

特 集 — 回転 DSA・DA からの 3 次元画像処理 —

回転 DSA・DA からの 3 次元画像処理の臨床

三重大学医学部附属病院 中央放射線部 牧 浩昭

はじめに

1998 年 6 月に初めて GE 社よりアンギオ C アーム回転による 3D 画像^{1)~3)}が製品発表されて以来、既に 3 年以上が経過し、2001 年 4 月現在では主要メーカー各社よりそれぞれの特色を生かした回転 3D が製品化され出揃ったところである。

マイクロカテーテル&ガイドワイヤシステムやコイル・ステントなどの優れた機材の開発と相まってアンギオによる回転 3D はもはや特別なものではなく益々盛んに行われるようになってきている。^{4)~8)}

当院の、頭頸部アンギオにおいて回転 3D 撮影の占める割合は約 41% (2000.3~2001.9) 170/410 であり、脳動脈瘤の塞栓術、及び頸動脈ステント拡張術に限っては全症例で回転 3D を用いている。しかし、各科使用割によって、限られた曜日にしか回転 3D 装置を使用できないという院内事情がある。そのため回転 3D アンギオの使用要求のすべてに対して回転 3D を施行する事が不可能で、不自由を感じているのが現状であり、潜在的な回転 3D の需要は更に多いものと思われる。

実際に脳神経外科 Dr より、診断及び IVR において「回転 3D がなくては診断が出来なかった。回転 3D がなくては IVR が出来ない」と言われる症例もあり、現在では当院においても回転 3D 撮影は重要で必要不可欠な検査となっている。

今回、「回転 DSA・DA からの 3 次元画像処理の臨床応用」と言う題目であるが、3 次元画像処理だけに限らず、当院における回転 3D 撮影の画像収集、画像転送、画像処理、画像表示についても簡単に述べた後、実際の臨床症例を提示し個々の症例において、どのような流れで 3 次元画像収集・処理が行われているか、回転 3D アンギオの利点、3D 処理の違い、計測、問題点などについて頭部、頸部の臨床症例中心に述べる。

当院では頭頸部のアンギオ施行可能な部屋が 3 室 (No1~No3) あり、そのうちの 1 室 (No2) が回転 3D 撮影可能な部屋である。

No2 室アンギオ装置及びワークステーションの

主な仕様を下記に、構成を **図 - 1** に示す。

Advantx ACT BP HS LX/i

(Biplane Sidewinder Type)

Focus Size 0.3, 0.6, 1.2 mm

I.I. Size 12, 9, 6, 4.5 Inch

Advantage Workstation 3.1P

*Sum Ultra SPARC2 model 2300

64bit Ultra SPARC 300MHz×2

SPECint95 : 12.3 SPECfp95 : 20.2

RAM : 256MB HD : SCSI - 2 4.2GB×2

(System 2GB, Image 6GB)

*Advantage 3D-XR : 3D for NAV/VR : XR Analysis

VR with Vavi : Advanced Vessel Analysis

CT/MR Analysis : Screen Capture : Advantage Paste

Scrap book : Denta scan

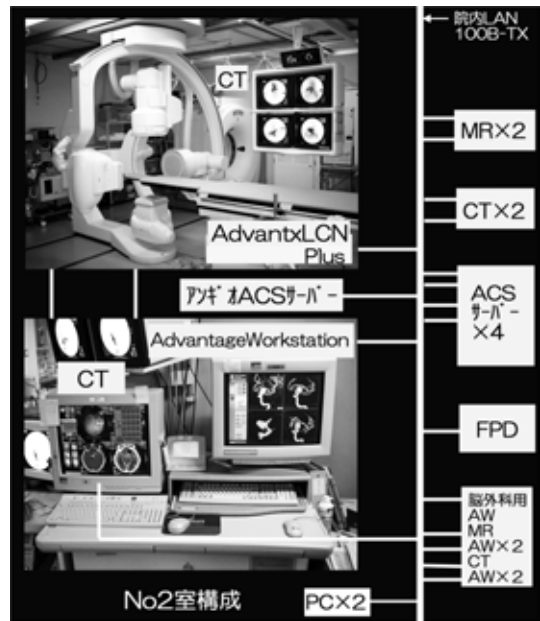


図 - 1

画像収集

通常の画像収集の手順と操作に要する時間を示す。

1. 回転 3D を行う血管が確定したら ④I.I.サイズ

を決定。正面にて左右、上下方向の位置決めを行う。I.I.を90°回転させて側面より前後、上下方向の位置決める。

2. ボタンを押し続けながら、回転エリア内に障害物がないかを確認する。
3. ①I.I.入射線量、②焦点サイズ、③造影剤注入タイミング、④回転開始タイミングの設定
4. ⑤造影剤注入量、⑥注入速度、⑦圧の設定
5. マスク像の回転収集、アームを戻して再度回転し造影像の収集を行う（MRC回転）。

実際には、患者右側面をスタート位置として左側面まで200°を5秒間でアームが回転する。回転中10F/secにて44枚のマスク像を収集し、スタート位置までアームを戻して造影剤注入後に同じ条件にて44枚の造影像を収集する。トータル収集時間は17秒+造影剤の注入開始からアーム回転スタートまでの時間（通常2秒以内）であり、これら一連の作業は撮影スイッチを押すことで自動的に実行される。（当院における1.の撮影部位の位置合わせから5.の回転撮影終了までにかかる実際の時間は通常約1分30秒である）

以上のように画像収集（回転3D撮影）を行うわけであるが、撮影においてアーム回転スピード、回転開始・終了位置、管電圧・管電流・タイマー、SIDなどは任意に変更できない。変更可能なパラメーターは①～⑦のみである。具体的にどのように変更できるかを示す。

- ① I.I.サイズ、12・9・6・4.5 インチ
- ② I.I.入射線量、A dose(約100μR/F @9inch)
B dose(約250μR/F @9inch)
- ③ 焦点サイズ、(大焦点1.2mm,中焦点0.6mm)
- ④ Injection to Image (0~45sec) (注-1)
Mask to Image (0~45sec) (注-2)
- ⑤ 造影剤注入量、⑥注入速度、⑦注入圧

(注-1) 造影剤注入から造影像収集開始までの時間。

X-ray Delay に同じ

(注-2) マスク像収集後にアームがスタート位置に戻ってから造影像収集開始までの時間

①I.I.サイズ、②I.I.入射線量、③焦点サイズは撮影条件とお互いに関係しており撮影タイマーがなるべく短く切れるように管電圧、管電流が自動的に設定される。被写体の大きさ、I.I.サイズによっては撮影タイマーが伸びることがある。この場合、回転撮影では回転中心部より離れれば離れるほどより多くの動きによるボケが現れる。そのため、撮影時間が20 msec 越える場合は警告がでる。

このような場合、中心部から離れるほど動きによるボケを生じやすく、中心部に近い所に限っては3Dの構築をしても問題はないが、辺縁部に病変がある場合（前及び中大脳動脈遠位部=Distal ACA, Distal MCA）などは注意が必要である。

また、アームが高速で回転するためI.I.を患者に密着できない。そのため拡大によるボケが問題となる。当院では、ほぼすべての撮影において中焦点(0.6mm)を使用している。4.5インチサイズのI.I.を用いた撮影は撮影条件を上げなくてはならず大焦点が必要となるため、拡大によるボケと焦点のサイズによるボケが相まって頭頸部領域では実用的ではなく使用していない。

当院における頭頸部の一般的な3D撮影時のパラメーターを示す。(表-1)

I.I.サイズ(Inch)	12	9	6	4.5
Dose	B	B or A	A	
焦点サイズ(mm)	0.6	0.6	0.6	

表 - 1

- ④造影剤注入タイミング、⑤回転開始タイミング、⑥造影剤注入量、⑦注入速度、⑧注入圧 について

造影剤が注入される前に回転を始めたり、回転が終了する前に造影剤が流れてしまったりした場合はアーチファクトとして表れ信頼性の低い画像となる。⁹⁾

回転3D撮影においては180°の回転データが得られて初めて信頼できる画像が構築できる訳であり、回転中88枚すべての画像に対して動きのない画像、および目的血管にのみ造影剤の入った44枚の画像を撮影するように注意している。

目的血管にのみ造影剤の入った44枚の画像データを取得するための確実な方法としては、実際に一度、自動注入器を用いて通常のDSA撮影を施行し、注入から目的部位までの到達時間、流出時間を計測し、その時間を用いることである。しかし、症例によっては自動注入器を用いないで撮影を行う場合や、最初に回転3D撮影を行う場合などが多く、必ずしもすべての症例において到達時間を計測できる状況とは限らない。これらの場合カテ先位置と目的血管への造影剤到達時間、造影剤量、注入速度、注入圧などを考え各種設定を行う。

当院における各種設定例を示す。(表-2)

(設定条件はカテ先位置と症例により変わるが基本的な考え方として、造影剤が目的血管に未流入

状態での回転開始、および造影剤量の不足を避けるようにしている。より確実な回転 3D アンギオ像を構築するため、回転タイミングについては少し遅めの設定、造影剤量については少し多めの設定としている。よって、造影剤量に限度がある場合は更に減らす事は可能である) 狭窄部の拡張後、巨大動脈瘤、動静脈奇形(AVM)などの回転撮影における設定においては特に注意が必要であり、症例ごとに後述する。(症例 - 2, 4, 5)

標準的な設定条件				
撮影部位	頸部総頸動脈	頭部内頸動脈	頭部内頸動脈	椎骨動脈
カテーテル位置	総頸動脈	総頸動脈	内頸動脈	鎖骨下動脈分岐直上
注入レート (cc/sec)	4~5	4	3.5~4	3~3.5
注入量(cc)	20~27.5	20~24	17.5~24	15~18
注入時間(sec)	5~5.5	5~6	5~6	5~6
注入圧(PSI)	600	600	600	600
回転開始遅延時間(sec)	0.7~1.2	0.8~2.0	1~1.5	1~1.5

