の 1 点  $\vec{r} = (X, Y, Z)$  がコーンビーム系により投影される点を  $(y, z)$  とすると、 $y$ 、 $z$  はそれぞれ以下の式で与えられる。

$$y(\vec{r}, \phi) = \frac{\vec{r} \cdot \vec{y}(\phi)d}{d + \vec{r} \cdot \vec{x}(\phi)} \dots (3)$$

$$z(\vec{r}, \phi) = \frac{\vec{r} \cdot \vec{z}(\phi)d}{d + \vec{r} \cdot \vec{x}(\phi)} \dots (4)$$

ここで  $\vec{x}(\phi)$ 、 $\vec{y}(\phi)$ 、 $\vec{z}(\phi)$  はそれぞれ  $x$ 、 $y$ 、 $z$  軸を決める単位ベクトルである。最終的に再構成される三次元画像  $f(\vec{r})$  は以下の式で導出される。

$$f(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} W_2(\vec{r}, \phi) \tilde{P}_o \{y(\vec{r}, \phi), z(\vec{r}, \phi)\} d\phi \dots (5)$$

ここで  $W_2(\vec{r}, \phi)$  は重み関数で、以下の式で与えられる。

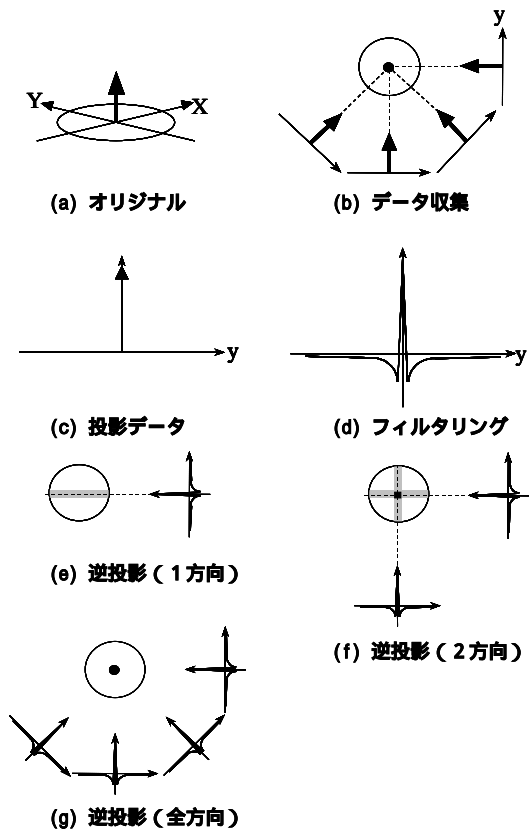
$$W_2(\vec{r}, \phi) = \frac{d^2}{\{d + \vec{r} \cdot \vec{x}(\phi)\}^2} \dots (6)$$

こうして三次元吸収率分布 (被検体)  $O(\vec{r})$  は (5) 式で与えられる  $f(\vec{r})$  として再構成される。

この再構成処理を図を用いて説明すると、以下のようになる。

ここでは説明を簡単にするために、ミッドプレーン上に非常に小さい鋼球がある場合の再構成を考えることにする。鋼球は、**図 5 (a)** に示すように一部分のみに強い吸収率を持つ。ここで太い矢印は X 線吸収係数を示している。この鋼球に対し、回転しながら撮影を行うと、**図 5 (b)** のように全ての方向で一部分のみに強い濃度値を持つ投影データが収集される。収集された投影データ (**図 5 (c)**) に対し、まず式 (1) に従ってフィルタリングを行うと、**図 5 (d)** が得られる。再構成の最後のステップは式 (5) に示す逆投影演算である。逆投影演算は、フィルタリングした投影データを、X 線投影軌跡に沿って再構成データに逆投影する演算である。従って一方向のみの逆投影演算を行うと、**図 5 (e)** のように点線で示す X 線軌跡上にはプラスの大きい値が逆投影 (簡単に言うと足し

合わす) され、それ以外の領域にはマイナスの小さい値が逆投影される。次に別の方向のデータを同様に逆投影すると **図 5 (f)** のようになる。ここでは逆投影の軌跡が重なった部分のみが 2 方向のプラスのデータが足し合われることにより、非常に大きなプラスの値となる。このようにして全ての方向からの逆投影演算を行うと、鋼球が存在する部分のみ全ての方向から大きなプラスの値が逆投影される。それ以外の部分は一部の方向の投影データでは大きなプラスの値が逆投影されるが、それ以外の殆どの方向では小さなマイナスの値が逆投影され、その結果その総和が 0 となる。最終的に再構成像は、**図 5 (g)** のようになり、鋼球が再構成される。このようにミッドプレーン上にある物体は再構成される。それ以外に物体がある場合も、逆投影の軌跡がコーン上に広がっていることを除けば大きな違いはない。



**図 5 . フィルター補正逆投影法 の概念図**

本章では基本的な再構成法について紹介したが、実際には 3D-Angio のデータ収集はハーフスキャン (180 度+ファンアングルのデータ収集) であ

るため、部分的に対向ビームの重なりが発生しており、この影響によりアーチファクトが発生する。またデータ収集中、臨床には不可欠なアームのオープン形状によりアームのたわみが発生する等、理想的な収集系とは異なっているため、Feldkamp 法をそのまま適用すれば良好な画像は得られない。このような問題を回避するため、実際には幾つかの補正アルゴリズム<sup>9)</sup>を付加した変形 Feldkamp 法を用いて再構成を行っている。

### 2.3 データ表示部

データ表示部では、再構成された三次元血管画像に対し三次元画像処理を施し、血管が立体的に見えるような表示画像を作成する。三次元画像処理には大きく分けて以下の 4 つがある。

- 1) ボリュームレンダリング (Volume Rendering)
- 2) サーフェイスレンダリング (Surface Rendering)
- 3) フライスルー (Fly Through)
- 4) MIP (Maximum Intensity Projection)

以下それぞれの画像処理法について簡単に説明する。

#### 1) ボリュームレンダリング

ボリュームレンダリングは、画素値を反射率などの光学的なパラメータに変換した三次元モデルを仮定し、その三次元モデルに任意の方向に仮定した光源から照射した光をあてて観察する方法である。例えば半透明なゼリーの中に梅が入っているお菓子の任意の断面は、**図 6 (a)** のように小さい円 (梅) と大きい円 (ゼリー) からなっている。今任意の方向に光源を仮定し、そこから光を照射すると、光はまずゼリー表面で反射する。しかし半透明のゼリーでは反射率が小さいので、一部の光は反射するが、その多くはゼリー内部に透過する。次に梅の表面では、ゼリーを透過した光は殆ど反射し、その結果ゼリーと梅が観察できる。このようにボリュームレンダリングでは、半透明な物質の表示が可能である。

