

**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』の臨床への利用状況

- 診断カテーテル（経撓骨動脈脳血管撮影法）への利用状況と利点・問題点 -

医療法人三記東鳳 新東京病院 放射線科・脳神経外科\*

佐藤 公一／秋山 忍／永山 龍之介／伊藤 進吾／田村 勝美

猪野 屋博\*／善積 秀幸\*

【はじめに】

2000 年 9 月に血管内治療への利用目的で既存の血管撮影装置に 3D-Rotational Angiography Application (以下 3D-RA) を導入し運用を始め、動脈瘤解析、治療計画、等の診断能に大きく貢献している。

当院では 4 年前より通常の脳血管撮影において、経撓骨動脈脳血管撮影法による手技で検査が行なわれている。運用後、従来のプロトコルに 3D-RA を加え動脈瘤または AVM、血管狭窄などを疑われる患者の精査に、DSA の斜位撮影の代わりに 3D-RA を施行している。

本稿では 3D-RA の診断カテーテル検査への利用状況と今後の可能性を当院の特徴である経撓骨動脈脳血管撮影法と、使用している Philips 社製血管撮影装置 IntegurisV5000+3D-RA の特徴に重点をおいて以下の順で述べる。

- I : 機器の特徴・撮影法
- II : 画質要因と撮影のポイント
- III : 経撓骨動脈脳血管撮影法について
- IV : 臨床経験と留意点
- V : 3D-CTA との比較
  - : 臨床症例と留意点
- VI : 総括と今後の展望

：機器の特徴・撮影法

【撮影装置諸元】

Integris V5000 Rel.7.1.2 (Philips)  
 Integris 3D-RA Rel.2.0 workstation (Philips)  
 EasyVision Rel.5.1 workstation (Philips)  
 Angiomat ILLUMENA (Liebel-Flarsheim)

Skull Positioners DST-2T (MTD)

【3D-RA 画像処理装置諸元】

Hardware	SGI Octane
Application	Philips 3D-RA Rel.2
Scan angle	180°
Scan speed	30° /sec
Scanset	Cra-30° Axial-0° Cau-30°
Matrix	512x512x10bit
撮影モード	DA/DSA
撮影回数	1(DA),2(DSA)
フレームレート	15 f/s
画像枚数	120 枚
撮影時間	8 秒 (Fig.0)
(撮影時間 8 秒 撮影枚数 15 f/s × 8 秒 = 120 枚)	
キャリブレーション	6 ヶ月毎
再構成時間	
Nomal Recon	30sec
Medium Reco	80sec (通常使用)
High Recon	9min

【観察機能】

リアルタイムボリュームレンダリング  
 面カット・距離計測・パン  
 エンドスコピックビュー  
 ズーム(Zoomed reconstruction)

【撮影法概要】

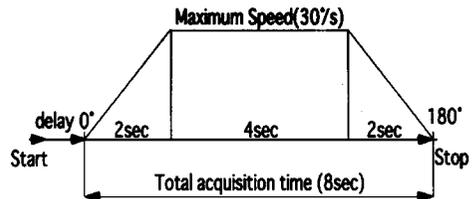


Fig.0 Rotation Anal Angiography の Speed Profile

### 1. non-subtraction Rotational Angiography

DA 画像を使用

- 1 回の撮影で構成が可能
- コイルやステントまたは骨も可視化可能

### 2. subtraction Rotational Angiography

造影とマスクの 2 回の DA 画像を使用  
 ボリュームデータのサブトラクション

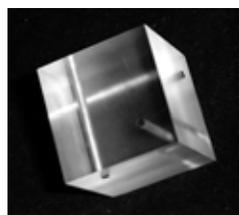


Fig.2 ロッドファントム

### ：画質要因と撮影のポイント

画質に影響を与えられとされる撮影時の要因について、以下の 3 項目について簡単な実験を行った。

1. アームの揺れによる影響
2. 造影剤の濃度と再構成関数の関係
3. 造影剤の注入タイミングによる影響

#### - 1 : アームの揺れによる影響

撮影前、アームをスタートポジションへ移動させた時、停止した反動で揺れが生じる。この揺れ(Fig.1)が画像に与える影響について検討した。

#### 【実験方法】

ロッドファントム(Fig.2)を次の 3 種類のタイミングで回転撮影した。アームセッティング後、① 3 秒後に撮影開始、② 15 秒後に撮影開始、③ 60 秒後に撮影開始、さらに Normal と Medium の 2 種類の再構成関数で再構成し 3D 画像を作成した。