表 - 2

画像転送

画像収集後直ちにワークステーションに自動転送される。(当院における実際の転送時間は約 1 分 20 秒である)

この時、直ちに次の撮影に移ったり他のイメージを見たりしていてもバックグラウンドで画像転送が行われるため転送時間は変わらない。

画像処理

撮影装置よりワークステーションに自動転送されたマスク像 44 枚+造影像 44 枚とキャリブレーションデータを用いて直ちに 3D ボリュームデータが構築される。(この間の処理時間は約 1 分である) 一旦 3D ボリュームデータを構築すればこの 3D ボリュームデータを用いて表示を行うため次回以降の表示にはこの処理時間はかからない。

動脈瘤クリッピング術後やコイルリング後のクリップ及びコイルを表示させるためには、さらに別に Coil & Clip 用の 3D ボリュームデータの構築が必要となる。(表 - 3)

(この処理にかかる時間は約 1 分である)

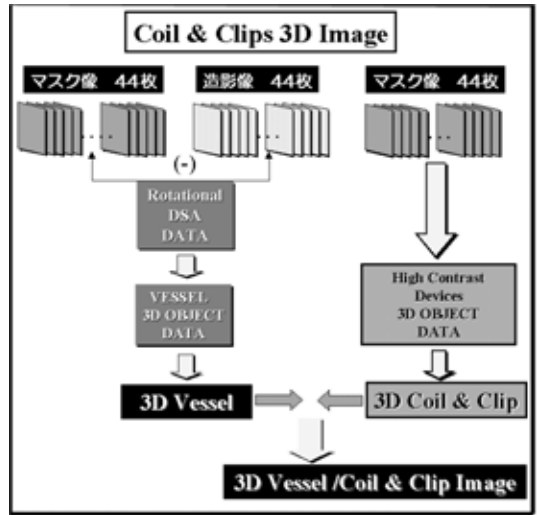


表 - 3

ワークステーション上の画像表示

本ワークステーションは CT、MR などで使用されているものと基本的には全く変わらず、画面の表示は

- SSD (Shaded Surface Display),
- VR (Volume Rendering),
- MIP (Maximum Intensity Projection),
- MPR (Multi Projection Reconstruction),
- VES (Virtual Endoscopy)=NAVI

のいずれでも表示可能であり、同様の操作で様々な 3D 表示が可能である。しかし、回転 DSA 像からの 3D 画像表示についてはアンギオ検査中に行う作業であり、短時間に必要な情報を表示しなくては意味をなさない。ワークステーションには回転 DSA3D 画像表示専用ソフト (Advantage 3D-XR) が用意されており、必要となる情報を簡単に素早く表示する事が出来る。以下に実際の診断までの流れについて記す。

3D ボリュームデータが構築されたら直ちに、ワークステーションの 4 分割画面の左上画面上に MIP 像、その他にはスレッショールドを決める画面等が表示される。

目的とする血管が最もよく見える位置、角度をワークステーション上の画面を動かして決め、そこでスレッショールドを確定する。ここで初めて SSD 表示となり立体的に観察可能となる。撮影終了後からここまでの画像転送、3D データの構築作業は自動的に行われ、スレッショールドを決定する時間を加えても、撮影終了後から 3D

画像が実際に表示されるまでの時間は約 2 分 30 秒である。

ここから 4 画面を別々に様々な角度にして目的血管以外をカットし、拡大表示したり、SSD、VR、MPR、NAVI 表示を切り替えて表示したりすることが可能である。(通常は左上画面に MIP 像を出し、MIP 像を参照しながらその他の画面で様々な表示を行う)

マウスにてボックスカーソル(四角の枠)をつまんでリアルタイムに上下左右、自由に動かしながら画像を観察できるため、微妙な血管の重なりや角度を素早く表示する事ができる。また、4 画面を別々の角度で連動表示しておいて、カーソルをある点に持っていくと他の画面上でもそれぞれリアルタイムでカーソル表示され、3 次元で微妙な前後左右上下の位置関係を同定する事が可能であり、臨床上非常に有用である。

SSD(Shaded Surface Display)表示、VR(Volume Rendering)表示について

SSD はスレッシュホールド(閾値)を決めて必要としないデータは認識しないため画像の情報量が少なく 3D 画像表示の追従速度が速い。複数の画面を同時に動かしてもストレスなく表示可能であり、目的部位を素早く立体的に把握するには非常に有用である。また、FOV を小さくした時の細い血管の表示や、血管表面の表示のスムーズさについては境界として閾値を設定せず不透過度の概念を用いる VR の方が優れている。(注-3)

VR 表示は基本的にはフルボリュームデータを用い、Opacity(不透過度) Brightnessなどを様々に変更して表示を行っているのであるが、スレッシュホールド(閾値)を設定された SSD 画像を VR 表示に変更する場合、スレッシュホールド(閾値)の値によっては Opacity の設定を変更しても細かい血管を表示できない事に注意する必要がある。(注-3)

VR の表示において FOV が大きくデータ量が多い場合、画面表示追従速度が遅くなりストレスを感じる事もある。(注-3) しかし細かい血管を目的とする場合はあらかじめカットを加え FOV を小さくし、画面の連動をしなければ実用上差し支えないと思われる。画面追従速度の関係を示す。

(表 - 4)

(注-3) 各社表示詳細は異なると思われ、GEAW 3.1 の場合

画面表示追従速度			
早い ←	↔		→ 遅い
MIP 表示	SSD 表示	VR 表示	
FOV 小		FOV 大	
スレッシュホールド値(VR)大			小
1 画面のみ	2	3	4 画面連動表示

表 - 4

病変の診断には動脈瘤などの目的血管が最も見える方向も重要であるが、IVR 症例ではカテーテル操作時の方向や実際にアームが回転可能な角度で血管を分離できる方向が重要である。

これらの方向は画面の右下に表示されるアナトミカル角度表示を参考にアームを動かす事により、素早く決定する事が出来る。また、実際にアームが回転不可能な角度では画面上にその旨の表示がされ実用的である。

(ワークステーションよりアナトミカル角度表示している角度信号をアーム側に送り、自動的にその角度にアームを動かす事も出来る。しかし、この機構はパイプラインに対応しておらず、また、むしろ角度表示を見てマニュアル操作でアームを動かす方が速いため、ほとんど用いていない)

手術症例では手術視野から見える血管走行と目的血管との関連が最も重要である。これらを表示する場合、当院では Dr と連携して 3D 画像の角度を決定し表示、記録している。(症例 1、図 - 2 C, E)

回転 3D アンギオ画像および画像処理について臨床上の有用性、表示方法の違い、計測、注意事項、アーチファクト、問題点などを当院における 5 症例を提示し述べる。

症例 1 椎骨脳底動脈本幹部動脈瘤

症例の説明：クモ膜下出血(SAH)発症時、Conventional DSA を施行するも動脈瘤同定できず。血腫除去及び直視によるクリッピング目的の Ope 施行するも動脈瘤(AN)同定できず、血腫除去のみを行った。術後スパズム疑いによりアンギオ施行するもスパズムなくその時の Conventional DSA でも AN 同定できず、経過観察。約一ヵ月後のアンギオ時、回転 3D 撮影にて脳底動脈本幹部動脈瘤を同定することができた。椎骨脳底動脈上小脳動脈分岐部クリッピング術施行。術後 3D 回転撮影施行 (Coil & Clip 処理)。

(図-2A~F) 左椎骨動脈撮影、回転 3D VR 表示

A:A→P 像 B:P→A 像 C:側面像
D:右側面像 F:S→I C,E,:手術視野よりの角度

(図-3) 仮想内視鏡表示 (VES = NAVI)

動脈瘤手前側から動脈瘤側へ順に前進した像

(図-4) 左椎骨動脈撮影 Conventional A→P, Lat

(図-5) クリッピング後 回転 3D Clip 表示

A:P→A 像 B:Clip 非表示 (VR) C:手術視野

VR 表示で約 1.3×1.4mm の動脈瘤が脳底動脈 (BA)本幹の後ろ側向きで左寄り、後大脳動脈—上小脳動脈(PCA—SCA)分岐部の SCA 寄りにあるのがよく分かる。(図-2 B~F) 左右の PCA から前方向きに後交通動脈 (Rt. Pcom◎→, Lt. Pcom○→) が出ており後ろ向きに穿通枝

(Perforator△→) が出ているのが分かる。(図-2 E~F) 仮想内視鏡表示 (VED=NAVI) では目的物(この場合は瘤)の位置まで複数画面(図-2 →→→)と NAVI 上での進行目標点(図-3・)を確認しながら進むことができ、血管内から目的物を見た情報が得られる。(図-3) また、大きな瘤の場合などは瘤の中に入って瘤の中側から外の血管側を観察する事もできる。この他、目的物までの複数枚の NAVI 画像を連続的に動画表示する事もできる。しかし仮想内視鏡表示は SSD を用いているためスレッシュホールド (閾値) の設定により内腔表示が大きく変わる。そのためネックなどを過度に強調したり過小評価したりすることがあり、血管形態及び、計測の参考にはならない事を念頭におかなければならない。

