

**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応用

米沢市立病院 診療放射線科 加藤 信雄／我妻 剛／木村 義彦

同 放射線科 大串 雅俊

同 脳神経外科 成田 徳雄／宇都宮 昭裕

### はじめに

近年、放射線部門での機器の開発は、画像処理能力の向上によりめざましく進歩している。特に CT では、マルチスライス CT および 3 次元画像処理装置の開発によって短時間で 3 次元画像表示が可能となった。頭部領域での CTA は、脳動脈瘤の診断において有用な検査法で血管造影に匹敵する鮮明な画質・3 次元画像が得られる。CTA による 3 次元画像表示は必要不可欠となりつつあり血管造影を省く事も可能となってきた<sup>1)2)3)4)</sup>。

しかし、現時点で血管系の診断法としては血管造影が最終診断法であり<sup>1)3)4)5)</sup>、侵襲的な検査である血管造影を行うには CTA 以上の情報が要求される。ところが、脳血管は非常に複雑であり DSA 像のみで血管走行や立体構築を正確に把握する事は困難である。

そこで、この弱点を克服するため回転 DSA による 3 次元画像処理システム（以下 3D-DSA）が開発され<sup>5)6)7)</sup>、この問題点が解消された。この 3D-DSA によって CTA では描出不可能な部位、より細かい血管走行の把握、脳動脈瘤の形態までもより正確に表示可能となった<sup>1)3)4)5)</sup>。

今回 3D-DSA が当施設に導入されたので、その臨床的有用性と問題点を報告する。

### 対象・方法

脳血管領域を対象に 3D-DSA を行い、その後 3 次元画像処理を行い評価した。

3D-DSA には東芝社製 CAS - 10A/CX、画像再構成補正処理は XIDF-100A（**図 1 a**）、3 次元画像処理は Zio 社 M900 を使用した（**図 1 b**）。

3 次元画像処理システムは、II 特有の画像歪み補正および地磁気等による画像歪み補正、Cアー

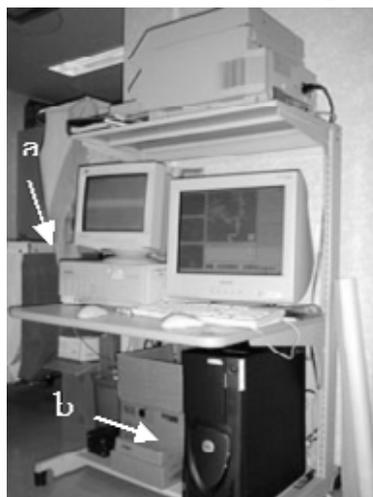
ムの回転ブレ補正を月 1 回の割合でキャリブレーションする必要があり、その作業性、作業時間について検討した。

次に臨床的に問題となる画像転送から 3 次元画像表示時間を各モードにおいて検討した。今後 IVR を行っていくためには術中に 3 次元構造を把握する事が必要と考えられ検討した。

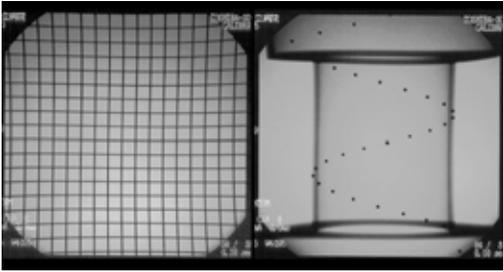
最後に脳動脈瘤の各症例において臨床的有用性を検討した。

ここにキャリブレーションの方法<sup>6)7)</sup>・画像収集方法・造影法を紹介する。

キャリブレーションの方法は、3D-DSA と同様の撮影により各インチサイズ（9 インチ・7 インチ）毎にファントム無しでの画像データ、グリッドファントムの画像データ、Helix Ball ファントムの画像データ（**図 2**）計 3 種類のファントムデータを収集する。この収集データ 6 種類を再構成 PC（XIDF-100A）へ各インチサイズ毎に転送し自動的に補正テーブルデータが作成される。



