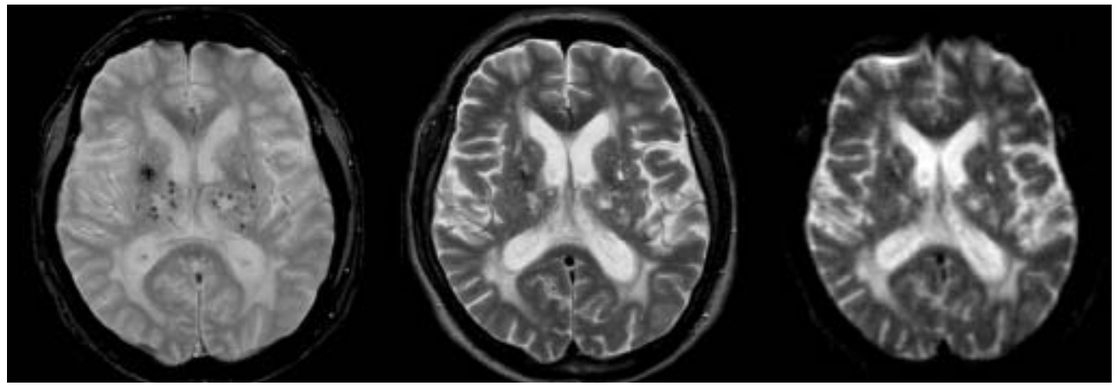
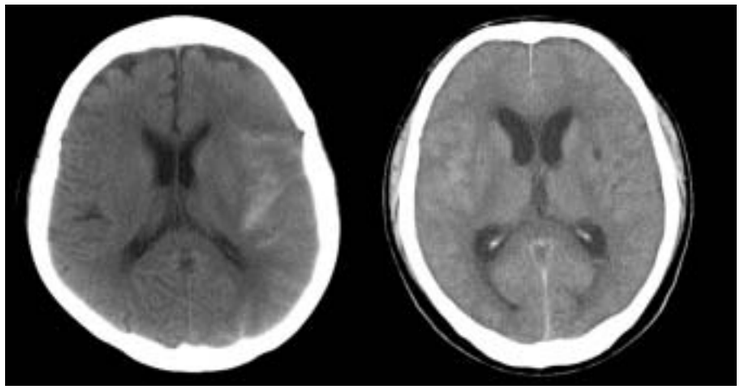


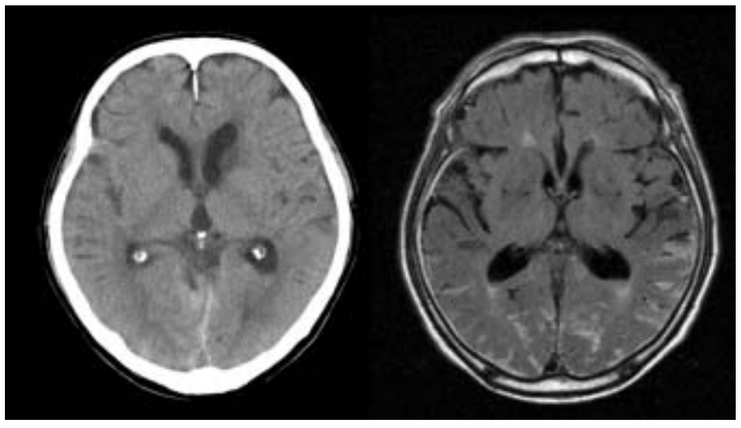
a：T2*強調画像（gradient echo image）　b：T2強調画像　c：SE-EPI（DWI b=0 image）

図11　微小出血（microbleeds）症例
aでは両側視床，右被殻に点状低信号域を認める．bでは右被殻の低信号は指摘できるが，その他は指摘困難である．



a：発症当日のCT；左シルビウス裂の高吸収域あり　b：発症4日後

図12　くも膜下出血の2症例
aと比べるとシルビウス裂内の血腫濃度が低くなってきている．側脳室も拡大し，水頭症もきたしている．



a：CT　b：FLAIR

図13　原因不明のくも膜下出血症例
両側後頭葉の脳溝は高吸収を示す．側頭葉側の脳溝は等濃度でCT所見としては脳溝の消失となる．bでは脳溝が明瞭な高信号として描出される．

d. くも膜下出血（SAH）

SAHは，CTにてくも膜下腔が高吸収（図12）を示し，ほとんどの症例はCTにて診断可能である．CT所見として重要なのは，くも膜下腔が高吸収でなく，脳実質と等濃度である場合（図13）を見逃さないことである．亜急性期のものではCTで異常を指摘できない症例もあり，そのような症例ではMRI（FLAIRまたはPDWI）にてくも膜下腔が高信号に描出され診断可能である[20]．