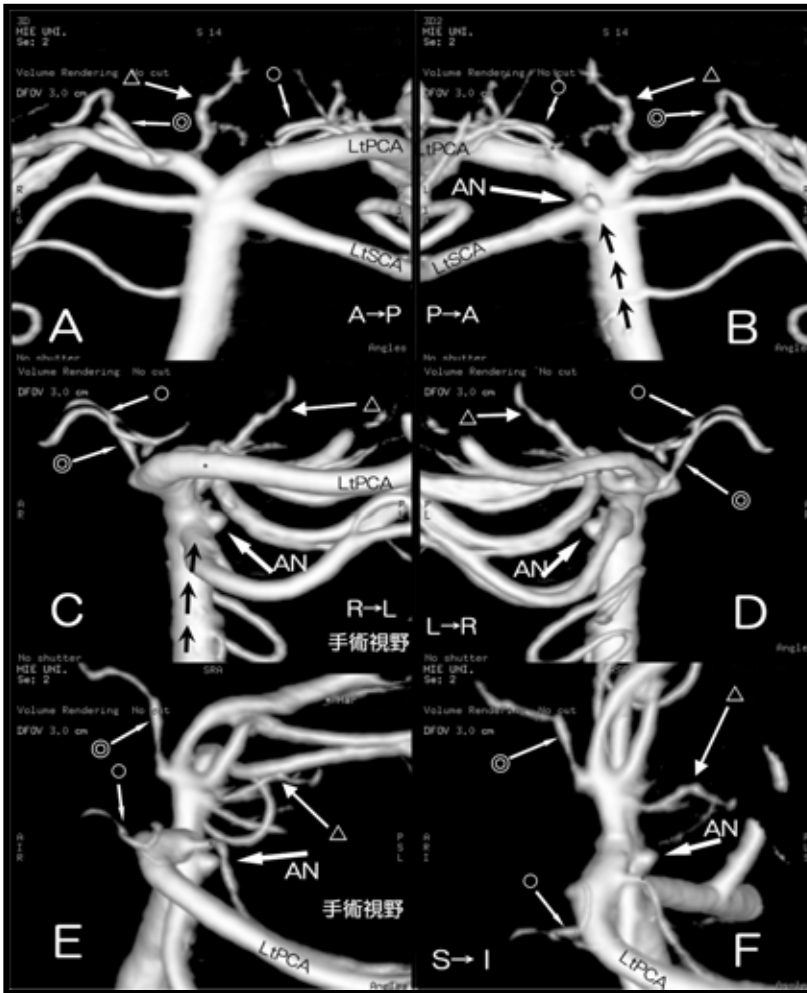


図 - 2

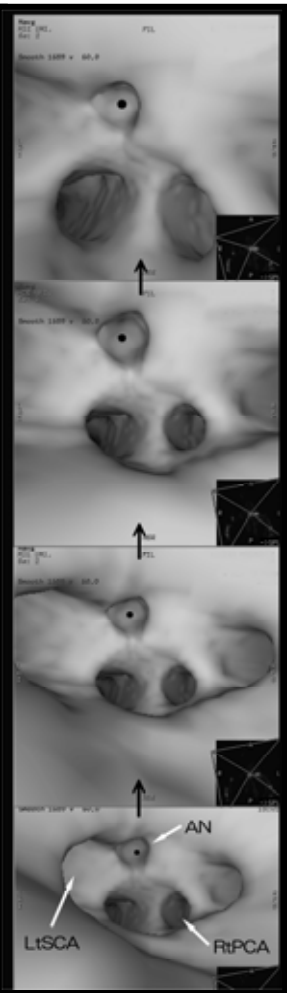


図 - 3

回転3D画像(図-2)とConventional Biplane DSA画像(図-4)を比べて見ると2次元の像からでも前後関係がよく理解でき、瘤を同定できなかった原因が分かる。正面像では(約1.3mm)と小さくBA本幹(約3mm)と重なり埋もれてしまい同定できなかった。また側面像では右側のSCAが瘤と重なったため同定できなかった事が分かる。

回転3D画像のVR画像とMIP像を対比して側面像で動脈瘤の見える角度を検証してみるとRAO・LAO方向3度間隔、CRA・CAU方向2度間隔とわずかの角度であり通常のBiplane DSA撮影での同定は難しいと思われ、回転3D撮影によって診断可能となった。

術後の回転3D画像ではCoil & Clip処理により左PCAとSCAの間からクリップが挿入されているのが分かる。(図-5 A, C) コイルを非表示にした画像では動脈瘤が確実にクリッピングされ血管表面の性状がよく分かる。(図-5 B)

このクリップはステンレス製のためCTMRでの評価が困難であった。また、通常のBiplane撮影でもクリップと重なり評価できず、唯一、回転3D撮影でのみ評価する事ができた。

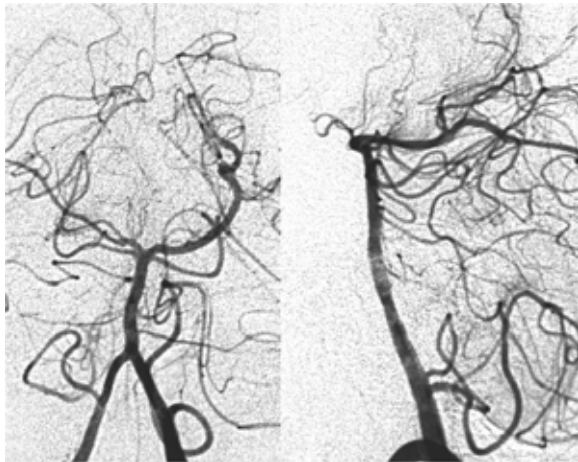


図 - 4

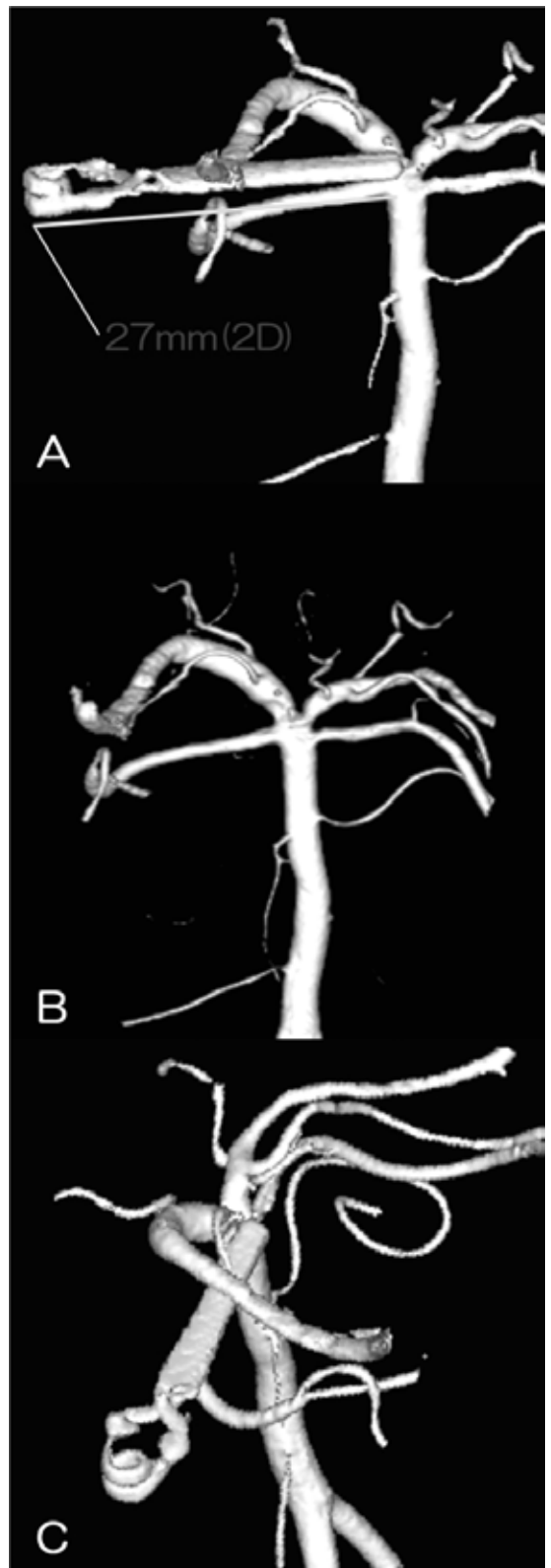


図 - 5

症例 2 頸部内頸動脈狭窄

症例の説明:右総頸動脈から内頸動脈にかけての狭窄に対し Stent+PTA (With Protect Balloon) 術施行。

(図-6) 右内頸動脈回転 3D 撮影 MIP VR 表示

MIP 像 No カット VR 像 外頸動脈などカット

(図-7) 右内頸動脈撮影 (Conventional)

A-P 3D 画像より角度決定した LAO63° L-R

(図-8) AVA による狭窄部位の計測

P1~P6 における血管径

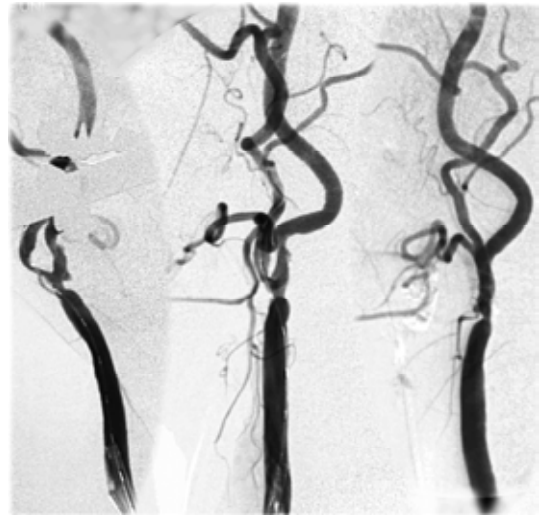
(Min, Average, Max, Area, Point Length)

(図-9) IVUS 血管計測

P-1, P-5, P-6 における IVUS 血管径、Area

総頸動脈から内頸動脈にかけての内腔の Irregular な狭窄で外頸動脈分岐部分と内頸動脈狭窄部直下部分で内後側に飛び出て見える 2 個の Ulcerations が 3 次元的によく分かり、狭窄部位の正確な評価が可能となった。(図 - 6 →)