またボリュームレンダリングは雲や煙の表示にも例えられる。雲や煙はたくさんの細かい粒子からなっており、雲に入射した光はその密度が大きければ大きいほど大きな反射を起こす。今画素値をその密度と仮定すると、密度から反射率が求められ、それに光を照射することにより三次元モデルを雲のように表示することができる。

このようにボリュームレンダリングは半透明な物質や雲など、我々の身の回りにある様々な対象物体を表現することができる。

#### 2) サーフェイスレンダリング

サーフェイスレンダリングは、三次元画像に対し任意の表面を仮定し、その表面に対して任意の方向に仮定した光源から照射した光をあてて観察する方法である。表面は、一般的には画素値に対して閾値処理を行い、光源から辿って行って初めて閾値を超えた部分を表面と仮定している。前述のゼリーの例で考えると、この方法は表面と認識した部分しか表示しないので、**図 6 (b)** のようにゼリーか梅の表面のどちらかしか表示できない。

ボリュームレンダリングとサーフェイスレンダリングを比較すると、まず表示速度の面では、ボリュームレンダリングは三次元画像全体での演算が必要なのに対し、サーフェイスレンダリングでは抽出された表面のみの演算だけで良い。従って表示速度は、サーフェイスレンダリングの方がボリュームレンダリングより圧倒的に速い。次に血管形状の正確さの面から考えると、サーフェイスレンダリングの場合は閾値によってその形状が大きく変化するが、ボリュームレンダリングはその変化が小さい。またノイズなどの影響が小さいのもボリュームレンダリングの方である。**図 7 (a)、(b)** に同じ臨床 3D 画像に対し、それぞれボリュームレンダリングとサーフェイスレンダリングで画像処理した結果を示す。これらを比較すると分かるように、サーフェイスレンダリングでは閾値によって無理やり表面を仮定してしまうため、閾値の設定によっては病巣領域が小さめに表示される、血管が一部消失するなどの問題が発生することがある。このような特徴から、医用画像処理の分野では、三次元画像表示法としてはボリュームレンダリングが支配的である。

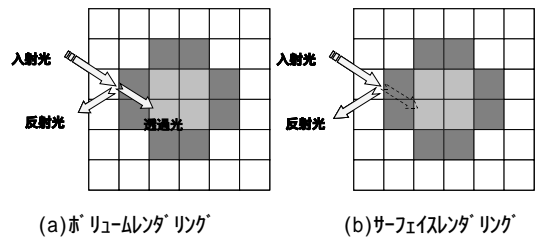


図 6 . 三次元画像処理法の概念図

#### 3) フライスルー

フライスルーは、血管などのチューブ状の臓器

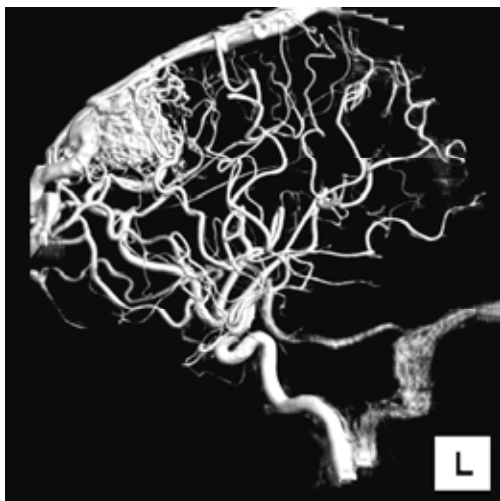
に対し、**図7(c)**のような内視鏡で観察するようなイメージを作成し、観察する方法である。仮想内視鏡表示(Virtual Endoscopy)とも呼ばれる。一般的にボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング等の三次元画像表示法は、観察者が外側から三次元画像を観察していると仮定しているが、フライスルーでは画像内部、それもチューブ状の臓器の内部に視点があると仮定している。それらの違いは主には観察者の位置であり、観察しているのはいずれの場合も血管内壁（正確には造影剤分布の外側）である。

なお前述のボリュームレンダリングとサーフェスレンダリングは独立な概念であるが、フライ

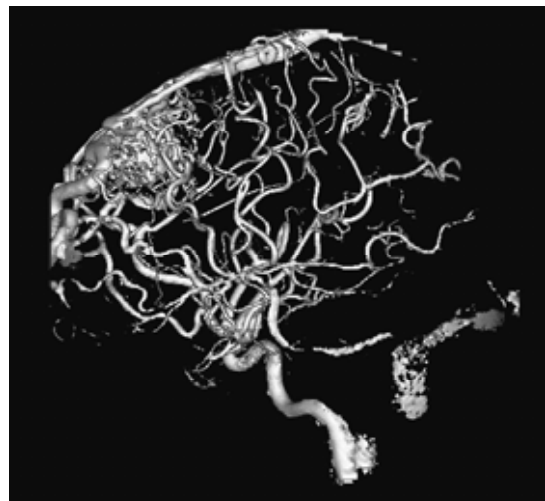
スルーはそれらと独立ではない。フライスルーの表示法にもボリュームレンダリングとサーフェスレンダリングがあることを注意しておく。

#### 4) MIP(Maximum Intensity Projection)

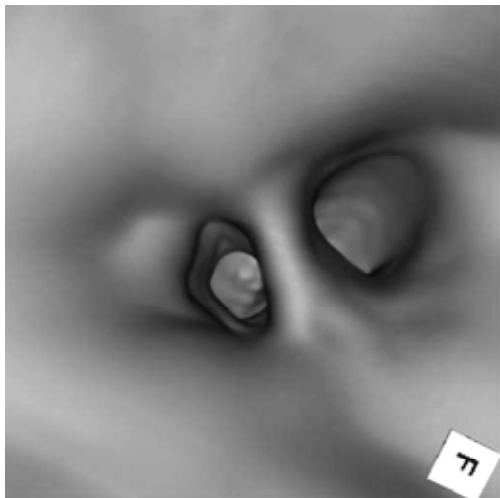
視線方向の最大値のみを投影する方法である。前後関係に関わらず、より高い画素値の領域のみを表示することができる。しかし前述の3手法は影付けするなどにより、奥行き感を表現して立体的に見せているが、本手法は**図7(d)**に示されるように奥行き感を全く表現できない。肺野領域のCT画像で使用されることが多く、体軸方向に投影したMIP像を作成することにより、読影時間の短縮に効果を発揮する。