#### 【結果】

アームの揺れによって、アルミニウムの棒の太さや形状に大きな変化はみられなかった。しかし、アルミニウムの表面の状態は、揺れが完全に止まった状態と比較して揺れが大きくなるほど表面の不整が明らかになった。(Fig.3)

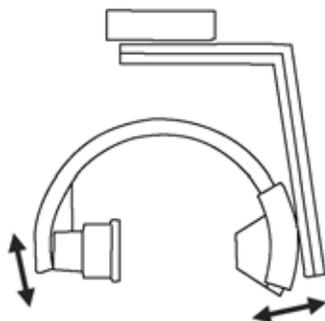


Fig.1 アームの揺れる方向

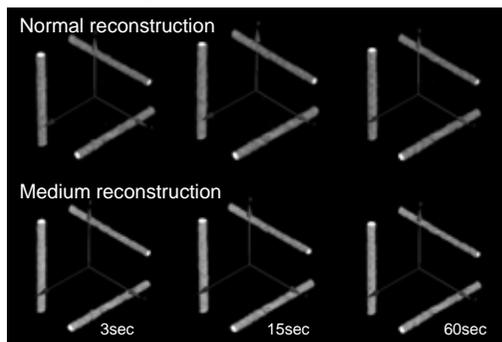


Fig.3 ロッドファントムの再構成象比較

#### - 2 : 造影剤の濃度と再構成関数の関係

総頸動脈起始からの造影において、血液との希釈を想定し濃度の異なる造影剤 (6 種類) と再構成関数 (3 種類) を用いて画質の違いについて比較検討した。

#### 【実験方法】

内腔 1mm から 4mm のファントム(Fig.4)に、6 種類の濃度の違う造影剤を封入し(Fig.5)撮影した。100%(300mgI/ml)~50%(150mgI/ml)それぞれ 3 種類の再構成関数で 3D 画像を作成した。

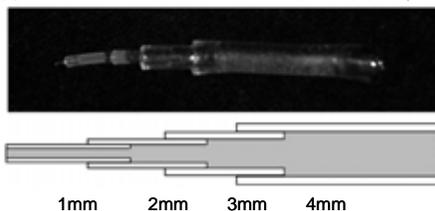


Fig.4 造影剤チューブファントム

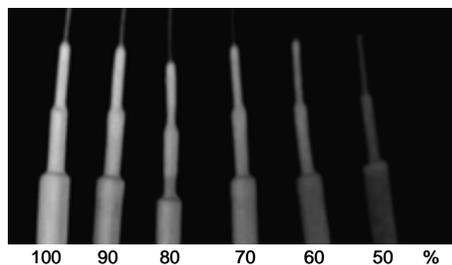


Fig.5 造影剤濃度の違いによる比較

**【結果】**

造影剤の濃度が薄くなるにつれ細い部分が描出されなくなり、分解能が低下していた。

Normal Reconstruction では分解能が低く、100%造影剤でも Phantom の形状を描出できていなかった。Medium、High となるほど Phantom の形状の描出能、画質は向上していた。(Fig.6)

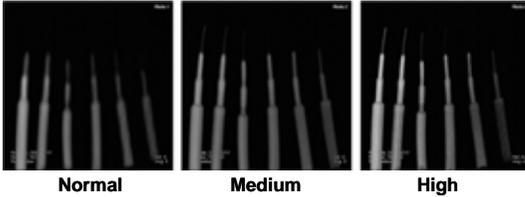


Fig.6 再構成関数の違いによる比較

**- 3 : 造影剤の注入タイミングによる影響**

総頸動脈血の流速・流量の違いにより注入された造影剤の血行動態がばらつく事を想定した実験を行った。

**【実験方法】**

内腔 2.5mm のチューブで Phantom(Fig.7)を作成し、その内腔を造影剤で満たした。この Phantom を水を満たしたインジェクターと接続した。①撮影開始後インジェクターを動作させ、ループ内を水に置換した。②同様に Phantom に水を満たし撮影開始後、造影剤に置換した。