4．アンギオグラフィ（CTA，MRA）

1．モダリティの適応

スクリーニングには3D-TOF MRA，精査にはCTAが適している．頭部領域では造影剤を使用しない3D-TOF MRAにて頭蓋内血管は良好に描出され，広く臨床に用いられている．CTAは造影剤を使用するが，MSCTの登場により広範囲を薄いスライスで，かつ短時間で撮像可能となり画質向上も著しい．最近の16列以上のCTでは非常に短時間での撮像が可能となり，二相撮像することにより動脈，静脈の分離も可能となってきている．動脈瘤の診断については，2001年の文献[21]によればCTA，MRAともに診断精度は85％前後とされ，機種による差はないとされている．5mm以下の動脈瘤については診断精度が低いといわれていたが，最新の装置を使用すれば5mm以下の小さな動脈瘤についても診断精度は上がっていると思われるものの，これらを示すまとまった報告はない．

2．撮像プロトコル

a. CTA撮像のポイント

右腕頭静脈のほうが上大静脈までの合流距離が短いので，血管確保は右肘静脈に行うことが望ましい．MSCTにより撮像時間が短くなっているので，タイミング撮影（テスト注入，またはリアル・プレップ/スマート・プレップ）は必須である．動脈瘤の好発部位をカバーするにはC1レベルからシルビウス裂上縁までを撮影する．撮像プロトコルとしては最も薄いコリメーションを使用し，短時間で撮影を終了するように設定する．造影前にbase imageを撮像しておき，造影後画像から差分するsubtraction CTAも報告されている[22]．

b. MRA

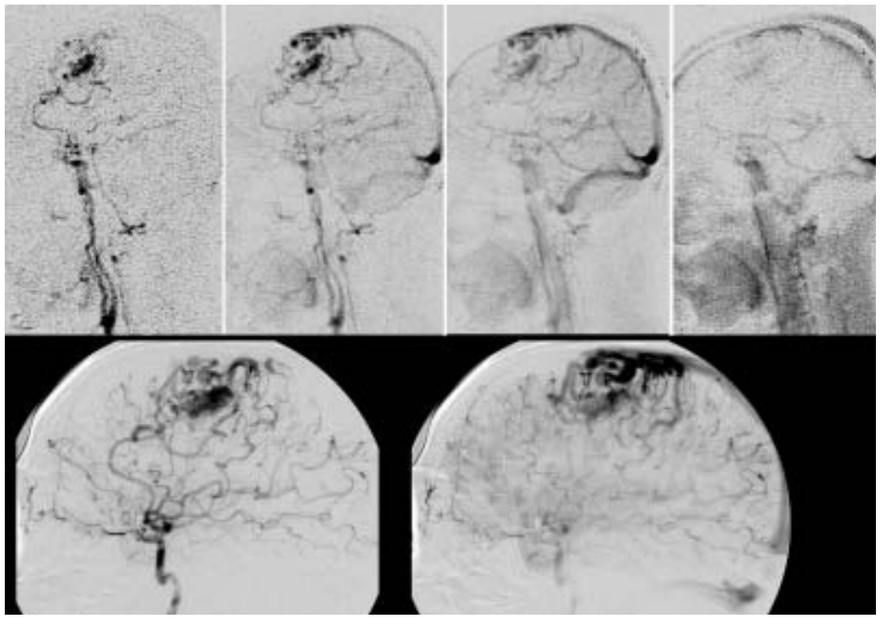
MRAには大きく分けて，time of flight（TOF）法，phase contrast（PC）法と造影MRAがある．頭部では通常は3D-TOF法が用いられる．

c. TOF-MRA

流入効果を利用した撮像法で現在最もひろく利用されているMRA撮像法である．空間分解能，信号雑音比に優れ，小さな血管の描出に優れている．しかし，撮像時間が長くかかることや，飽和効果の影響を受けやすく遅い血流が描出されにくいといった欠点がある．血管以外の信号を抑制するMTC（magnetization transfer contrast）や末梢の血管を描出するTONE法（tilted optimized non-saturation excitation，スラブの中枢側と末梢側でフリップアングルを変えて，末梢の信号低下を改善する方法），MOTSA法（multiple overlapping thin-slab angiography，薄いスラブを重複させながら分割して撮影し，後で画像をつなぎ合わせる）などのオプションも豊富であり，各部位，機器に適した撮像法の選択が必要である．

d. PC-MRA

傾斜磁場内を通る流れの位相の変化は流速に比例するという事実を利用した撮像法である．PC-MRAでは



a：MR-DSA

b：conventional DSA

図 14　AVM 症例
aにて分解能はやや劣るが，流入血管から流出静脈までの動態を観察可能である．
（東京大学医科学研究所の大久保敏之先生のご厚意による）

速度エンコード（velocity encoding：VENC）と呼ばれる双極傾斜磁場（bipolar gradient）を用いる．静止している組織では，双極傾斜磁場にて位相の変化は生じないが，流れている物質は流れの速さに比例した位相のずれが生じる．この位相のずれを表示したものがMRA画像となる．PC法の特徴として，広範囲を撮像可能であること，VENCの値が自由に設定できるので，早い血管から遅い血管まで撮影できること，また逆に，適切なVENC値を設定しないと目的とする血管像を得られないことがある．また流れの方向も知ることが可能である．短所としては撮像時間が長くかかること，血管の分岐部などでは乱流の影響を受けやすいことなどがあるが，パラレル・イメージングを用いることにより撮像時間が短縮できるようになり，また見直されている撮像法である．