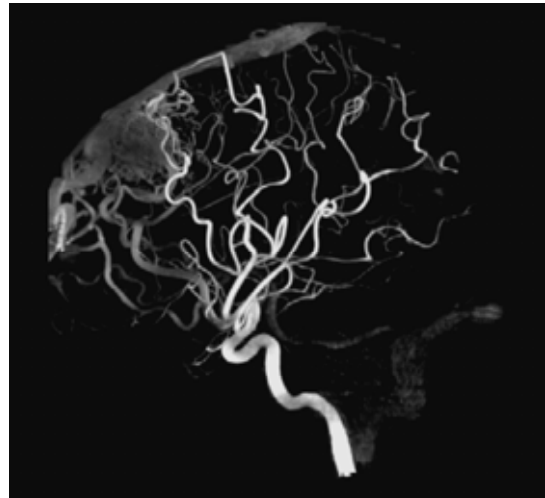
(a) ボリュームレンダリング画像



(b) サーフェスレンダリング画像



(c) フライスルー画像



(d) MIP画像

図7．三次元表示画像

### 3 . 3D-Angio システムの画質

3D-Angio システムでは、動脈瘤のネックやその周りの細かい血管が明瞭に描出できることが要求される。このように高分解能の三次元血管像を得るためには、再構成法の精度以外に以下の要件を満足する必要がある。

- 1) 投影データの画質が良いこと。
- 2) 角度サンプリングが必要十分であること。
- 3) 収集角度が必要十分であること。

以下にそれぞれについて順に解説する。

#### 1) 投影データの画質が良いこと。

投影データの画質は、物理的には以下の 4 つの特徴量で表すことができる。

- ① 変調度特性  
(MTF : Modulation Transfer Function)
- ② S/N
- ③ 残像特性
- ④ 入出力特性のリニアリティ

①、②の特徴量は血管構造に関する情報量を示し、また③の特徴量は主に回転による画像ボケを意味している。④の特徴量はシステムのダイナミックレンジを示している。

これらの特徴量の内、①、④の特徴量は検出器系の物理特性にのみ依存するが、②、③の特徴量は検出器系の特性以外に、それぞれ撮影条件を工夫することによって改善可能である。但し個々の撮影条件は複雑に関係しており、良好な画像を安定して得るための撮影条件のコントロールについては、今後部位毎の詳細な検討が必要である。例えば S/N を向上するためには、管電圧をある程度低くすることにより、造影剤のコントラスト（信号成分）を向上させれば良い。但し管電圧を低くし過ぎると、散乱線量の増加やビームハードニングが起り易くなり、コントラストの低下やアーチファクトの増加を引き起こすことがある。また残像を少なくするためには、パルス幅を短くすれば良い。しかし線量（ノイズ量と等価）を保ちつつパルス幅を短くするためには、管電圧、管電流のどちらか一方、若しくは両方を増加させねばならない。しかし管電圧を高くすると造影剤のコントラスト（信号成分）が減少する。また管電流を高くすると管球の負荷が大きくなり、必要によっては焦点サイズを大きくしなければならず、画像ボケが大きくなる等の問題があり、これもある程度の範囲内で調整することが望ましい。このよう

に、部位毎の適切な撮影条件は理論だけでは一意に決定することは難しい。5 章では、臨床例と共にその撮影条件を示しているが、それらを元にさらに検討が進み、適切な指針が示されることを期待している。

ところで投影データの画質については、管電圧やパルス幅の調整のような撮影技術に因るもの以外に、検出器系の物理特性に因るものも大きい。例えば CCD を TV 系として使用している I. I. (Image Intensifier) と、撮像管を使用しているものを比較すると、CCD は前記全ての特徴量で撮像管に優っていることは様々な研究成果から明らかである<sup>(10-11)</sup>。具体的には CCD 搭載の I. I. では①の特徴により、より細かい血管構造を描出でき、②の特徴量によりノイズの相対的に少ない画像を収集できる。このように投影画像の画質が良ければ、それを元に再構成する三次元血管像の画質も良くなることは明らかである。次に③の特徴量について示すと、**図 8 (a)**は CCD の、**(b)**は撮像管の残像特性である。**図 8**の中で、左の大きな波形が信号であるが、CCD の場合は全く残像が発生していないが、撮像管の場合は残像がはっきり確認できる。このように残像が収集画像に重畳すると、三次元血管像においてもボケやアーチファクトとなって表れる。最後に④の特徴量が悪いと、同様に三次元血管像にアーチファクトを発生する。一般的には Feldkamp 法だけでなく、おおよそ全ての X 線画像を用いた再構成法は検出器の入出力特性がリニアであることを前提として導出されている。従ってこれが悪い場合は補正しないとアーチファクトが発生する。

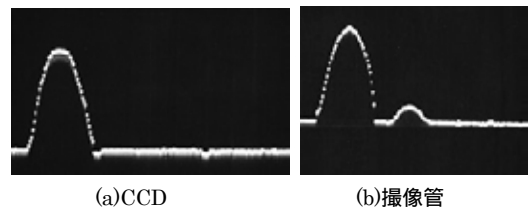


図 8 . 残像特性

#### 2) 角度サンプリングが必要十分であること。

投影画像の投影方向（プロジェクション）数が再構成画像の画質を左右することは良く知られている。しかし正確には角度サンプリング、言い換えればフレーム間に移動する角度が再構成画像の画質を左右する。その理由をまず簡単に説明する。

まず話を簡単にするために、X 線投影が平行投

影であると仮定して、ミッドプレーンでの再構成について考える。再構成の基本定理である投影定理によると、任意の方向の投影データを一次元フーリエ変換すると、フーリエ空間における投影面に相当する角度の横断面データに合致する。図9はそれを簡単に示したもので、図9(a)は角度 $\theta$ 方向への投影系を示しており、この投影系で検出されたデータ  $p_\theta(y)$ とする。一方図9(b)は再構成空間(断層画像)のフーリエ面であり、 $P_\theta(\omega)$ は二次元フーリエ面の角度 $\theta$ 方向の断面データである。この時投影データ  $p_\theta(y)$ と断面データ  $P_\theta(\omega)$ は以下のように表すことができる。

$$P_\theta(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} p_\theta(y) \exp(-j2\pi y\omega) dy \dots(7)$$