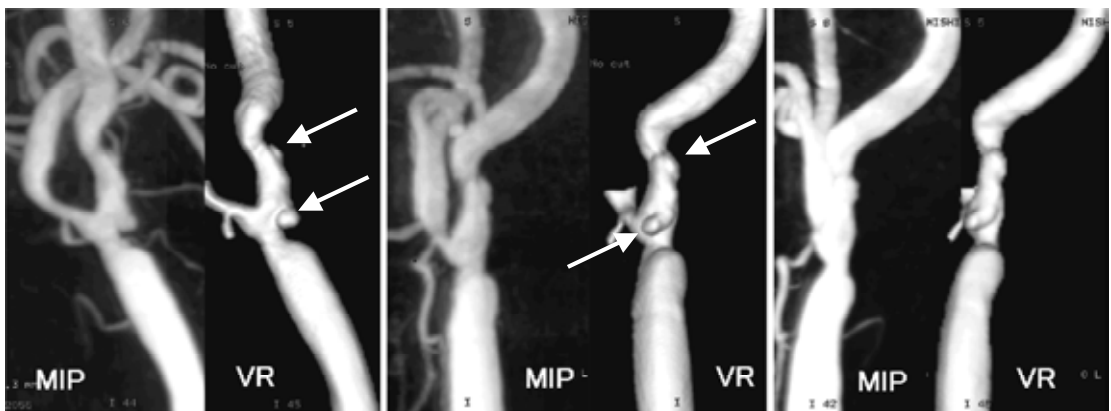
Conventional 撮影では外頸動脈と内頸動脈が重なり、分離し難い場合がよくある。その場合 Conventional 像と同じように重なりを表示する MIP 像からの角度も参考に位置決めを行う。しかし、現実にはアーム可動範囲ではどうしても血管分離不可能な場合やどの角度からでもまったく分離不可能な場合がある。この時、分離不可能ながらも最良の角度をシミュレートできる 3D MIP 画像は非常に有効である。(図 - 7 LAO 63°)



A - P LAO63° L - R

図 - 7

ステント挿入においては血管径と狭窄部位の長さの評価が最も重要となるわけであるが、当システムでは AVA (Advanced Vessel Analysis=各種血管計測ソフト) (注-4) を用いることにより、始点、終点及び計測各点の入力と簡単な操作にて、各ポイントにおける血管径と血管断面、さらに各ポイント間の長さも求めることができる。ステント径、ステント長、プロテクトバルーン径決定のための各種計測が、迅速、正確に行え、ステント挿入がより確実なものとなった。また、3D 画像上及びブルーメン画像上にも各計測点を表示し視覚的にもよく理解できる。(図 - 8)



A - P

L A O 63°

L - R

図 - 6

本症例の場合、計測値は Proximal 血管径 (Ave 4.5mm) 狭窄部血管 (Ave P-3 2.5mm、P-5 2.9mm) Distal 血管径 (Max 6.1mm) で P-1 と P-6 間の距離は 31.1mm であり、この計測値を参考に、スマートステント (8mm×4cm) を挿入した。その後、プロテクトバルーンにてプロテクトを行ない拡張バルーン (5mm×4cm) にて後拡張を行ない十分な内腔の拡張を得た。

ステント挿入前の IVUS (図-9) と AVA による各種計測を比べると (図-8)、AVA 各ポイント (P-1, P-5, P-6) における血管断面の形状は IVUS の内腔表示とよく似ており (内膜性状までは分からない) 血管径計測値 (図-8) は IVUS での血管径計測値ときわめて近く (表-5)、信頼できると思われる。

ステント挿入後 AVA 計測では狭窄部血管 (P-3 3.5→4.1mm P-5 2.9mm →5.1mm) と狭窄部の十分な拡張が確認できる。(図-10 A, B, C, D)

(注-4) AVA の説明 : 取得された 3D データを元に各種の定量解析を行うことができるソフトウェア。測定開始点及び終了点を認識させることで、自動的にリージョン・グローイング法にて血管腔を抽出しその面積重心を辿った曲線(血管

走行) に対して垂直交差する血管断面の自動計算を行い、血管径・面積、関心領域の距離・容積を表示することが可能である。また関心領域を指示することにより血管狭窄率を自動表示することも可能である。更に、各種計測結果の表示方法をユーザー側で設定する事も可能である。

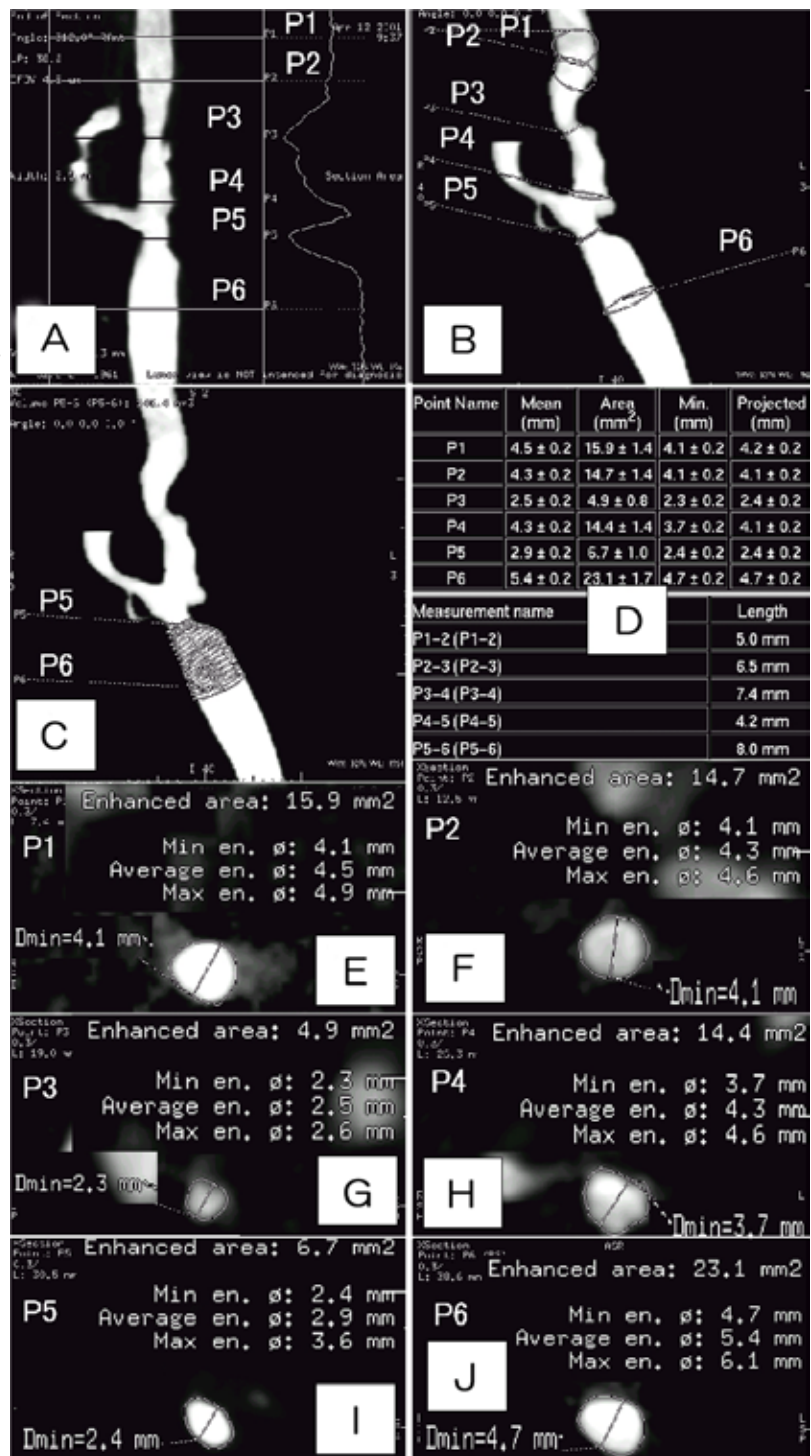


図 - 8

area (mm ²)	3D	IVUS
P 1	15.9	16.0
P 5	6.7	7.0
P 6	23.1	24.0

表 - 5

ステント挿入後は狭窄病変がステントにより拡張され目的（拡張）部位の血流速度及び血流量が増加する。そのため IVR 前の回転 3D 設定と同じ設定で IVR 後の撮影を行うと回転タイミングや層流の影響などにより目的血管に十分な造影剤が充満せず、画質の低下を招くことがある。そのため、狭窄部 IVR 後の回転 3D 撮影では造影剤量、

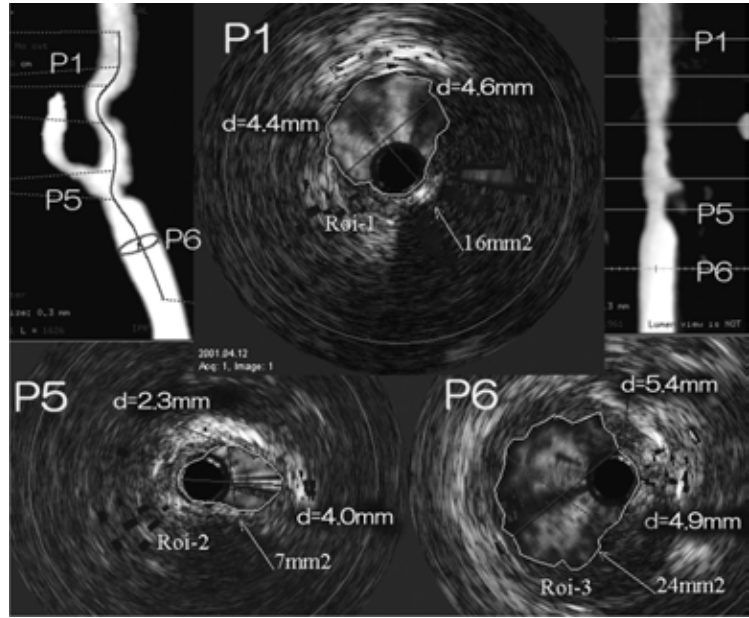
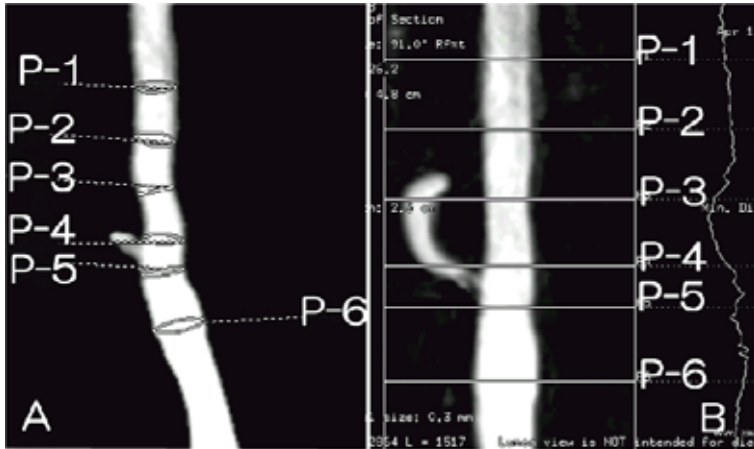