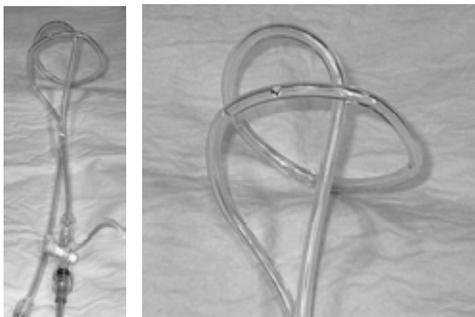


Fig.7 血管模型

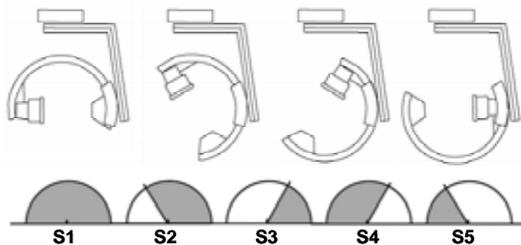


Fig.8 Phantom の造影剤充満通過角度範囲

**【結果】**

180 度全てに造影剤がある状態と比べ、造影剤の占める角度が小さくなるにつれ描出能は低下していた。(Fig.9)

また造影剤充満角度範囲が同じ角度でも、撮影開始時に造影剤が通過する(Fig.8-S4,5)より、撮影終了時に造影剤が通過する(Fig.8-S2,3)ほうが描出能は良い。

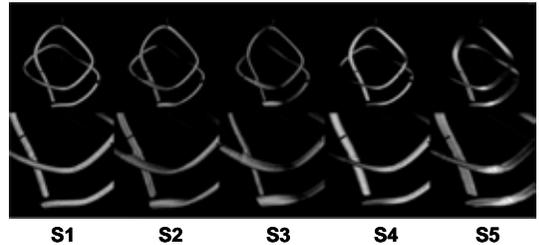


Fig.9 血管模型の再構成像比較

**【実験結果のまとめ】**

アームの揺れによる画像への影響は少ないと考えられるが、Phantom 表面の性状に影響を及ぼすため、揺れが完全に停止するのを待ってから撮影を開始するほうがよい。

造影剤の濃度が薄くなるほど、分解能が低下するため実際の検査では、血流による希釈を考慮したうえで、造影剤の注入速度を決定することが重要である。

また、再構成関数を適宜選択することで分解能を補うことは可能だが、処理時間などを考慮すると実際には Medium Reconstruction が妥当である。

180 度、8 秒間の撮影範囲のすべてで、目的部位に造影剤がある状態で撮影することが望ましいが、患者ごとに血液の流速などが異なるうえ、推測も難しく、すべての症例で 180 度を造影剤で満たすことは困難である。

今回の結果からは、撮影開始と同時に造影剤が注入されている様タイミングに注意するより、撮影終了時まで造影され続ける様、造影剤の総量を選択することが重要である。

**【考察】**

**アームの精度と画質の関係**

今回造影剤の濃度と注入タイミングに関しては上記の結論を得た。しかし予想に反してアームの揺れによる影響が少なかった事に関して以下の考

察をしてみた。

撮影機器の機構上で3D-RAの画像劣化の要因は、以下の要因が考えられた。

1. 基画像の歪

(基画像の歪は地磁気および

Image Intensifier : I.I.歪に起因)

2. アーム回転スピードのばらつき、アーム

自身の揺れ、たわみ等

基画像の歪は、キャリブレーションにより補正できるが、アームの揺れは、補正が難しくアーチファクトの原因になる。理論上はアイソセンターからの距離の二乗に比例して影響が大きくなる事から、回転中の揺れは再構成画像に大きな影響を及ぼすと予想していた。しかし実際のアーム回転を観察すると、アームが大きく揺れていても撮影の回転が始まると揺れがすぐに収まることがわかった。この機器の特徴でもあると思われるが、支持点より遠い所から戻るような回転動作が揺れを収束させるのだと考えられた。

まとめの中で、撮影後半に造影剤が通過する方が描出能が良い理由としては、アーム回転スピードのばらつきやアーム自身の揺れが後半より前半に多いのではないかと推測された。