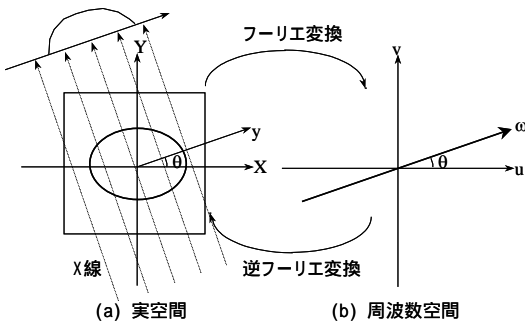


図9 . 投影定理

ところで式(7)は、任意の方向の投影データを一次元フーリエ変換したデータと、二次元フーリエ面の投影方向に対応する横断面のデータとが一致することを示している。再構成空間とフーリエ面とは一対一の関係にある。従って 180deg.回転してフーリエ空間をデータで満たせば、再構成空間も満たされる。次に図10(a)のように 1deg.に 1フレームを撮影した場合と、図10(b)のように 3deg.に 1フレームを撮影した場合を考える。投影定理により、それぞれ周波数空間(フーリエ面)は図10(c)、(d)のようになる。ここで灰色線の部分が周波数データで満たされた部分を示す。この図から明らかなように、角度サンプリングが周波数空間の密度、すなわち再構成画像の情報量を示している。情報量が多ければ多いほど画質が良くなることは周知の事実である。なお角度サンプリング $\Delta\theta$ は以下のように求められる。

$$\Delta\theta = \frac{V_R}{N} \dots(8)$$

ここで  $V_R$  はアームの回転スピード(単位: [deg./sec])、 $N$  はフレームレート(単位: [fps])

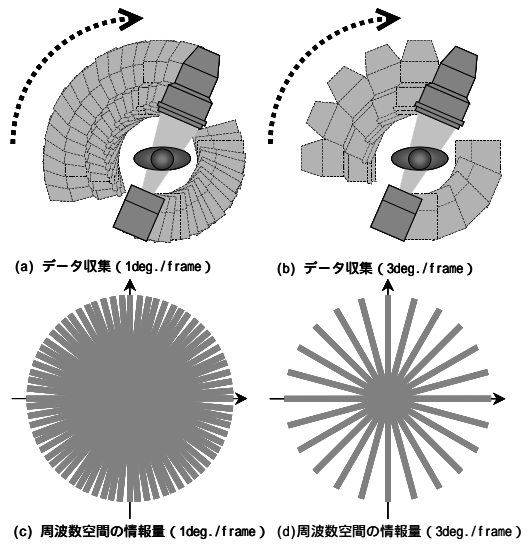


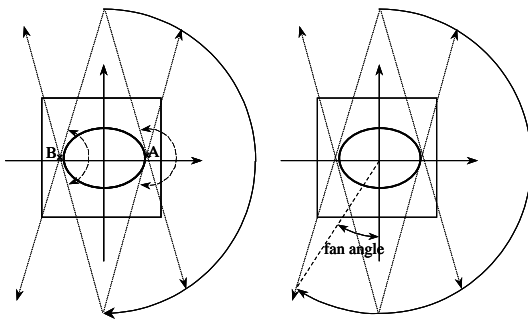
図10 . 角度サンプリング

を示している。ところで一般的には画質はプロジェクション数が大きく左右されると言われることは先に述べた。Angio システムではプロジェクション数を左右するのはフレームレートであるということから、一部でフレームレートが画質を左右するという間違っただ認識が示されることがある。しかし先に述べたように角度サンプリングと言うのが正しい認識である。例えば回転速度 40deg/sec、フレームレート 30fps でデータを収集した場合と、回転速度 20deg/sec、フレームレート 15fps でデータを収集した場合とは角度サンプリング、プロジェクション数共に一致する。すなわち仮にモーションアーチファクトや回転ボケなどの影響が画質に関係ないと仮定すると、その画質は等価となる。但しこの理論を突き詰めると、正確な再構成像を得るためには無限小の角度サンプリングで無限数のプロジェクションデータを収集しなければならない。ところが角度サンプリングが一定以下に小さくなると、画質への寄与の度合いが少なくなる。そこでこの実用的な影響について、次章で実験的に確認する。

3) 収集角度が必要十分であること。

前節ではアームが 180deg.回転することにより、フーリエ空間も満たされると説明した。しかし前節ではX線ビームを平行ビームと仮定していたが、実際にはX線ビームは扇状に広がるファンビームである。そこでファンビーム系で 180deg.回転した場合を考えると、図11(a)のようになる。ここ

で右側の円弧が X 線管球の軌跡を示している。この撮影系では X 線管球軌跡に近い点 A においては点線で示されているように、180deg.以上の角度のデータが収集されている。しかし反対側の点 B においては 180deg.のデータが収集されていない。点 B においても 180deg.分のデータを収集するためには、**図 11(b)**に示すように 180deg.プラス  $\alpha$  の撮影が必要となる。この角度は X 線（ファン）ビームの角度と一致するため、ファンアングルと呼ばれる。例えば最も大きい口径の I. I. 視野サイズを 16inch と仮定すると、この場合ファンアングルは約 20deg.となる。ここで X 線管球焦点と I. I.間の距離は、頭部撮影の時に標準的に使用する 1100[mm]で計算している。腹部撮影の場合は X 線管球焦点と I. I.間の距離を長くすることがあるが、この場合ファンアングルは小さくなる方向なので、実用的には 200deg 回転すれば必要十分である。



(a) 180 degrees (b) 180 + fan angle

**図 11 . ファンアングル**

一方撮影技術の面から考えると、良好な三次元血管像を得るためには、物理的に 200deg 分アームが回転することだけでなく、造影剤の注入タイミングも重要である。例えばいくらアームが 200deg 分回転しても、回転開始時に目的の血管に造影剤が殆ど満たされていないと、それは収集していないことと等価であり、アーチファクトを生じる。また回転終了までに目的の血管から造影剤が流れきってしまったら、同様にアーチファクトを生じる。従ってインジェクターが作動してから撮影が開始されるまでの時間（ディレイ）の設定と、造影剤を流し続ける時間（造影時間）の設定が非常に重要である。理想的には再構成する血管が回転開始から終了まで造影されている必要があり、ディレイ  $t_d$  と造影時間  $t_c$  との間には以下