図 - 9

注入速度の設定を増加させ、回転タイミングを IVR 前より早く設定する必要がある、注意が必要である。

本症例では造影剤注入レート 4→5 (cc/sec) 造影剤注入量 20→25 (cc) Injection to Image を 1.2→1.0 (sec) と変化させた。



Point Name	Mean (mm)	Area (mm ²)	Min. (mm)	Projected (mm)
P1	4.5 ± 0.2	16.1 ± 1.5	4.3 ± 0.2	4.3 ± 0.2
P2	4.8 ± 0.2	16.1 ± 1.5	4.5 ± 0.2	4.6 ± 0.2
P3	4.1 ± 0.2	13.4 ± 1.3	3.8 ± 0.2	3.8 ± 0.2
P4	4.8 ± 0.2	17.9 ± 1.5	4.4 ± 0.2	4.4 ± 0.2
P5	5.1 ± 0.2	20.1 ± 1.6	4.8 ± 0.2	4.9 ± 0.2
P6	5.8 ± 0.2	26.1 ± 1.8	5.1 ± 0.2	5.3 ± 0.2

Measurement name	Length
P1-2 (P1-2)	6.8 mm
P2-3 (P2-3)	6.8 mm
P3-4 (P3-4)	6.5 mm
P4-5 (P4-5)	4.0 mm
P5-6 (P5-6)	7.2 mm

図 - 10

症例3 未破裂内頸動脈動脈瘤

症例の説明：左内頸動脈に未破裂動脈瘤 2 個を認めバルーンアシストにてコイルングを行った。

- (図-11) スレッシユホールドの違いによる SSD, VR 表示
- (図-12) Opacity の違いによる VR 表示
- (図-13) スレッシユホールドの違いによる計測値への影響
- (図-14) 動脈瘤計測
- (図-15) Coil & Clip 像とアーチファクト
- (図-16) 回転 DSA 元画像とピクセルシフト画像

右内頸動脈-眼動脈分岐部とそのすぐ Proximal 側に合計 2 個の動脈瘤が認められる。回転 3D 画像のほぼ正面像では Distal 側の動脈瘤から眼動脈が出ているのがよく分かり、裏側からの 3D 像では後交通動脈 (Pcom)、前脈絡動脈 (AchoA) が見え、動脈瘤の形状、大きさ、分枝血管の評価が簡単に出来る。(図 - 11) (図 - 12) (図 - 13)

この症例を例に SSD・VR 表示のスレッシユホールド、Opacity の違いによる画像の変化、及び、

計測、アーチファクトについて述べる。

SSD・VR におけるスレッシユホールドの違いによる画像の変化

(図-11 A.B.C.=スレッシユホールド決定画面、MIP 像上でグリーン表示された部分がデータとして残され血管として 3D 表示される)

(図-11 D.E.F=SSD 表示) (図-11 G.H.I=VR 表示)

スレッシユホールド左から 627、1146、1942 スレッシユホールドによって細い血管の表示が変わるのが分かる。そのため目的血管がどこであるかによりスレッシユホールドを変化させる必要がある。場合によっては 2 種類の異なったスレッシユホールドで作成した SSD 像を同時に 2 画面に表示した方がわかり易い場合もあり、症例ごとに目的血管を把握し、変化させる必要がある。この症例の場合、まず、表示速度の速い SSD を用いてスレッシユホールド (この症例の場合、1942 では眼動脈、Pcom が途切れて同定できないため、1146~627 のスレッシユホールドで表示を行うしかし 627 近辺では細かい血管が重なり眼動脈、

Pcom が同定しづらい、よって 1146 前後が最良と思われる) を決定し、素早く動かして様々な方向から観察し、動脈瘤、眼動脈、Pcom などの関係を把握する。別の画面ではフルボリュームのデータより VR 表示を行ない、眼動脈、Pcom その他さらに細かい血管などの表示を行う。(拡大表示した場合、VR の方が辺縁スムーズで細かい血管の表示に優れている)

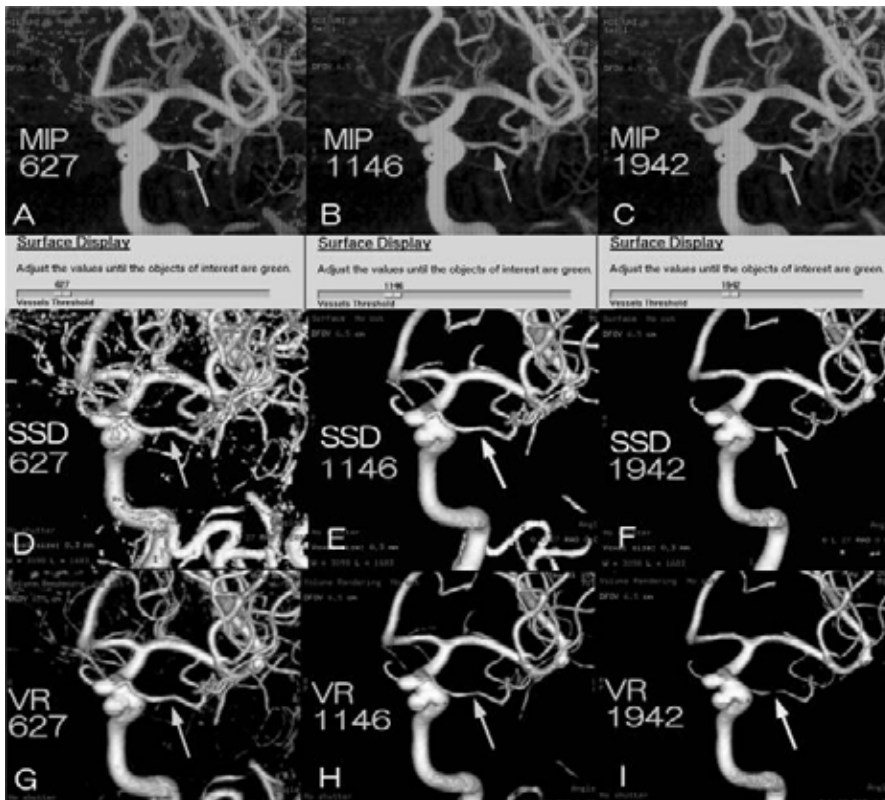


図 - 11

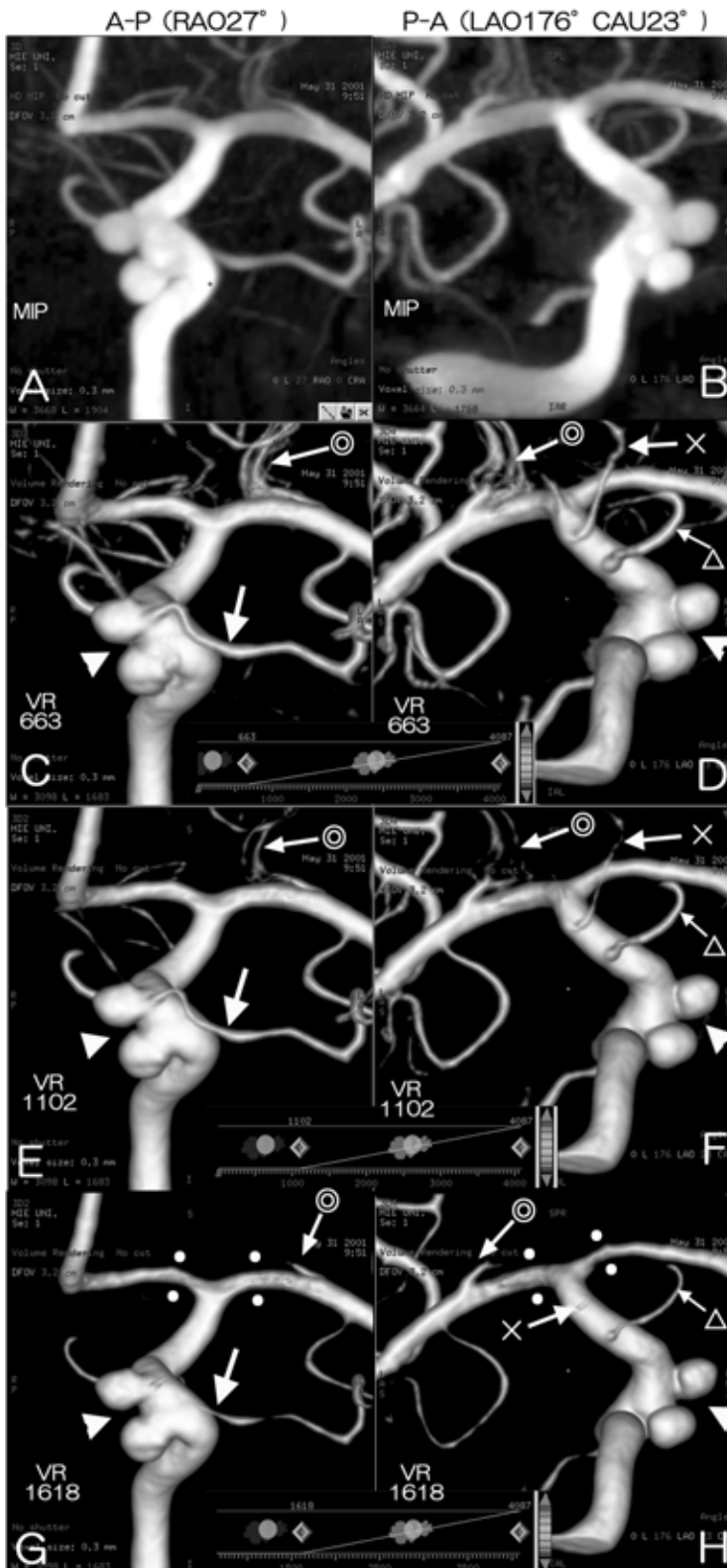


図 - 12

フルポリリウムデタ
 (スレッシュホールド = 1 ~ 4024) の VR 像においての不透明度変化 (Opacity) の違いによる画像

(図 - 12 A, B) MIP 像

(図 - 12 C, E, G) VR 表示

A→P 方向 (RAO27°)