3D-RAの画像にアーチファクトが出現しづらいのは、ひとえにアームの安定性と、画像収集・補正・画像再構成等の Application が高度に最適化されている為と考えられた。

：経橈骨動脈脳血管撮影法について

【手技の概要と特徴】

経大腿動脈法に比べ患者の羞恥心を刺激しない、止血時間が短い、検査後の安静時間が短い等、患者への侵襲が少ないのが特徴である。

また止血処置に関わる時間の短縮は、検査室の稼働効率に大きく貢献する。<sup>1),2)</sup>

欠点としては、カテーテルの形状(Fig.10)により、血管の左右の内外頸動脈、左の椎骨動脈等の選択能に劣る。(Fig.11)

現状、穿刺やカテーテル操作の難しさにより普及していない側面を持つが、近年の4Fカテーテル(Fig.10)の性能向上はめざましく、これらのデバイスの進化がこの手法の標準化に向けて確実に近づいている。

【使用カテーテルと血管選択の方法】

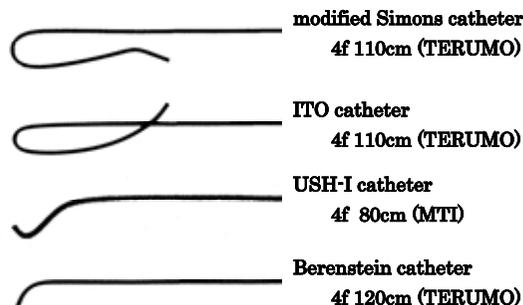


Fig.10 カテーテル

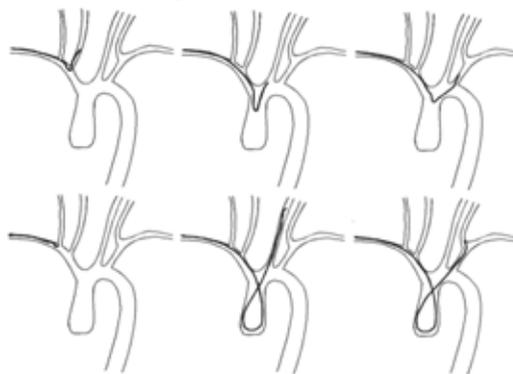


Fig.11 血管選択法と造影位置

【診断カテーテル検査のプロトコルの変遷】

3D-RA導入により検査スタイルが大きく変化した。始めに撮影する DSA 正面像で動脈瘤を疑い精査を進めた場合、必要な撮影に費やす時間は従来法に比べ短くなった。

従来法では動脈瘤の形態を全て把握するためには、斜位撮影を3~5回撮影していたが、導入後は3D-RA 1回で済んでいる。(Fig.12)

しかも、手技中の撮影角度の試行錯誤も無くなり手技の所要時間が短縮され平均化された。短時間に多人数(2~6人)を続けて行う当院の診断カテーテル検査では大変有益であった。

3D-RAのデータ転送及び画像再構成、動脈瘤精密検索は手技終了後に行う。撮影中に体動が疑われた場合はアーチファクトによる診断不能に備え回転 DSA 用の mask 像も同時に撮影しておく。体動により再構成画像が使用できない場合は、体動補正の出来る回転 DSA 像での判断とするためである。

また動脈瘤の部位が特定され、さらに拡大再構成によって得られた画像の精度は、当院の3D-CTAの拡大再構成画像よりも精細であった。

(Toshiba Aquilion+zio-M900 との頭蓋内動脈瘤との比較において)

動脈瘤の計測も、隣接血管の影響を排するために断面を作成し、正確に縦・横・高さ・動脈瘤頸部の計測が容易にできる。

手術の operate view、血管内手術の working view をシュミレーションで治療手技を安全かつ確実にサポートできる。治療計画の再検査は少なくなった。

