

頭部領域における造影 3D MR DSA

富永 了¹, 石蔵礼一¹, 安藤久美子¹, 森川 努¹,
中尾宣夫¹, 池田譲太²

¹兵庫医科大学放射線医学教室 ²市立芦屋病院放射線科

緒 言

近年, 頭部 MR angiography (以下, MRA) は高空間分解能, magnetization transfer contrast (MTC), tilted optimized non-saturated excitation (TONE) 等により鮮明でかつ高解像度の画像が得られるようになった. 更に zero-filling interpolation (以下, ZIP) 補間処理によって 3D time-of-flight MRA (以下, 3D TOF MRA) の撮像時間を大幅に短縮することが可能となった^{1),2)}. その結果, 脳血管の高分解能 MRA が比較的短時間で撮像できるようになり, 脳血管病変の初期検査として脳血管造影に代わり得る非侵襲的な検査として定着してきた^{3),4)}. しかし脳血管造影と比較して, 3D TOF MRA で不足する情報の一つに血流動態の観察ができないことが挙げられる.

一方, 最近胸, 腹部では造影ダイナミック MRA が進歩してきた. これは造影剤をボラス注入し, 目的とする血管に造影剤が達するタイミングに合わせて, 呼吸停止下で撮像可能な高速シーケンスで撮像することにより, 明瞭な血管像を得ることができる方法である^{5)~9)}. この方法では造影剤注入後に 2 ないし 3 回撮像することにより動脈相, 静脈相をある程度分離して描出することが可能である.

今回, 筆者らは 1 スキャン当たりの撮像時

間を約 3 秒にまで短縮した高速 3D MRA シーケンスを造影剤のボラス注入後に連続して行う造影 3D MR digital subtraction angiography (以下, 造影 3D MR DSA) を考案し, これを種々の脳疾患に応用しその有用性について検討したので報告する.

対象および方法

対象は各種脳疾患の臨床診断のもとに MRI 検査が施行された 20 症例 (男性 8 例, 女性 12 例), 年齢 26 歳~76 歳 (平均 46.3 歳) である. その内訳は腫瘍性病変 11 例 (髄膜腫 7 例, 血管腫 1 例, 膠芽腫 1 例, 中枢性神経細胞腫 1 例, 転移性脳腫瘍 1 例) と血管性病変 9 例 (動脈瘤 2 例, 解離性動脈瘤 2 例, 動静脈奇形 4 例, 内頸動脈閉塞症 1 例) である.

使用装置は 1.5T 臨床装置である (Magnetom Vision, Siemens). 通常の SE T₁ 強調像, 高速 SE T₂ 強調像を撮像後に造影 3D MR DSA を施行した. また血管性病変の 9 例中 7 例では 3D TOF MRA も併せて撮像した.

造影 3D MR DSA の基本シーケンスとしては ZIP を付加した 3D FLASH を用いた. 撮像パラメータは, TR=3.8 ms, TE=1.3 ms, FA=35°, MA=128×256, FOV=260~300 mm である. スラブ厚は 60 mm とし, parti-

tion 数は設定可能な最小値の8とした。撮像後の補間処理によって partition 数は倍の16、実効スライス厚は3.75 mmになる。撮像方向は矢状断方向が16例、冠状断方向が4例で、頭蓋外から頭蓋内の脳血管を含むように設定した。以上の設定での撮像時間は2.9秒で、これを1セットとした。

造影方法はGd-DTPA 0.1 mmol/kgを肘静脈より用手的に毎秒2 ml程度で急速注入し、注入開始直後より上記のシーケンスを各セット間のdelay timeなしで、10ないし15セットの撮像を行った。全体の撮像時間は30秒から45秒であった。

後処理として造影後の各セットごとの画像から造影前の画像をサブトラクションし、maximum intensity projection (MIP) 像を作成した。これによって得られた10数枚のMIP像をモニター上でシネ表示にして観察した。

検討した項目は、頭蓋内、外の血管をどれだけ明瞭に描出できたかを、2人の神経放射線科医が合議の上で視覚的にgood, fair, poorの3段階で評価した。また頭蓋内での動脈と静脈の分離が可能であったかについて検討した。次に各疾患における本法の有用性について検討し、更に3D TOF MRAも撮像した症例では本法を追加したことで有益な情報が増したか否かについても検討した。