(図 - 12 D, F, H) VR 表示

P→A 方向 (LAO176° CAU23°)

*** Opacity=663 (図 - 12 C, D)**

前脈絡動脈 (AchoA) ←×、後交通動脈 (Pcom) ←△、眼動脈 (OA) ←、さらには数本の外側線条体動脈 (LSA) ←⊙ までがはっきり確認できる、しかし 2 個の動脈瘤の間隔 (△) はかなり狭く表示される。

*** Opacity=1102 (図 - 12 E, F)**

後交通動脈 (Pcom) ←△、眼動脈 (OA) ←、がはっきりと分かり、前脈絡動脈 (AchoA) ←×、外側線条体動脈 (LSA) ←⊙ は起始部が確認できる、2 個の動脈瘤の間隔 (△) は少し狭く表示される。

*** Opacity=1618 (図 - 12 G, H)**

前脈絡動脈 (AchoA) ←×、外側線条体動脈 (LSA) ←⊙ は起始部だけがわずかに確認でき後交通動脈 (Pcom) ←△、眼動脈 (OA) ← は途切れて表示される。2 個の動脈瘤の間隔 (△) ははっきりと表示される。

この症例の場合バルーンアシストにてコイルを挿入するため動脈瘤、瘤径の評価ばかりでなくバルーン径決定のため Proximal 側と Distal 側の正確な血管径の評価が必要となる。通常これは AVA を用いた計測により、迅速に求められる。

瘤の径や各種距離計測はすべてにおいて自動認識による AVA を使用できれば最良である。しかし、血管走行が複雑であったり分枝が多かったり、動脈瘤のサイズ、向き、個数など実際に様々な条件下において AVA による計測が難しい場合もある。各種計測は基本的には MIP 像や MPR 像を用いて計測を行うべきであり、メーカーも注意書きをしている。実際に計測を行うに当たって、MIP 像からの計測は前後に血管が重なって見える角度では計測に注意が必要で、重複する血管があるかどうかを実際の 3D 画像 (SSD または VR) と対比しながら計測をし、もし重なりがあるようなら前後の不要な血管をカットし、計測しなくてはならない。

MPR 画像からの計測は血管と直交する断面を正確に決定し計測しなければならない。しかし、屈曲の強い血管や複雑な形の瘤の計測においては直交面の決定に熟練と時間がかかる。

また MIP 像、MPR 像いずれにおいても血管の境界線が自動認識でないためウィンドウ幅、レベル値の合わせ方によって血管の境界が変化し、ど

の点からどの点までを血管と認識して計測するのかが難しく、主観的にもなる。(特に FOV を小さくした場合=拡大した場合)。

このため各種計測において簡便に SR や VR 画像からの計測を行いたい。しかし、血管径の計測に SR 画像や VR 画像を用いるのには注意が必要で、スレッシュホールドの変化による血管径の計測値の変化(血管の見え方の違い)を絶えず念頭におかなければならない。

ここでスレッシュホールドと血管径計測の関係について示す。(図 - 13 A, B, C, D, E, F)

血管径を計測する場合においてのスレッシュホールドは AVA を用い MPR 像を自動計測した血管径 (図 - 13 B) より逆算して求めることが出来る。

この症例の場合自動認識で求めた血管径は 3.5mm でありスレッシュホールドを 1015 と設定した場合と等しくなる。(図 - 13 E) 600 の場合は同じ場所の血管径が 3.8mm、1947 の場合は血管径が 3.0mm となり実際の血管径 (3.5mm) と異なってくる。(図 - 13 D, F)

よって SSD、VR 表示からの各種計測を行う場合は実測値 (MIP、MPR) からのフィードバックをする事により正確な計測が可能となる。

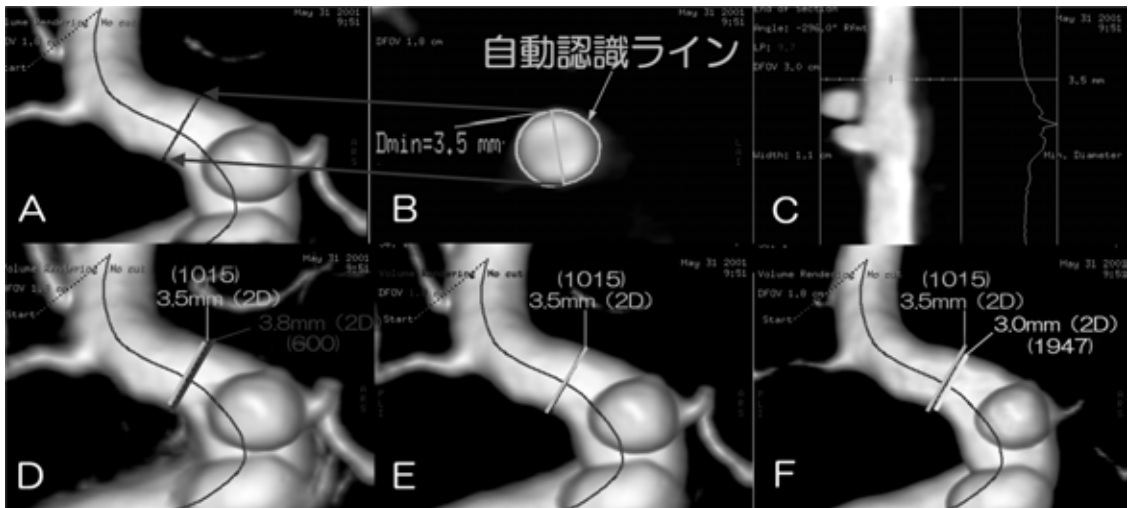


図 - 13

この動脈瘤の計測画面を示す。

(図 - 14 A, B, C, D, E, F)

Proximal 側の動脈瘤 3.4×5.3×3.4mm

Distal 側の動脈瘤 3.4×4.0×3.5mm

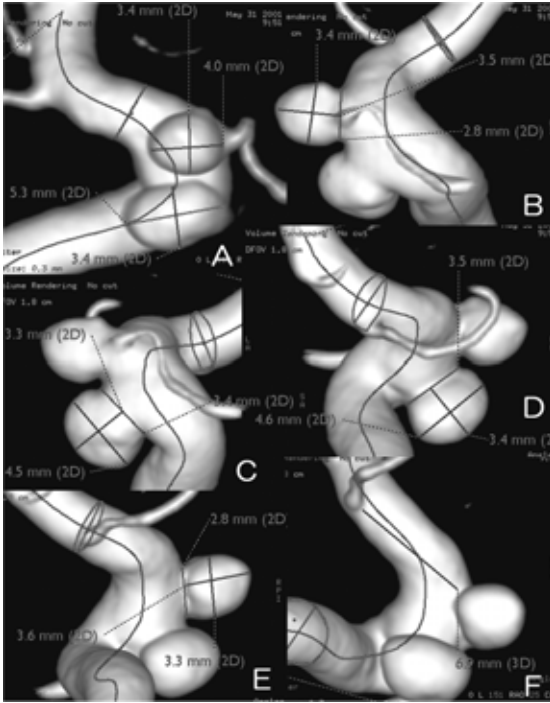


図 - 14

TAE 直後のコイル&クリップを用いた 3D 画像においてコイルリングされた瘤の立体的な関係および、眼動脈が温存されているのがよく分かる。また手前側の動脈瘤にはコイルリングの不十分な部分が若干あるのが分かる。(図 - 15 A, C) 血管のみの表示 (図 - 15 A) では瘤の内側の情報が得られ、コイルのみの表示 (図 - 15 B) ではコイルの収まり具合やはみ出したコイルの評価もできる。

約 2 週間後の回転 3D 造影で瘤が増大し造影剤が瘤とコイルの間に流入しているように見える。

(図 - 15 D, F,) しかしこれは患者の動きによるアーチファクトであり、回転元画像でピクセルシフトにより確認すると左右方向のズレのため起こったことが分かる。(図 - 16 A) (図 - 16 B ピクセルシフトにて処理後)

サブトラクション画像を用いて 3D 画像を構築しているためコイルなど高い吸収物質がある場合は特に動きによるアーチファクトになりやすい。そのため、患者の体動には注意が必要である。

このような場合でも回転元画像と Conventional DSA を参照する事により容易に理解できる。

体動によるアーチファクトを防ぐため頭部の固定、および事前に患者に説明を行うが、さらに患者の呼吸状態を注意深く観察し、通常の呼吸においても顎部～頸部近辺の動きのある患者の場合、呼吸停止の協力を得て撮影を行う事によりアーチファクト低減が可能である。