特に動脈瘤の治療法である開頭 Culipping 術と GDC コイル留置術施行の治療法選択の判断においては不可欠である。

	従来法	現在法
最小セツト例	1. R - CAG AP	1. R - CAG AP
	2. R - CAG Lat	2. R - CAG 3D - RA contrast
	3. L - CAG AP	3. L - CAG AP
	4. L - CAG Lat	4. L - CAG 3D - RA contrast
	5. L - VAG AP	5. L - VAG AP
	6. L - VAG Lat	6. R - VAG AP
最大セツト例	1. R - CAG AP	1. R - CAG AP
	2. R - CAG Obq - 1	2. R - CAG 3D - RA contrast
	3. R - CAG Obq - 2	3. R - CAG Lat
	4. R - CAG Obq - 3	4. L - CAG AP
	5. R - CAG Lat	5. L - CAG 3D - RA contrast
	6. L - CAG AP	6. L - CAG Lat
	7. L - CAG Obq - 1	7. L - VAG AP
	8. L - CAG Obq - 2	8. L - VAG 3D - RA contrast
	9. L - CAG Obq - 3	9. L - VAG Lat
	10. L - CAG Lat	10. R - VAG AP
	11. L - VAG AP	
	12. L - VAG Lat	
	13. R - VAG AP	
	14. R - VAG Lat	

Fig.12 検査プロトコル

【造影剤注入条件とタイミング】

CAG : 4~6ml/sec 8~10ml

VAG : 2.5~3.5ml/sec 8ml

CAG (3D-RA)

: 4~6ml/sec 25~35ml 0.6sec Delay

VAG (3D-RA)

: 2.5~3.5ml/sec 18~22ml

3D-RA での造影剤注入条件は基本的に患者個々に条件を変えている。撮影直前に最終カテーテル位置で必ずテストフラッシュを行い、流速、流量、カテーテル先端の状態を確認する。3D-RA の前に撮影する正面 DSA 撮影の結果で脳血管の流量と流速を予測し、撮影タイミング (Fig.13) と注入条件を決定している。

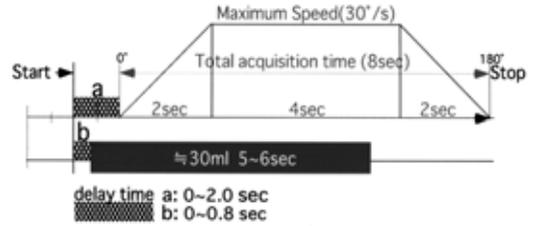


Fig.13 造影剤注入タイミング

：臨床症例と留意点

注意が必要なのは、頸動脈の状態である。直前に撮影した DSA 正面撮影において、造影剤濃度が薄くタイミングが遅い場合は、頸動脈の狭窄を疑う。重度の狭窄があるにも関わらず、一度に 30cc の造影剤を使用する 3D-RA を施行すると、造影剤が外頸動脈に多く流れ患者は頸部から後頭部にかけての熱感に耐えられず体動してしまう。8 秒間の頭部静止下での撮影には無理があるので、従来法である DSA に切り替える必要がある。また逆に血流量が多く流速が速い患者では 8 秒の間に静脈が描出されてしまうのでタイミングを遅らせる必要が出てくる。

脳動脈瘤の患者の場合、破裂群例と未破裂群例では状況は異なる。未破裂動脈瘤例では基本的に流量は保たれているので問題はないが、破裂動脈瘤例では周囲の血管が、攣縮を起こしていることが多く分岐の流量が変化していることが多い。結果として造影不良となり 3D-RA 上では血管狭窄を疑わせる像となるので、不自然な狭窄像を呈した場合は、DSA 像との比較が必要である。造影条件の決定は慎重に行う必要がある。

【臨床例】

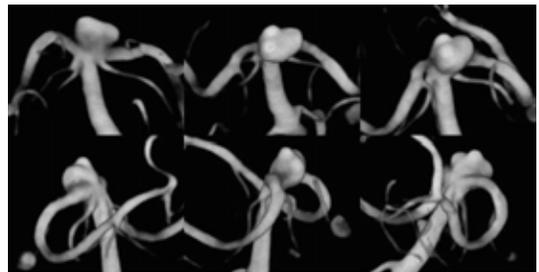
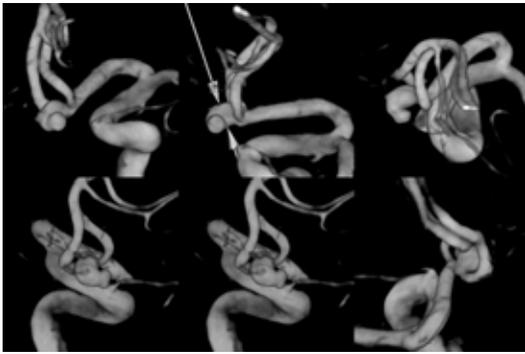