e. 造影 MRA

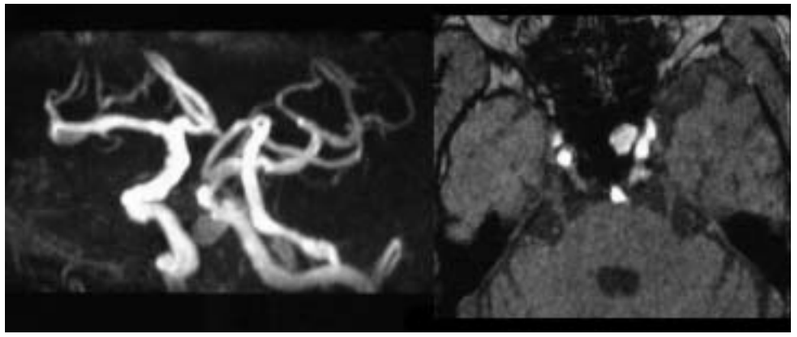
ガドリニウム造影剤急速静注し，短時間で撮影可能な3D fast gradient echo法にて撮像する方法．ガドリニウムが流入した血管内腔のみが高信号に描出され，乱流や血流の速さの影響が少なく，流れの遅い部位でも描出良好である．頭部では用いられることが少ないが頸動脈分岐部の評価には有用とされる．撮像時間を短くすることが可能（数十秒）で，胸腹部では呼吸停止下に撮像可能である．

f．MR-DSA

ガドリニウム造影剤を急速静注し，T1強調型の高速撮像法で連続撮影を行い，造影剤到着前の画像を差分することで血管系のみを描出する方法．短時間（1秒程度）での撮影が必要なため初期は2D法で撮影されていたが，パラレル・イメージングを用いることにより3D法での応用も始まっている．通常のMRAでは動脈系の情報しか得られないが，MR-DSAでは動脈から静脈までの血行動態を描出可能であり，AVM，AVFなどの評価に有用である（図 14）[23]．

g．三次元画像の可視化

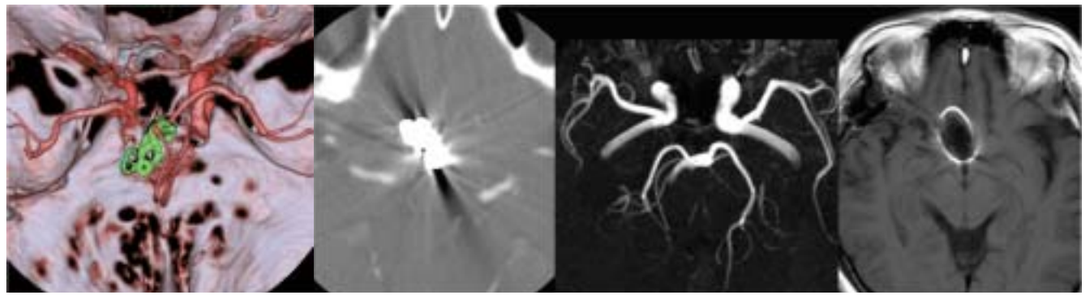
CTA，MRAは撮像後，画像処理を行うことにより，血管だけを3D表示している．その方法としてMRAでは最大輝度投影法（maximum intensity projection：MIP），CTAではvolume rendering（VR）が用いられることが多い．MIP法とは，ある断面のある画素に対応するすべての断面を比較し，最大の信号強度を持つものだけを選ぶ方法である．MRAの撮像法では血管が高信号となるように撮像されているので，この方法により血管だけを描出することが可能となる．この方法の欠点としては，脂肪や血腫などのMRA撮像法において高信号を示す組織を，同時に表示してしまうことである（図 15，図 18）．血管と周囲組織との関係などは，画像処理を行う前のMRA原画像が有用であることが多く，判断に迷った場合は原画像を参照することが必要である．VR法はすべてのボクセルデータから三次元画像を作成する方法である．各CT値に割り当てる色と不透明度を設定し，見たいものを選択的に抽出可能である．また動脈瘤クリップなどCT値が異なるものを表示することも可能である（図 16）．MRAに対してもVR法の応用がなされており[24]，VR法のほうが血管の詳細な情報を得られるとしている．VR法の欠点としては，閾値の設定を変えることにより描出される血管像が変わることである．読影者が3D画像を作成する場合は問題ないが，作成された画像のみを見る場合は注意が必要である．



a：MRA MIP 像にて左内頸動脈から動脈瘤様に突出する高信号域（→）を認める．

b：MRA 原画像ではこの高信号域が蝶形骨洞内の粘液　腫であると確認できる．

図 15　MRA でのピットフォール



a：CTA VR 像　b：CTA 原画像　c：MRA MIP 像　d：T1 強調画像

図 16　前交通動脈瘤クリッピング術後症例
aでは動脈瘤クリップと両側 ACA を同定可能であり，原画像でもクリップと血管が描出されている．cではクリップ周囲のACAは描出されない．dで大きなクリップのアーチファクトを認める．