の関係がある。

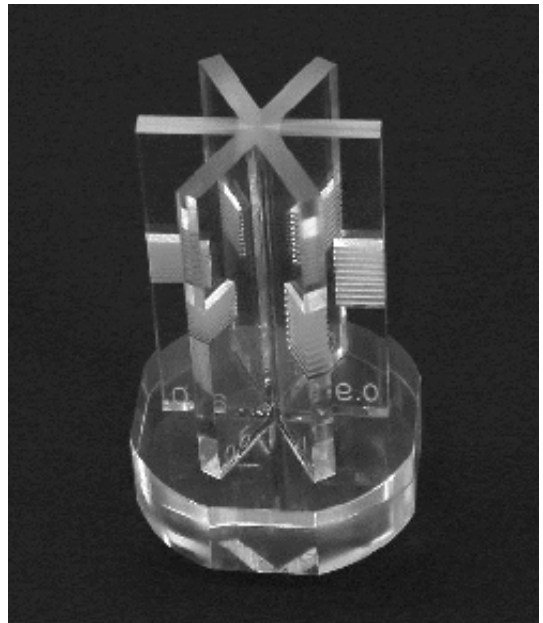
$$t_c = t_d + t_a - t_r \dots (9)$$

ここで  $t_a$  はコントラスト画像の撮影時間（アームの回転時間）、 $t_r$  はインジェクターが造影剤を注入し始めてから目的の血管に造影剤が流入し始めるまでの時間を示している ( $t_d \geq t_r$ )。

#### 4 . 3D-Angio システムの空間分解能<sup>(12-14)</sup>

前章では再構成画像の画質と角度サンプリングの関係について理論的に説明した。本章ではそれらの関係を実験的に確認する。

空間分解能を計測するため、**図 12** に示す分解能ファントムの撮影及び再構成を行った。撮影は、X 線条件等の撮影条件は全く同じとし、角度サンプリングのみを変えて撮影した。角度サンプリングは 1.3deg./frame、2.7deg./frame、4deg./frame、5.3deg./frame の 4 種類について検討した。分解能ファントムは 6 つの櫛部を有しており、それぞれ 0.5mm、0.6mm、0.7mm、0.8mm、0.9mm、1.0mm ピッチの櫛部で構成されている。このファントム再構成像を観察し、櫛部の描出の正確さにより分解能を判定した。なお三次元的な空間分解能を評価するため、ファントムは三通りの方向に向けて撮影した。



**図 12 . 分解能ファントム**



図 13 にその中で一番影響が顕著だった方向の分解能ファントムの再構成像を示す。(a)、(b)、(c)、(d)がそれぞれ 1.3deg./frame、2.7deg./frame、4deg./frame、5.3deg./frame の際の再構成像を示している。1.3deg./frame の再構成像では左側の 0.5mm ピッチの櫛部も正常に且つ明瞭に描出できている。また 2.7deg./frame での再構成像でも

正確に描出されているが、多少不鮮明になっている。一方 4deg./frame、5.3deg./frame での再構成像には顕著なぼけ、変形が観察され、4deg./frame 以下の低フレームレート収集画像からの再構成像には、形状の不正確さが発生する危険性があることが明確となった。

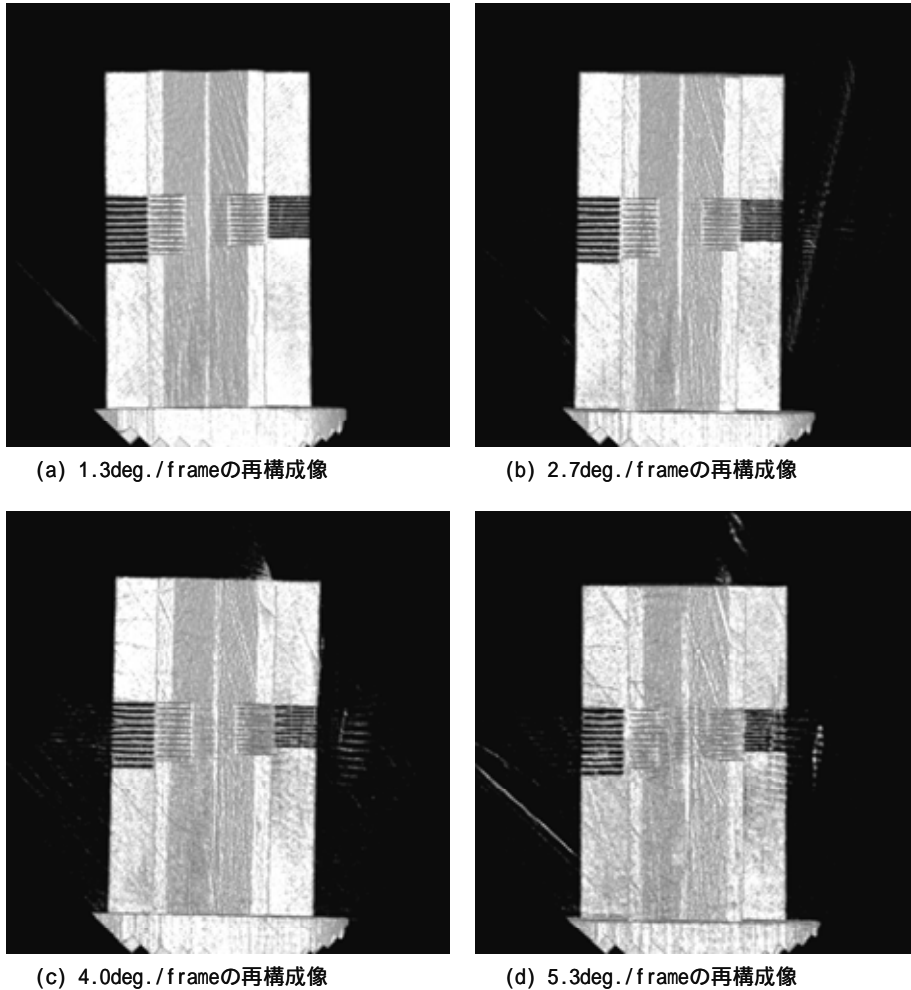


図 13 . 分解能ファントム再構成像

## 5 . 臨床例

頭腹部の臨床例を 7 症例提示する。各症例の撮影条件は表 1 にまとめている。撮影の参考になれば幸いである。ディレイ時間はカテーテルの位置によって変わるので、ここでは割愛する。なおディレイを決定する最も有効、且つ確実な方法は、カテーテルの位置が全く同じところから造影した前の検査画像を元に決定することである。