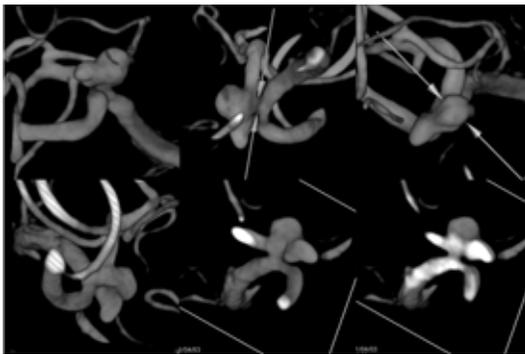
Fig.14 basilar top の動脈瘤

動脈瘤表面の bleb の状態が明瞭に把握できる。



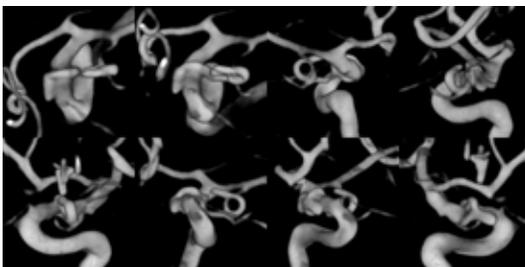
**Fig.15 A-com分岐部複雑形状動脈瘤**

複雑な脳血管構造を立体的に観察したり、動脈瘤の大きさや動脈瘤頸部の形状、血管との位置関係などを正確に把握することができる。



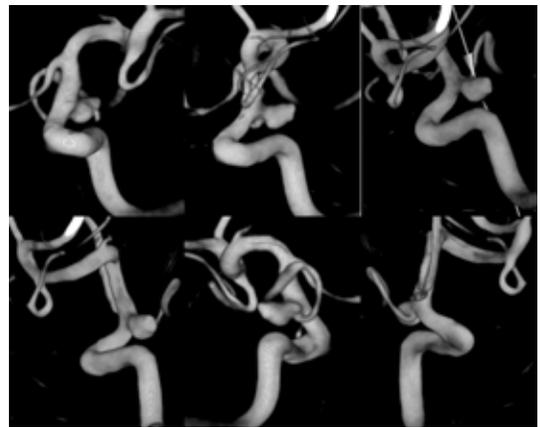
**Fig.16 A-com分岐部複雑形状動脈瘤**

視野を遮る他の血管をカットし、動脈瘤頸部の形状、血管との位置関係などを正確に把握することができる。



**Fig.17 Clipping術後確認症例**

Lt- IC- Ophthalmic部クリップと血管との関係が明瞭。血管に接した部分に多少の連なりが見られるが、アーチファクトの発生はほとんど見られない。

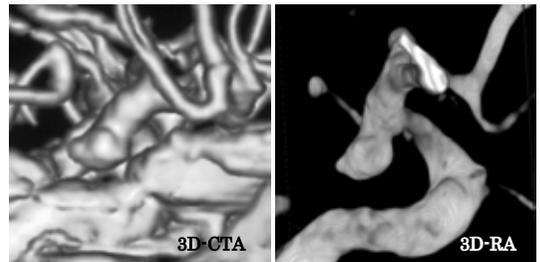


**Fig.18 Lt- IC- PC分岐部動脈瘤**

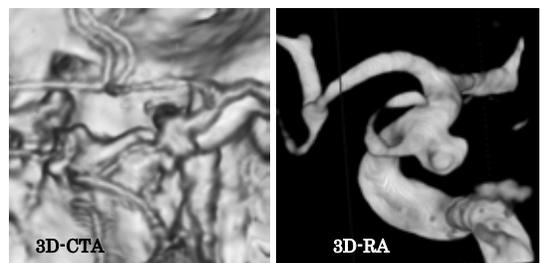
動脈瘤頸部とP-comの分岐の状態が明瞭。

**: 3D-CTA との比較**

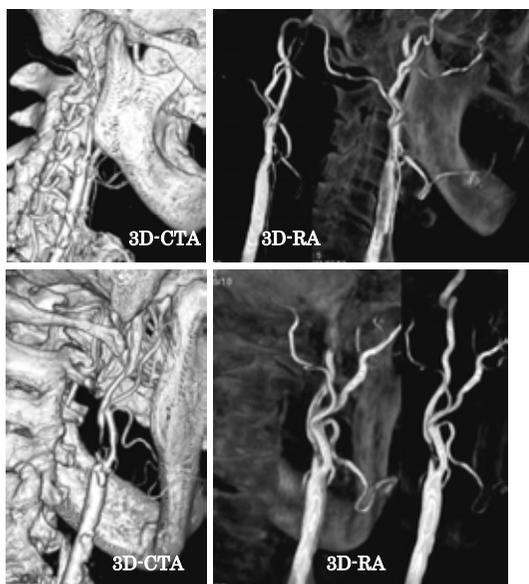
3D-CTA の弱点である内頸動脈領域の動脈瘤に関しては 3D-RA は優位である。特に眼動脈分岐部以前の頭蓋底近傍、及び海綿静脈洞付近の動脈瘤に関しては優位であり、また好発部位である眼動脈分岐部、後交通動脈分岐部の動脈瘤でも、3D-CTA で描出される後床突起、弓状隆起と対側の IC,Basilar-A などの描出血管にさえぎられる事無く観察でき、確実に存在をとらえる事が可能であった。



**Fig.19 IC-choroidal A分岐部動脈瘤**



**Fig.20 IC-PC A分岐部動脈瘤**



**Fig.21 内・外頸動脈分岐部狭窄**

特に骨との位置関係を描出させた。画質に違いはあるが診断能は互角、費やされた処理時間は 3D-RAの方がはよい。

### ： 総括と今後の展望

3D-RA の撮影に総頸動脈起始部選択の経橈骨動脈脳血管撮影法を用いるのは、画像再構成を前提とした撮影には不利な要素が多い。