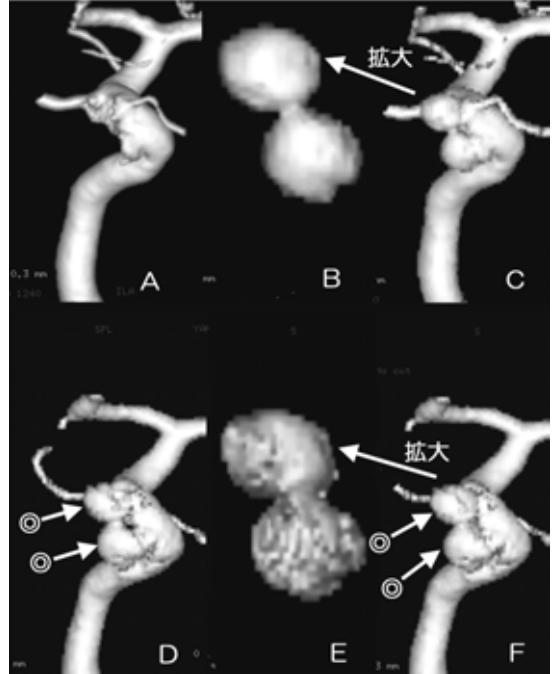


図 - 15

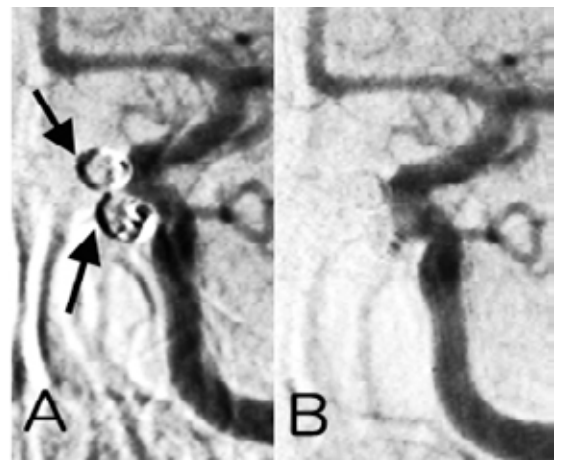


図 - 16

症例 4 左内頸動脈巨大動脈瘤

(図-17) A,B: Pre TAE IC 狭窄範囲 ↔

(図-17) C,D: Post TAE

(図-17) E,F: Post TAE Conventional

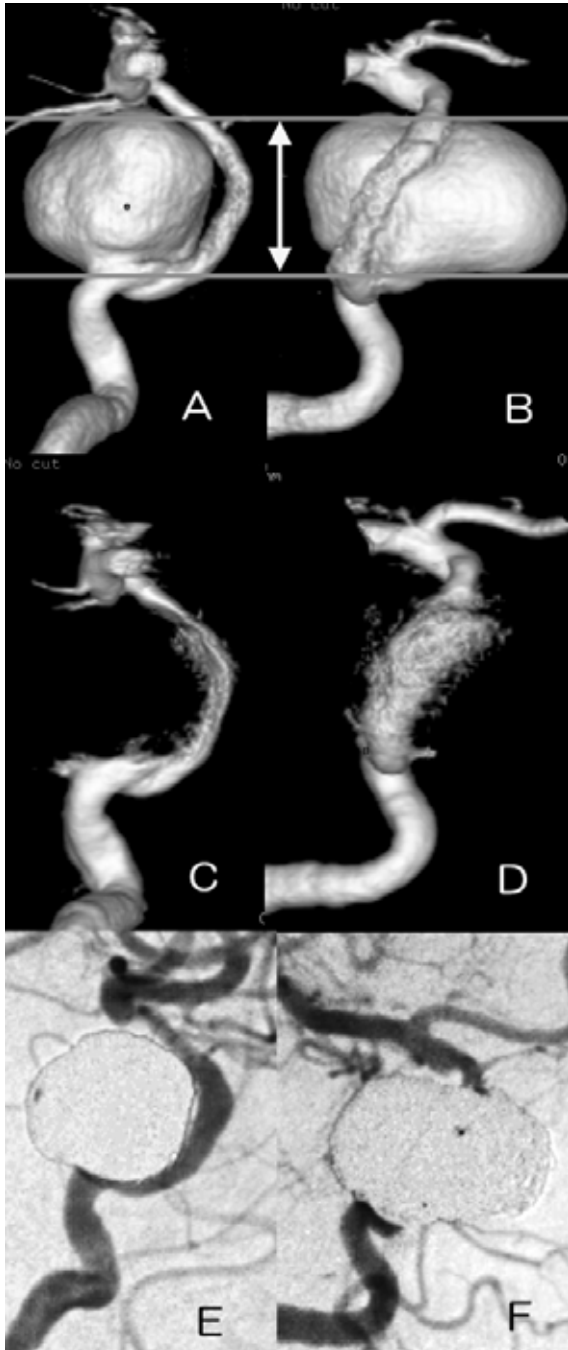


図 - 17

左内頸動脈海綿静脈洞部 C4 にネックを持つ巨大動脈瘤がよく分かる。(図 - 17 A, B)

O18 用マイクロカテーを瘤内に 2 本挿入、GDC18 コイル 11 本、IDC18 コイル 7 本、Total 長 450cm にて塞栓をおこなった。(図 - 17 C, D, E, F)

巨大動脈瘤の全体像を評価する場合、瘤内に造影剤が充満してから回転を始めることが大切でこの症例の場合、あらかじめ通常の DSA 撮影にて充満時間を求め、その時間だけ回転開始タイミングを遅らせて撮影するようにしている。(この症例の場合、Conventional 撮影より、実際の充満時間は 3 秒であったことを考慮して注入レート 4cc/sec 注入時間 7sec 注入量 28cc Injection to Image 3sec にて撮影した)しかし、瘤の向き、大きさによってはどうしても十分に瘤内が造影剤で満たされない場合もある。その場合は最低でもネックの評価が出来るように瘤の Distal 側に造影剤が満たされてから回転を開始するように注意する。

巨大動脈瘤の場合は回転中、瘤自体の大きさにより近傍の血管が瘤と重なって写る。そのため、重なった部分の投影データが少なく、血管径の狭小化がおこる。(図 - 17 A, B ↔ の区間にある内頸動脈部分)これは、コイルなどの X 線高吸収物質で TAE を行った場合は更に顕著になる。(図 - 17 C, D)

また、回転軸に対して直角方向に走る血管は平行方向に走る血管と比べて細く表示される傾向がある。(図 - 12 G, H ……)これは直角方向に走る長さが長いほど顕著であり、臨床上、血管が体軸に対して直角に走行する、中大脳動脈水平部 (M1) 前大脳動脈水平部 (A1) 内頸動脈海綿静脈洞部 (C2, C4) などにおいては注意が必要で元画像との対比が必要である。

通常、これらのアーチファクトは避けられないと考えられるが、メカニカルに回転軸を変更でき、体軸回り以外の回転軸を取る事が可能であれば狭小化の場所を異なった部位に移動させたり軽減させたりする事が可能と思われる。実際に臨床上問題となる場合は患者頭部の軸を回転軸とずらして撮影することで対応が可能である。

症例 5 動静脈奇形(AVM)

(図-18) A,B: 塞栓前 VR 像 A, A-P B, R-L

(図-18) C,D: 塞栓後 VR 像 C, A-P D, R-L

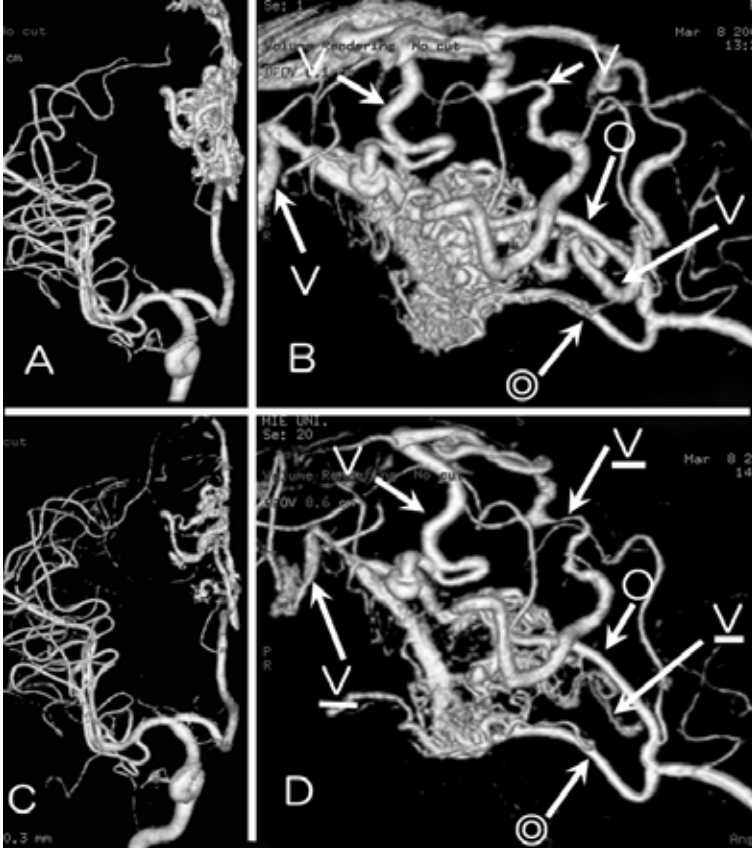


図 - 18

右前大脳動脈(ACA)に中内側前頭動脈(MIFA ←○) 後内側前頭動脈(PIFA◎→)を Main Feeder とする nidus と太い Drainage Vein(V)からなる AVM を認める。流入血管、nidus、流出血管の関係が 3 次元的によく理解できる。(図 - 18A, B)

AVM は特に複雑な血管走行をするため 3D 画像であっても一方向からの画像では血管走行を理解しにくい。そのため、複数画面上に異なる角度の 3D 画像を連動表示し、順にポインターをずらして血管をなぞることにより Feeder などの血管走行の確定が容易となる。

3D 画像を参考に Main Feeder までそれぞれ子カテを挿入し、NBCA (n-butyl-2-cyanoacrylate) にて nidus のみを塞栓した。

塞栓後の回転 3D 撮影では、nidus のみの縮と

Drainage Vein(V)の減少および血流量の減少が分かる。(図 - 18 C, D)

AVM の場合は血流が早くタイミングを取りにくい。そのため、造影剤自動注入器を用い、Conventional 撮影における nidus の充満時間と wash out 時間から回転タイミング、注入タイミング、注入時間を決定し、撮影を行っている。(この症例では注入レート 4cc/sec で造影剤注入 2 秒後より回転開始を始め、回転停止の 0.5 秒前まで造影剤を注入した。注入時間 6.5 秒間、造影剤量 26cc)