**図 1** 3 次元画像処理システム  
a : XIDF-100A b : M900



**図2 グリッドファントム&Helix Ball  
ファントム（補正前の収集画像）**

3D-DSA の画像収集方法は、1. マスク像の収集 2. リターン 3. コントラスト像の収集 (Mask-Return-Contrast) というシーケンスで画像を収集する。Cアームは、RAO 100 度から LAO 100 度までの 200 度を 40 度/秒の速度で回転する。SID は 110cm 固定、収集レートは 30 フレーム/秒、収集マトリクスは  $512^2/10$  ビットで約 170 フレーム収集される。その後、再構成 PC に転送し補正テーブルデータを FeldKamp 法にて作成する。補正されたデータを M900 により Volume Rendering 法によって 3 次元画像表示した。

一般に 3D-DSA 像は、DSA 像の再構成であるためマスク像撮影時に存在するクリップなどはサブトラクションされ表示されない。今回、新たに高コントラストな領域を抽出し再構成する、いわゆるデバイスモードが加わりクリップ等が表示可能となった。再構成モードには高速モード ( $256^2$  マトリクス)・精細モード ( $512^2$  マトリクス)・デバイス高速モード ( $256^2$  マトリクス)・デバイス精細モード ( $512^2$  マトリクス) の 4 種類ある。

3D-DSA における造影方法は、ANGIOMAT ILLUMENA を使用し、条件は 300mgI の造影剤を 3ml~4ml/秒で 15ml~24ml を注入した。これは、収集中目的血管を造影剤で満たす必要があり、最低 5 秒間注入するためである<sup>5)8)</sup>。

## 結果

画像転送から 3 次元画像表示までの時間は、表 1 に示したように 9 インチ精細モードで 6 分 40 秒、高速モードでは 2 分 5 秒である。また、デバイス高速モードでは 2 分 25 秒で表示可能である。デバイスを表示するときは、画像を合成する時間を含めると約 5 分の時間が必要とされた。

キャリブレーションの作業性については、グリッドファントムの交換や 7 インチでの Helix ball の設定法など大変煩わしさを感じた。

キャリブレーションの収集時間は、まだ慣れないせいもあり全ての収集が終わるまで約 40 分だった。

画像補正時間については 7 インチ・9 インチともに約 30 分で合計 60 分だった。ファントムの収集から補正終了までの時間は、約 1 時間 40 分であった。

臨床評価は、2001 年 3 月導入以降、破裂動脈瘤・未破裂動脈瘤およびクリッピング後について約 40 例の 3D-DSA を行った。DSA にて診断が可能だった動脈瘤で 3D-DSA によって親動脈との位置関係、neck の形状、bleb など立体的な構造がより一層明瞭となった (図 3)。

CTA では、描出困難だった内頸動脈瘤も動脈瘤と微小血管との位置関係が明瞭に描出された (図 4)。

DSA で存在診断できなかった症例でも 3D-DSA によって存在が確認できた (図 5)。

3D-DSA によるサージカルビュー像では、正確に血管を再現している (図 6、7)。ワークステーション上では、任意の角度から即座に表示可能で術前の評価が容易であった。また、動脈瘤の大きさや neck の径も測定でき正確性は高かった (図 6、7)。Virtual endoscopy (VE)

**表 1 3 次元画像表示時間 (9 インチ)**

	高速 モード	精細 モード	デバイス 高速	デバイス 精細
撮像時間	15 秒			
転送時間	35 秒		55 秒	
補正時間	1 分 15 秒	5 分 25 秒	1 分 15 秒	5 分 25 秒
転送～表示	10 秒	40 秒	10 秒	40 秒
合計	2 分 05 秒	6 分 45 秒	2 分 25 秒	7 分 05 秒