注入された造影剤の何割かは外頸に流れ、さらに流速が不適切だと心臓の脈波により不均一に希釈され脈波造影になる。加えて血管狭窄や脳圧亢進などの病態によっては目的部位である Willis 輪近傍への到達時間に 1 秒近く差が出る事もある。このように、総頸動脈起始部からの造影では、被検者の心的・身体的侵襲の軽減によるメリットと引き替えに撮影条件を厳しいものになっている。

その悪条件下においても、検査対象が脳動脈瘤となると、3D-RA により一度に得られる情報量は、従来法である多数回の斜位撮影により得られる情報量を遙かに上回る事を確認した。

画像処理においては、通常 Medium recon の 80 秒処理で行っている。今回特に傾注したのは再構成処理の描出性能である。VOI(Volum of Interest)の大きさと処理マトリックス数との関係で処理時間の最長は 9 分と長い、元画像では確認できないほど濃度の薄い造影血管像からでも、3D 再構成により描出できることである。実

際には Nomal recon 64×64 マトリックス処理、Medium recon 128×128 マトリックス処理、High recon 256×256 マトリックス処理があり、VOI が 17、33、50、67、100、140% の設定が可能であり、この 2 つの関係を使うことにより、VOI-100%-256×256 マトリックスの精度と VOI-50%-128×128 マトリックスの精度が同じということになり、50% に再構成領域を絞り込むことにより Medium recon でも 100% 領域の High リコンと同等の描出能を得ることが可能で処理時間に 9 分掛けることは殆どない。このように臨床病変を追う事を想定して実に合理的に作られている。総合性能がさらに向上しこれらの検査の主流になるのは、時間の問題という確信が得られた。

現行機種の撮影時の回転速度には不満を感じた。撮影に熟練したタイミングをつかんでくると 8 秒間の Scan tim は長いと感じた。仮に半分の 4 秒になれば造影剤は半分に出て、静脈の描出は皆無になると思われ、アームの高速回転化が望まれる。

以上の事から撮影回転が速く、画像処理速度が増した機器が出現すれば明らかに今までのアンギオのスタイルは変貌すると思われる。次世代血管撮影装置は、DSA 12bit 時代を待たずに、3D-RA の完成型であるコーンビーム CT へ移行するであろうと思われる。