表 1 . 臨床例の撮影条件

	X線条件			I.I. 視野 サイズ[mm]	造影条件	
	管電流[mA]	管電圧[kV]	ノイズ幅[msec]		注入速度[cc/sec]	注入総量[cc]
症例1	500	97	20	9	3	18
症例2	800	60	20	9	3	22
症例3	160	72	19	9	4	20
症例4	500	97	20	7	3	18
症例5	500	89	20	12	3phase injection(*)	22
症例6	400	86	9	9	2.5	16
症例7	500	93	20	12	3phase injection(*)	22

(\*)3phase injection=2ml/sec\*2sec+0.5ml\*4sec+2ml/s\*8sec

### 5 . 1 頭部臨床例

頭部血管に対する 3D-Angio の適用は、その臨

床的有用性が様々な文献で紹介されており、特に動脈瘤に対しては適用が不可欠との意見もある。ここでは 3D-Angio が特に有用であった症例を 4 例提示する。

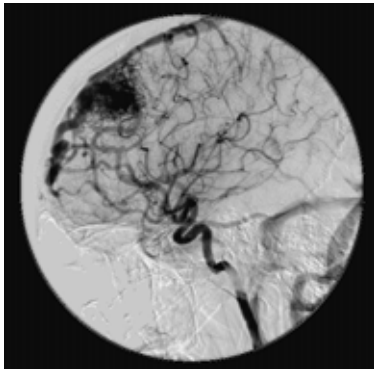
症例 1 は前交通動脈部に発見された動脈瘤である。この部位にある動脈瘤は血管と重なることが多いため、最適な透視角度 (Working Angle) を探すには何度も DSA 撮影を繰り返す必要がある。しかし 3D-Angio 画像を色々な方向から観察することにより、余計な撮影を行うことなく最適な Working Angle を一意に決定できる (図 14)。ここで 3D-Angio 画像はボリュームレンダリング像として表示しており、この後紹介するものも全てボリュームレンダリング像である。

症例 2 は左内頸動脈部に発生した AVM (動静脈奇形: arteriovenous malformation) である。AVM は流入動脈、病巣、流出静脈が複雑に絡み合っており、図 15(a) に示すように DSA 像では解剖学的構造を理解することが容易ではない。しかし 3D-Angio 画像では、図 15(b) に示すように流入動脈、流出静脈を含め、一度に複雑な立体構造を理解することができる。さらに表示パラメータ

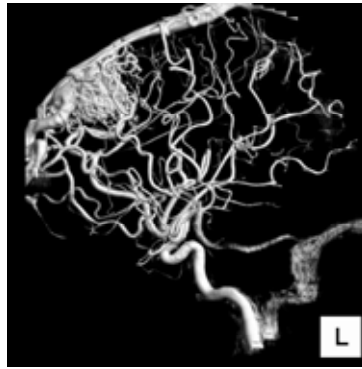
を変更し、図 15(c) に示すような透過像として観察することにより、目的血管の背後の血管構造も把握できる。ちなみにこの画像が 2. 2 節で説明した、ボリュームレンダリング法による半透明表示画像である。



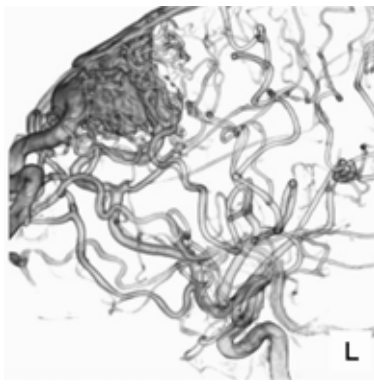
図 14 症例 1 (動脈瘤前交通動脈部の動脈瘤)



(a) DSA画像



(b) ボリュームレンダリング画像

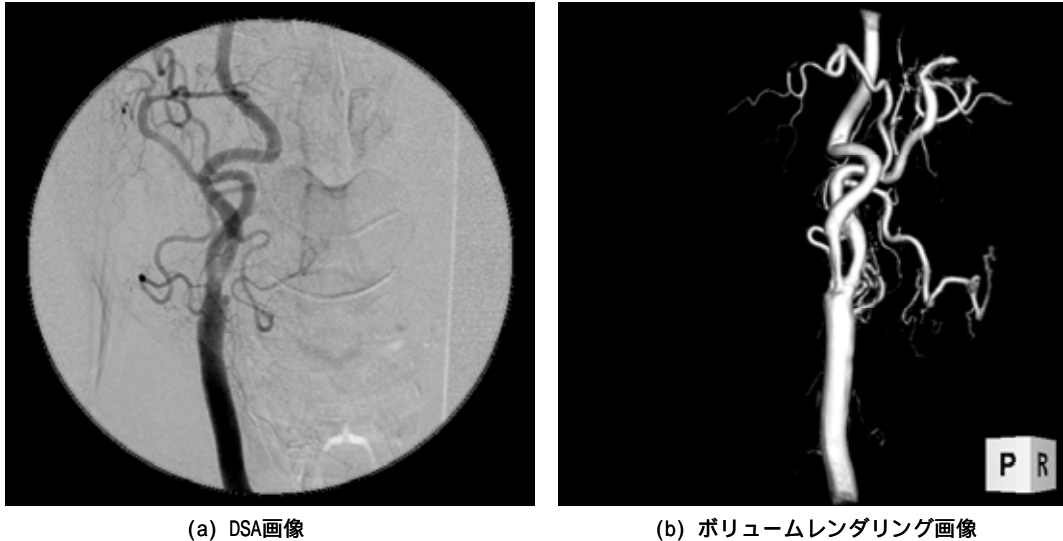


(c) ボリュームレンダリング画像 (半透明表示)

図 15 . 症例 2 (AVM)