a . DSA 像                      b . 3D DSA 像

**図3 重複中大脳動脈瘤**

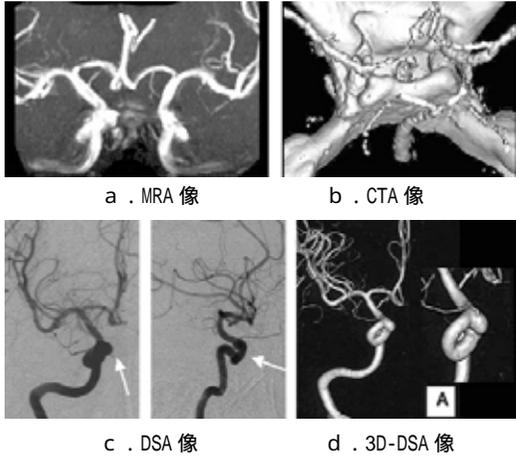
重複中大脳分岐部に形成された動脈瘤である。

- a . 微小血管との位置関係が判りにくい。
- b . 微小血管も鮮明に描出され立体的な血管走行が把握可能である。

については、血管内腔を鮮明に描出できた<sup>5)8)</sup>(**図8**)。

高速モード(256<sup>3</sup>マトリクス)と精細モード(512<sup>3</sup>マトリクス)の比較では、512<sup>3</sup>マトリクスで、微小血管まで鮮明に描出された(**図9**)。

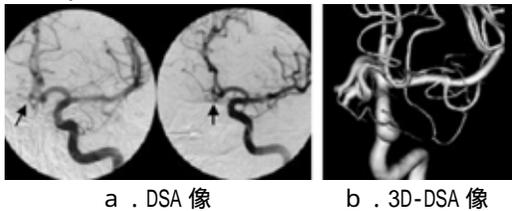
デバイス表示では、クリップの形状が正確に描出されており動脈瘤の neck remnant の評価も可能であった(**図10**)。



**図4 内頸動脈瘤**

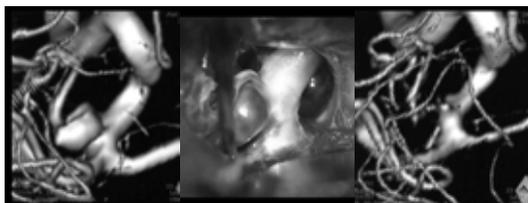
MRA で動脈瘤が疑われCTA で描出困難だった内頸動脈瘤である。

a . 矢印部に動脈瘤が疑われた。 b . 内頸動脈部は、骨との重なりで描出困難である。 c . 骨構造が消えるため存在診断は可能だが、微小血管との位置関係は判別が困難である。 d . 眼動脈の走行まで鮮明に描出されている。