また経橈骨動脈脳血管撮影法も、患者への侵襲の低減を優先に考えると、今後主流になっていくものと思われる。現状の造影剤注入条件である一回 30cc の総量は多いと感じるが、検査の全体の総量としての差は少なく、むしろ減少したと思われる。今後データを取っていき確認していきたい。

当面の目標は、CT の造影検査をするようなスタイルで右の橈骨動脈より 3D-RA を 3 枝行うスクリーニング検査を実現し、血管病変の描出について安全にかつ確度の高い診断検査を確立することである。

### 参考文献

- 1) 永吉 健介、池田みどり、平井 伸彦、他：経橈骨動脈性選択的脳血管造影の有用性。日本医放会誌 60:28-32,2000
- 2) 内野 晃、石野洋一、大野正人：脳血管病変における右上腕動脈経路の選択的動注 DSA(第 2 報)。画像診断 8:1361-1365,1988

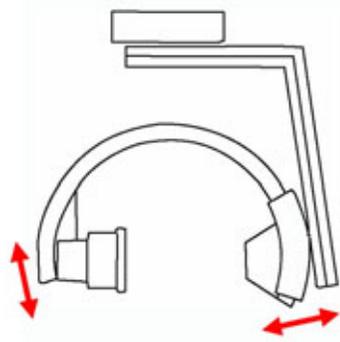


Fig.1 アームの揺れる方向

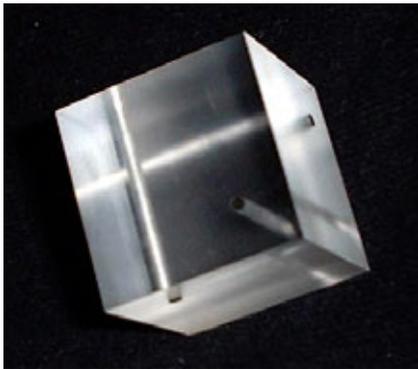


Fig. 2 ロッドファントム

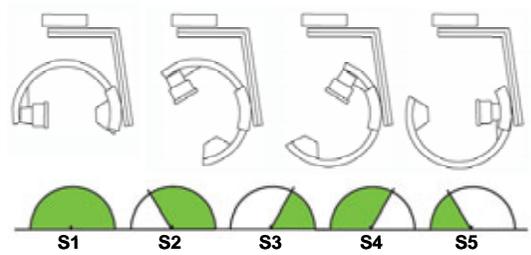


Fig.8 Phantom の造影剤充満通過角度範囲

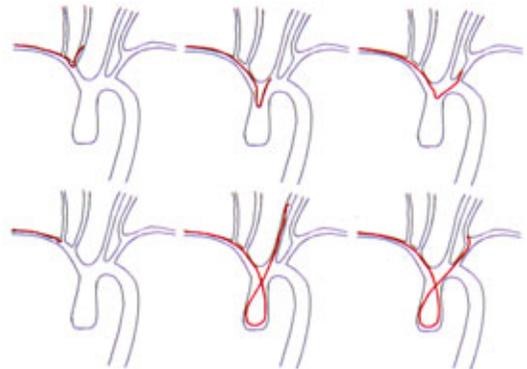


Fig.11 血管選択法と造影位置

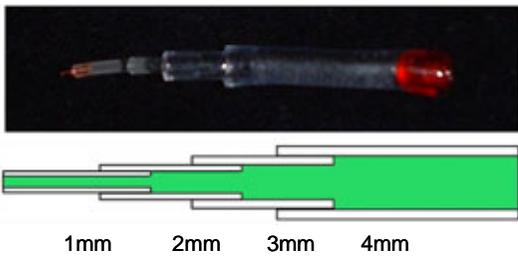


Fig.4 造影剤チューブファントム

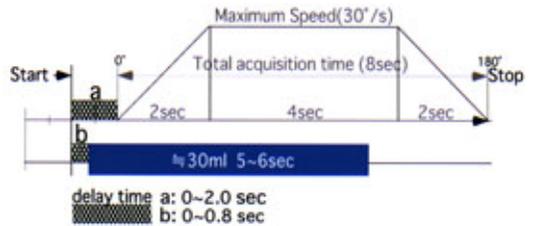


Fig.13 造影剤注入タイミング



Fig. 7 血管模型