症例3は外頸動脈部の狭窄である。狭窄病変は偏心性のものが多く、**図16(a)**に示すような限られた方向からのDSA像だけでは、狭窄の程度を

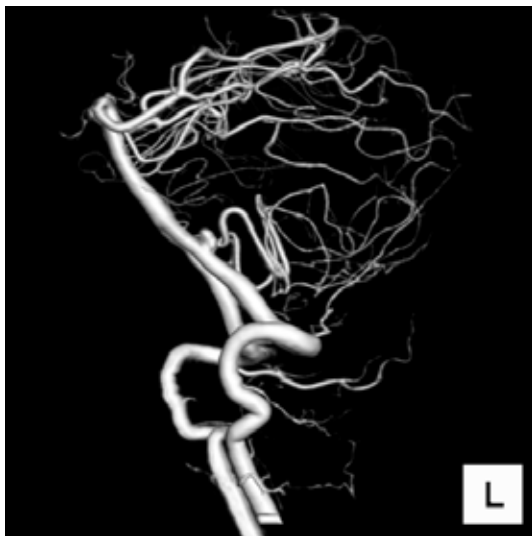
正しく評価できないことがある。しかし3D-Angio画像(**図16(b)**)では狭窄を立体的に観察することができる。



**図16．症例3（総頸動脈部の狭窄）**

症例4は椎骨動脈部に発見された動脈瘤(**図17**)である。動脈瘤のネックや動脈瘤から出ている血管の位置関係が非常に分かり易い上、脳底動脈部頂上の穿通刺(perforator)も明瞭に描出されており、3D-Angio画像の空間分解能が非常に高いことを示している。

性の検討段階で、頭部血管への適用例と比較すると非常に少ない。しかしながら短時間で空間分解能の高い3D-Angio像がカテ室で得られることより、腫瘍への栄養血管(feeding artery)の同定やWorking Angleの確定が容易にできるようになった。IVRの時間短縮や安全性への寄与が今後期待される。ここでは検討の中で有用性が確認された症例を3例紹介する。



**図17．症例4（椎骨動脈部の動脈瘤）**

症例5は肝細胞癌(Hepatocellular Carcinoma)の症例である。本症例では癌細胞への栄養血管を正確に同定し、それらを一一つ塞栓する必要がある。DSA像では同定が一意に行えないため、何度も角度を変えながらDSA撮影を繰り返す必要があるが、3D-Angio画像では**図18**に示すように栄養血管を一目で確認できる。

症例6は腎細胞癌(Renal Cell Carcinoma)である。**図19(a)**がDSA画像、**図19(b)**が3D-Angio画像である。3D-Angio画像により腫瘍内流入血管の特定や腫瘍の位置、大きさの確認が可能である。また多方向から観察することにより、腎動脈から分枝する副側枝と背側枝も明確に判断できる。

症例7は膀胱癌(Bladder Cancer)の症例である。膀胱癌動注目的で栄養血管を同定するために施行された。骨盤領域は血管走行が前後方向へ興行きが広いいため、立体的に走行を把握すること難

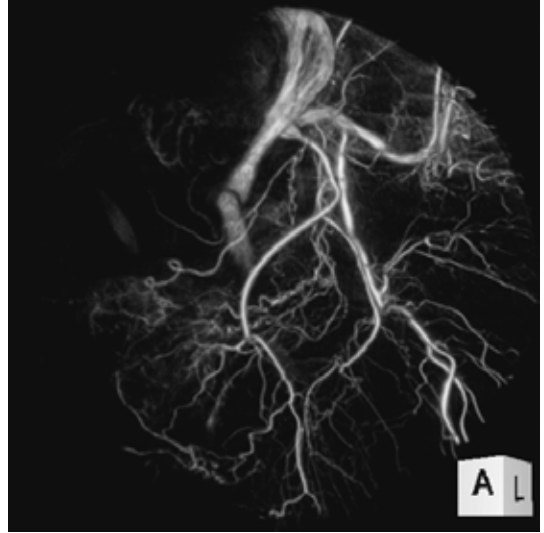
## 5.2 腹部臨床例

腹部血管に対する3D-Angioの適用は未だ有用

しいが、**図 20**に示すように腫瘍への栄養血管の状態が立体感を持って理解できる。



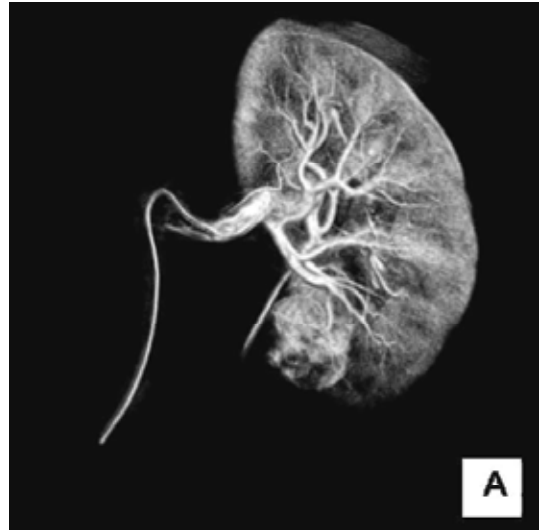
**図 18 . 症例 5 (肝細胞癌)**



**図 20 . 症例 7 (膀胱癌)**



(a) DSA画像



(b) ボリュームレンダリング画像

**図 19 . 症例 6 (腎細胞癌)**

## 6 . まとめ

3D-Angio システムは、データ収集部、データ変換部、データ表示部の 3つの処理ブロックからなっているが、その中でも画質を大きく左右するのはデータ収集部である。そして画質を決める要因には、撮影方法によって決まることと、システム自体に必要なことがある。その内撮影方法によ

って決まることは、(1) X線条件を適切に設定して画質の良い投影データを収集すること、(2) 4deg./sec より小さい角度サンプリングで収集すること、(3) 撮影開始から撮影終了まで造影剤が目的の血管に充満しているように造影タイミングを決定すること、の 3つである。

一方システム自体に必要なこととしては、(1) 残像などの少ない、画質の良い投影データを収集

できること、(2) 1deg./sec くらいの小さい角度サンプリングで収集できること、(3) 200deg.の範囲を回転撮影できること、の3つである。余談で申し訳ないが、システムに必要なことを全て備えているシステムは当社 3D-Angio システムだけであると自負している。

本稿が 3D-Angio システムの理解、及びより良い画質の三次元血管像を得るための臨床検査、研究の一助にでもなれば幸いである。

## 謝 辞

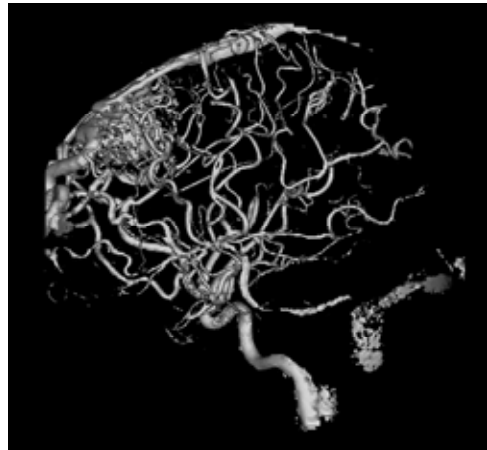
本稿をまとめるにあたり、臨床データを多数ご提供頂いた、立川メディカルセンター 立川総合病院様(新潟)、健康保険 天草中央総合病院様(熊本)、テキサス大学サウスウェスタンメディカルセンター(Zale Lipshy University Hospital)様(Dallas, USA) に心より感謝致します。