**図5 前交通動脈瘤**

a . 前交通動脈部(矢印)に動脈瘤は確認できない。 b . 動脈瘤は小動脈とともに明瞭に描出されている。

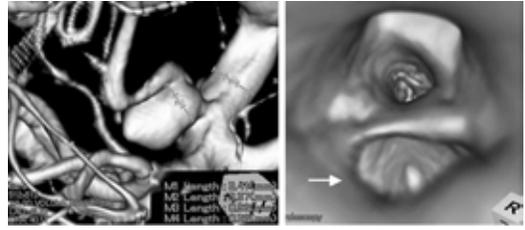


a . 3D - DSA 像 b . 術中写真 c . 術後 3D-DNA 像

**図6 重複中大脳動脈瘤**

a . 術前のサージカルビューである。 b . 術中写真を示す。 c . 術後の 3D-DNA を示す。

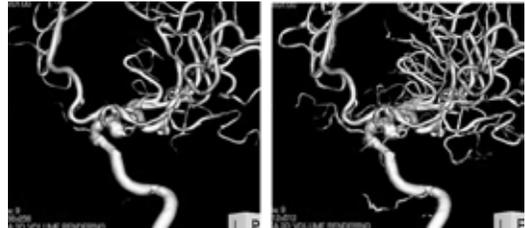
術前、術後の 3D-DNA 像は正確に血管を描出している。



**図7 サージカルビュー像 図8 Virtual endoscopy**

血管径の測定も可能で0.3mmの血管まで鮮明に描出されている。

矢印部は動脈瘤の内腔を示しており鮮明に描出している。

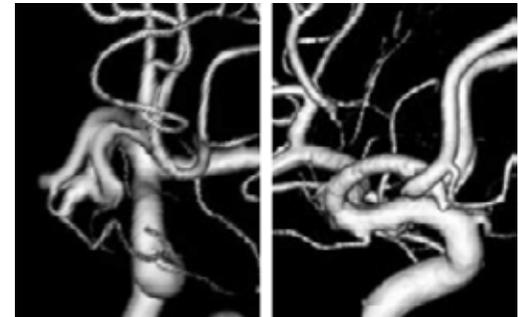


a . 256<sup>3</sup>マトリクス b . 512<sup>3</sup>マトリクス

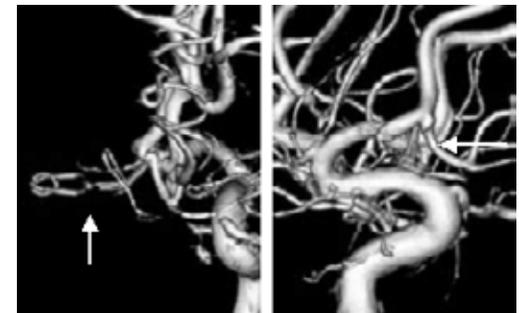
**図9 256<sup>3</sup>・512<sup>3</sup>マトリクスの比較**

同じ threshold で表示した画像である。

微小血管の描出力は512<sup>3</sup>マトリクスの方が優れている。



a . 術前 前交通動脈瘤



b . 術後 前交通動脈瘤(クリッピング後)

**図10 前交通動脈瘤術前・術後**

術前とクリッピング後のデバイス表示を同一角度で比較したものである。

## 考 察

3D-DSA は、MRA・CTA と比較すると空間分解能・精細度は 3D-DSA が最も優れ 3 次元構築が容易におこなえるため術前評価に適している。撮像時間も 15 秒と短時間でありクモ膜下出血急性期のモーションアーチファクトの影響も他の検査に比べ有利と考える。しかも体動によるアーチファクトで 3D が作成できない症例でも回転 DSA および回転 DA 像は診断に活用できる。

3D-DSA は、クリップ・コイル等のメタルアーチファクトの影響がほとんどなく術後評価も可能である。さらに、デバイス表示が可能であるためクリップ・コイルも 3D 上に表示でき、従来、評価困難であった動脈瘤の neck remnant とクリップの関係や術後評価がより容易になった。デバイス表示時は普段使用している RECON データ (DSA 像) とデバイスデータ (DA 像) の 2 種類をワークステーションへ転送し合成しなければならない。動脈瘤の血管径や容積の定量化も可能で、临床上 0.3mm 以上の血管は鮮明に描出でき術前評価や IVR 施行時、大変有用と考えられる<sup>5)8)9)</sup>。

3D-DSA は侵襲性が大きい、DSA を必須としていけば新たに侵襲を加えるわけではない。侵襲を無視できないのは CTA で、100ml の造影剤を急速注入されると造影剤過敏症があった場合には危険を伴う<sup>8)</sup>。血管造影のように少量を数回注入した場合の重篤な副作用は少ないが、3D-DSA の場合造影剤量が多くなるため減らす工夫が必要である。最近、外来患者において上腕動脈から穿刺し 4F カテーテルを用いた 3D-DSA が施行されており侵襲性も低くなっている。

3D-DSA の問題点は、動きに弱い点である。マスク像の収集が始まってから体動があった場合、3D 表示は不可能に近い。また、目的とする血管は当然であるが主要血管は全ての方向 (RAO100 度～LAO100 度) で有効視野内に入れる必要がある。有効視野から外れた場合には、**図 11** のような帯状のアーチファクトが生じるため注意しなければならない。診断や計測に支障をきたすアーチファクトについては、まだ把握していないため発生環境や傾向を検討しなければならない。