おわりに

5 症例の中で回転 3D の利点、処理の違い、計測、問題点を述べた。最後に、先に述べた以外の利点、問題点および改良要求、今後の展望について述べる。

利点について

当システムは診断可能な回転 3D 画像の表示、計測が迅速に行える点において十分に評価できる。これについての客観的な評価は難しいが、当院では 1 人の技師で Conventional DSA 撮影および回転 3D 撮影、ワーク

ステーションでの画像表示、計測、記録、IVR 後 CT 撮影まで行うことも多い。これは回転 3D 画像収集からワークステーションでの画像表示、操作までが煩雑でなくレスポンスが良いために可能と思われる、実際の臨床使用においては最も重要と考える。

問題点および改良要求

チタン製のクリップの一部および頸部ステントが Coil & Clip により表示できない事がある。これは、これらの材質が X 線低吸収のために検出不可な為と思われる。また、近傍に歯科材料、挿管チューブ、他のステンレスクリップ、コイルなどがある場合その高吸収物質だけが認識されて目的とするクリップなどが表示されないこともある。これらについては現在、メーカー側に早急に改善

要求をしている。

回転 3D 画像の撮影において患者が動いた場合、現在のシステムでは救済の方法はない。元画像では少々のズレであれば DSA 画像をピクセルシフトにより重ね合わせる事ができるわけで、回転 3D 画像においても 44 枚各々の画像を自動的にピクセルシフトで処理し 3D 画像を構築できるシステムとなれば、より実用的と考える。

また、その他アーチファクトについてメーカー側からアーチファクトの種類、原因と対策が提示されておらず、回転 3D 表示に問題がある場合、原因が特定できない、これについても現在、メーカー側に情報の提示を求めている。

今後の展望として

回転 3D 画像は DSA からの情報を用いるため血管腔形態以外の情報はない。これを補うため、ワークステーション上で回転 3D 画像に石灰化、内膜の情報、血栓、骨、脳実質の状態なども加味できれば新しい画像が構築できると考える。これを実現するためには、アンギオに限らず他のモダリティからの画像を回転 3D 画像と Fusion し表示することで可能であり、これはごく近い将来可能となる予定である。

また検出器が I.I. から平面検出器へ検出器支持が C アームからガントリーへと進み CT におけるマルチディテクター化と相まって CT との区別が付き難くなるかも知れない。これにより、回転 3D 画像としての時間分解能、空間分解能は飛躍的に向上すると考える。しかしこれらの実現には少々時間がかかるのではと思われ、今後しばらくは I.I. - C アーム回転による回転 3D 撮影の発展が続くと考える。

文 献

- 1) Saint-Felix, Didier M.; Picard, Catherine L.; Ponchut, Cyril; Romeas, Rene; Rougee, Anne; Troussset, Yves L. : Three-dimensional x-ray angiography. first in-vivo results with a new system. SPIE 1993 Jun; Vol. 1897: 90-8,
- 2) Saint-Felix, Y. Troussset, C. Picard, C. Ponchut, R. Romeas, A. Rougee. : In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. Phys Med Biol 1994 Vol. 39: 583-95
- 3) Bidaut LM, Laurent C, Piotin M, Gailloud P,

Muster M, Fasel JH, Rufenacht DA, Terrier F. : Second-generation three-dimensional reconstruction for rotational three-dimensional angiography. Acad Radiol 1998 Dec; 5 (12): 836-49

- 4) Anxionnat R, Bracard S, Macho J, Da Costa E, Vaillant R, Launay L, Troussset Y, Romeas R, Picard L. : 3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology. J Neuroradiol 1998 Dec; 25(4): 251-62
- 5) Gattoni F, Sacrini A, Tonolini M, Melgara C, Uslenghi CM. : Digital rotational angiography in the study of vascular diseases: technical note and initial clinical applications. Radiol Med 1998 Dec; 96(6): 570-3
- 6) Unger B, Link J, Trenkler J, Bohm-Jurkovic H. : Digital 3D rotational angiography for the preoperative and preinterventional clarification of cerebral arterial aneurysms. Rofu Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 1999 May; 170(5): 482-91
- 7) Missler U, Hundt C, Wiesmann M, Mayer T, Bruckmann H. : Three-dimensional reconstructed rotational digital subtraction angiography in planning treatment of intracranial aneurysms. Eur Radiol 2000; 10(4): 564-8
- 8) Anxionnat R, Bracard S, Ducrocq X, Troussset Y, Launay L, Kerrien E, Braun M, Vaillant R, Scomazzoni F, Lebedinsky A, Picard L. : Intracranial aneurysms: clinical value of 3D digital subtraction angiography in the therapeutic decision and endovascular treatment. Radiology 2001 Mar; 218(3): 799-808
- 9) 川地俊明, 奥村恭己, 他 : 3D-DSA 画像における造影タイミングの検討. 日本放射線技術学会 中部部会誌 2001 Vol3 No1: 140-1

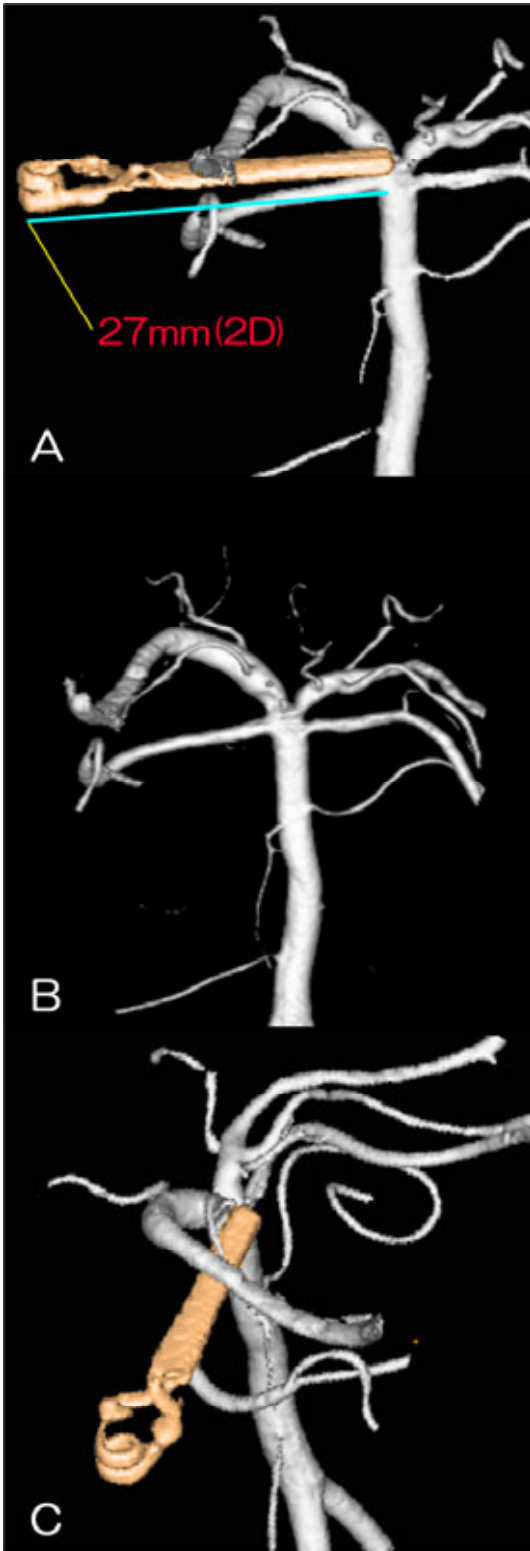


図 - 5

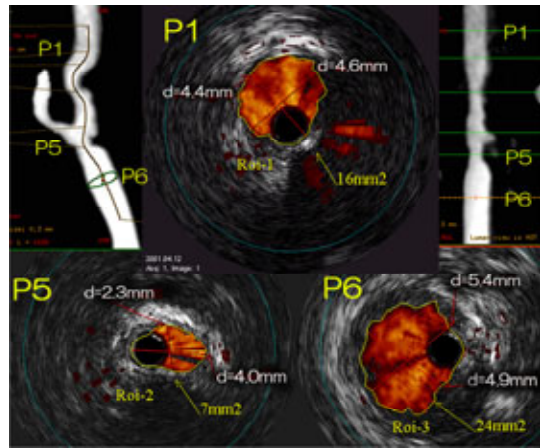


図 - 9

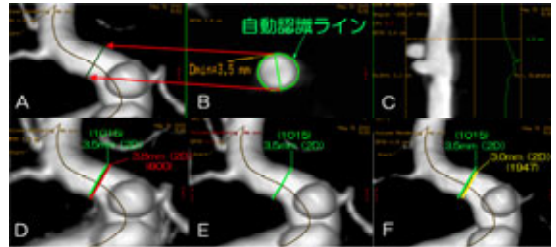


図 - 13

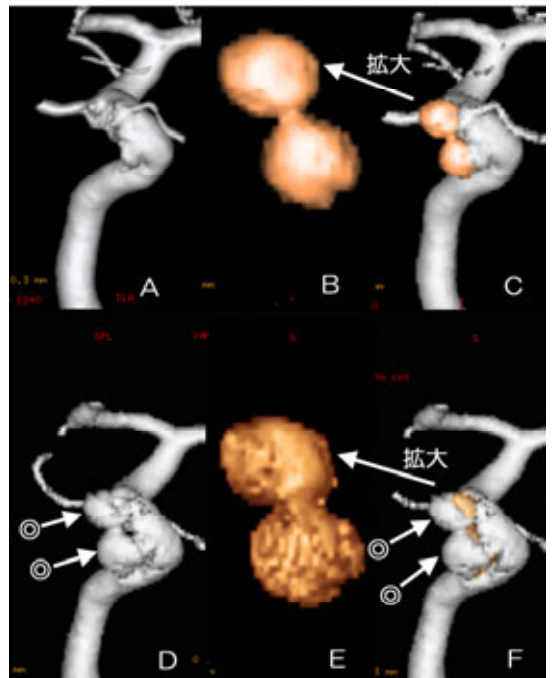


図 - 15