## 参考文献

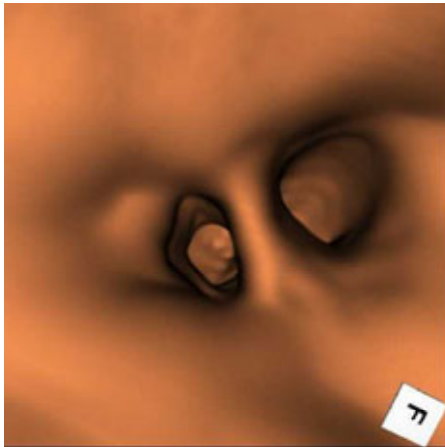
- 1) R. Anxionnat, S. Bracard, J. Macho, E. Da Costa, R. Vaillant, L. Launmay, Y. Troussset, R. Romeas and L. Picard, "3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology", J. Neuroradiology, vol. 25, No. 4, pp. 251-262(1998)
- 2) J. Moret, R. Kmekers, J. Op de Beek, R. Koppe, E. Klotz and M. Grass, "3D rotational angiography: Clinical value in endovascular treatment", medicamundi, vol. 42, No. 3, pp. 8-14(1998)
- 3) 興梠征典、生嶋一朗、矢村正行、石井章彦、河中功一、高橋睦正、大石悟、増田郁二、秋澤育代、「東芝 3 次元血管撮影システムの頭部領域における臨床応用」、Medical Review、No. 79, pp. 2-8(2000)
- 4) Y. Korogi, M. Yamura, M. Takahashi, S. Oishi, I. Masuda, I. Akizawa, "3D Cerebral Angiography with Volume Rendering for Small Intracranial Aneurysms: Phantom and Clinical Study", Presentation No. 385, ASNR2001(2001)
- 5) S. Oishi, S. Fujii, Y. Korogi, M. Takahashi, K. Yoshizumi, Y. Shigematsu et al., "Development of 3D Angiography System", 85<sup>th</sup> Scientific Assembly and Annual Meeting (RSNA1999), Supplement to Radiology, Vol. 213, pp. 320(1999)
- 6) L. A. Feldkamp, L. C. Davis and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm", J. Opt. Soc. Am. A, vol. 1, No. 6, pp. 612-619(1984)
- 7) G. N. Ramachandran and A. V. Laksminarayanan, "Three Dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs: Application of Convolution instead of Fourier Transforms", Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A., No. 68, pp. 2236-2240(1971)
- 8) L. A. Shepp and B. F. Logan, "Fourier Reconstruction of a Head Section", IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21, pp. 21-42(1974)
- 9) D. L. Parker, "Optimal short scan convolution reconstruction for fanbeam CT," Med. Phys., No. 9, 254-257 (1982).
- 10) 林幹人、小林信夫、栃村勝美、塚本明、西木雅行、永井清一郎、「新型 DF 装置用高精細 CCD カメラの性能評価」、日放技誌、vol. 49, No. 8, pp. 1456(1993)
- 11) 江口陽一、岡田明男、加賀勇治、塚本明、西木雅行、青木久敏、「100 万画素 CCD カメラの画質評価」、日放技誌、vol. 52, No. 6, pp. 741-746(1996)
- 12) 大石悟、増田郁二、興梠征典、生嶋一朗、矢村正行、石井章彦、河中功一、高橋睦正、秋澤育代、「3D-Angio システムの開発」、Medical Review、No. 79, pp. 9-16 (2000)
- 13) 大石悟、増田郁二、村川雅一、小澤政広、塚原克之、興梠征典、高橋睦正、吉住和弘、重松良典、石井章彦、「3D アンギオシステムによる 3D 画像表示～IVR 支援機能の開発」、日本放射線技術学会 第 56 回総会学術大会<予稿集>、pp. 194(2000)
- 14) M. Yamura, Y. Korogi, M. Takahashi, S. Oishi, I. Masuda, I. Akizawa, "Fundamental Quantitative Evaluation of 3D Angiography System", Presentation No. 455, ASNR 2001(2001)



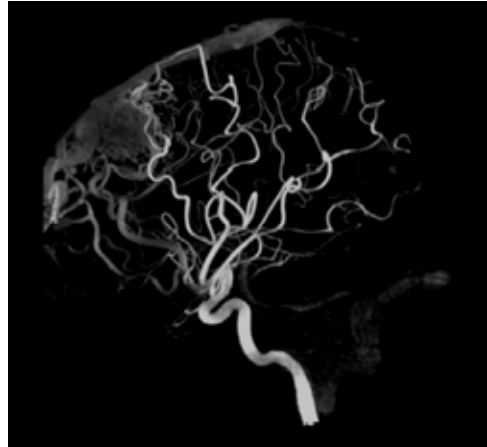
(a) ボリュームレンダリング画像



(b) サーフェイスレンダリング画像



(c) フライスルー画像



(d) MIP画像

図 7 . 三次元表示画像

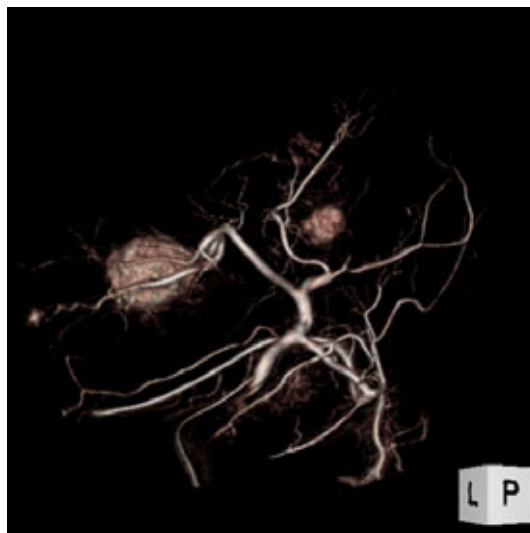


図 18 . 症例 5 (肝細胞癌)