装置管理上、問題となるのは月 1 回おこなうキャリブレーションで 1 時間 40 分は必要である。これは様々な補正を実施し精度の高い 3D 像を得るのに必要な作業であるが技師の業務量増加に繋

がり、今後更なるバージョンアップが必要である。

IVR を実施するには、 $512^3$  マトリクスで 3 次元画像表示までの時間が約 7 分と临床上厳しい条件でありこれもバージョンアップによる時間短縮が望まれる。しかし、 $256^2$  マトリクスで転送した場合でも画質はほとんど劣化せず約 2 分で表示可能であった。GDC コイルなど IVR 支援画像として有用と考える<sup>5)8)9)</sup>。現在ルーチン検査としては  $512^3$  マトリクスで行っているが、 $256^3$  マトリクスでも临床上十分診断可能と思われる。閉塞性疾患の場合は、まだ症例が少ないため、有用性の評価は今後の検討が必要である。

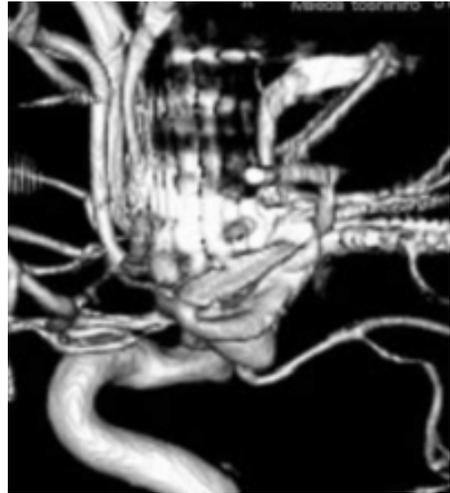


図 11 アーチファクト像

## 結 論

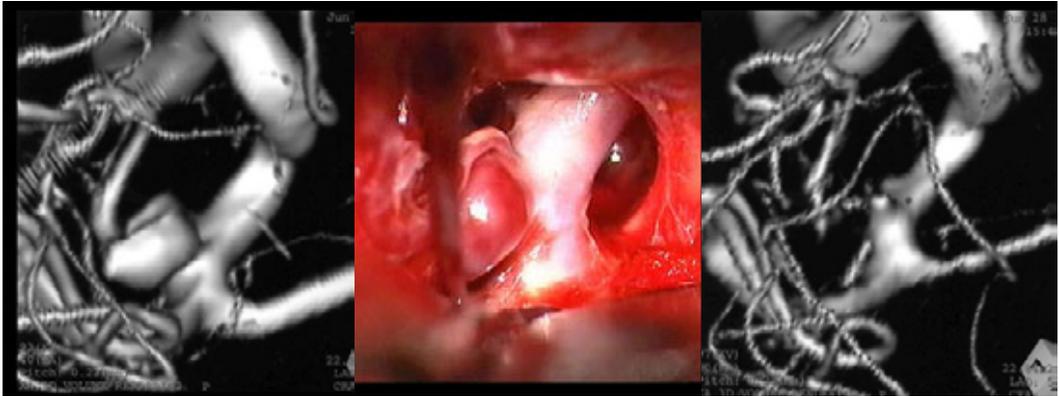
3D-DSA は、脳血管領域の診断において、空間分解能の高さ・高精細性・脳血管の立体的把握などから手術シミュレーションとして最も有用である。また、IVR 時においても短時間での画像表示・血管内腔の描出・動脈瘤径の測定が可能である。以上のことからこのシステムは脳血管領域 (特に脳動脈瘤) においては、今後必要不可欠なモダリティになり得る。

今後、改善すべき点は  $512^3$  マトリクスでの時間短縮とキャリブレーションの作業効率および再構成補正時間の短縮である。

## 参考文献

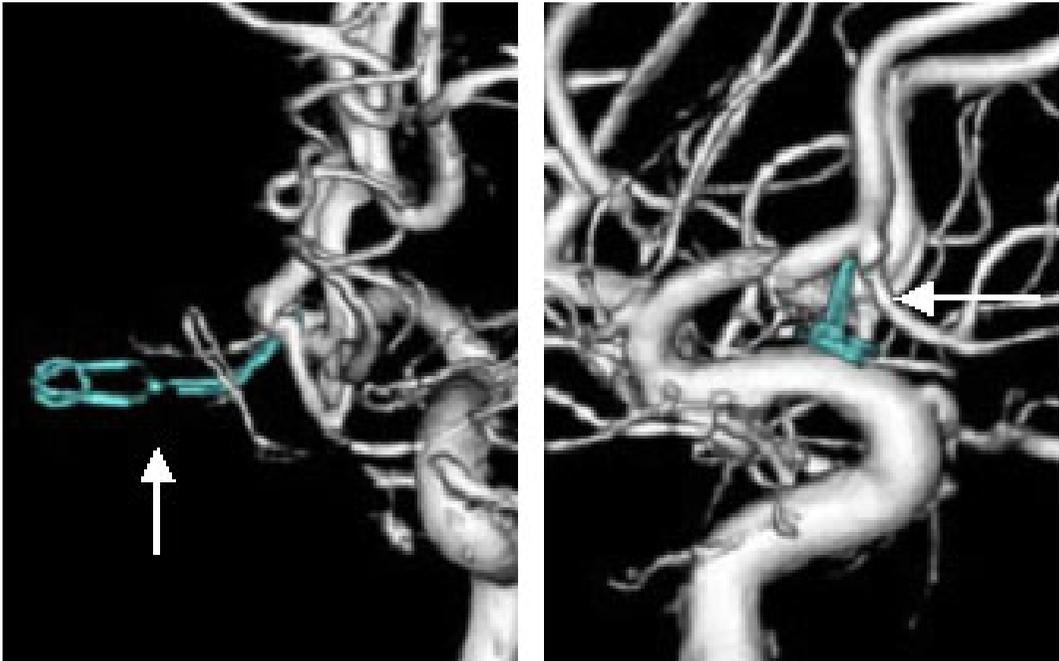
- 1) Anderson GB, Steinke DE, Petruk KC, Ashforth R, Findlay JM: Computed tomograph

- ic angiography versus digital subtraction angiography for the diagnosis and early treatment ruptured intracranial aneurysms. *Neurosurgery* 45:1315-1322,1999.
- 2) 佐藤正憲, 遠藤雄司, 松本正人, 佐々木達也, 児玉南海雄: Three - dimensional CT Angiography による急性期破裂動脈瘤手術. *脳外誌* 10:18-26,2001
  - 3) 柏木史郎, 加藤祥一, 山下勝弘, 伊藤浩英, 黒川健甫, 渡辺豊: 脳動脈瘤手術のため three-dimensional CT angiography: 脳血管造影なしで手術できるか. *CI 研究* 21:93-97, 1999
  - 4) 菊地顕次, 須田良孝, 平野仁崇, 進藤健次郎: 破裂脳動脈瘤急性期症例における 3D-CT Angiography の臨床的意義. *CI 研究* 19:327-335,1997
  - 5) 山下勝弘, 松永登喜男: 脳血管病変における 3D-DSA の有用性. *脳外誌* 10:612-620,2001
  - 6) 興梶征典, 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. *TOSHIBA メディカルレビュー* Vol.24.No.4.2-8.2000
  - 7) 大石悟, 増田郁二, 興梶征典, 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. *TOSHIBA メディカルレビュー* Vol.24.No.4. 9-16.2000
  - 8) 江面正幸, 高橋明, 吉本高志: 3D angiography の有用性. *東北脳血管障害懇話会* : 21-26, 2000
  - 9) 橋口尚貢: 回転 DSA の現状と動向. *北海道放射線技術雑誌* 60:115-122,2000



a . 3D - DSA 像 b . 術中写真 c . 術後 3D-DSA 像

**図 6 重複中大脳動脈瘤**



b . 術後 前交通動脈瘤 (クリッピング後)

**図 10 前交通動脈瘤術前・術後**