結 果

造影3D MR DSAにおいて全例で頭蓋内、外の内頸動脈は明瞭に描出し得た (Table 1)。椎骨動脈から脳底動脈はスラブの設定の仕方によって全走行が含まれていなかった症例を除いて明瞭に描出し得た。矢状断方向にスラブを設定した症例では、前大脳動脈の分枝である脳梁周囲動脈までは良好に描出できた。中大脳動脈は水平部の描出は良好であったが、それより末

Table 1. Depiction Rates of Cranial Arteries and Veins with Contrast-enhanced 3D MR DSA (%)

	ICA	VA~BA	ACA	MCA	PCA	CV	VS
good	100	54.5	45.5	18.2	18.2	72.7	100
fair	0	36.4	18.2	54.5	18.2	27.3	0
poor	0	9.1	36.4	27.3	54.5	0	0

ICA: internal carotid artery, VA: vertebral artery, BA: basilar artery, ACA: anterior cerebral artery, MCA: middle cerebral artery, PCA: posterior cerebral artery, CV: cortical veins, VS: venous sinus

梢枝は空間分解能が低いいため描出困難であった。冠状断方向にスラブを設定した場合は中大脳動脈の弁蓋部までは観察可能であった。静脈系は皮質静脈から静脈洞まで良好に描出された。

20例中17例で造影3D MR DSAの早期相で動脈のみを静脈と分離して描出することができ、シネ表示にするとDSAと同様に動脈相から静脈相までを経時的に観察することが可能であった。動脈相のみを分離描出することができなかった3例はいずれも脳動静脈奇形の症例で、シャントによって早期に静脈系が出現したためであった。

腫瘍性病変のうち、髄膜腫の7例中、術後再発例を除いた6例で造影3D MR DSAで明瞭な腫瘍濃染像を認めた。Fig. 1は右傍矢状洞髄膜腫の症例で、造影剤の流入とともに経時的に増強する腫瘍濃染像が観察され、DSAと同様の所見が得られた。同時に元画像上の腫瘍部にROIを設定し、time intensity curveを求めることによってdynamic studyにも応用可能であった (Fig. 1e)。他の脳腫瘍では元画像上は腫瘍に増強効果が見られたが、MIP画像にすると腫瘍濃染像は不明瞭であった。膠芽腫、転移性脳腫瘍等の悪性腫瘍では明らかな早期静脈還流は同定できなかった。

血管性病変のうち、右内頸動脈分岐部の巨大動脈瘤の症例では、3D TOF MRAで瘤の内部

は乱流の影響による信号低下によって描出困難であったが (Fig. 2a), dynamic MRA の動脈相で瘤内に流入した造影剤によって動脈瘤の形状を明瞭に描出し得た (Fig. 2b). また異なる角度からの MIP 像を作成することでステレオ視することも可能であり, 動脈瘤をより立体的に把握するのに有用であった (Fig. 2c). 右後大脳動脈の解離性動脈瘤の症例では, 3D TOF MRA で四丘体槽部の右後大脳動脈に急峻な拡張を認め (Fig. 3b), 更に造影3D MR DSA の動脈相で同部に濃染像を認め (Fig. 3c), 静脈後期相までこの濃染像が持続し, 解離腔内に造影剤がプーリングしていると考えられた (Fig. 3d). 右中大脳動脈領域の動静脈奇形の症例では, 椎骨動脈に比べ内頸動脈が強く造影され血流量の増加を反映していると考えられた (Fig. 4b). 頭蓋内で nidus を介して拡張した流出静脈が早期に描出され, 血流動態の把握に有用であった.

同時に 3D TOF MRA を撮像した血管性病変 7 例のうち 4 例で, 造影 3D MR DSA を付加することによって有益な情報が増したと評価した.

考 察

3D TOF MRA と DSA を含む脳血管造影の間で根本的に異なる点は, 第一に TOF MRA では基本的には血管内腔を描出するのではなく, 流速に依存した血流信号を画像化する技術である. スラブの遠位側や血流速度の低下した部位では TOF 効果が減弱し, 乱流や渦流はスピンの位相が乱れるため低信号になり狭窄を過大に診断する危険性がある⁴⁾. 第二に, 脳血管造影では造影剤を注入してから動脈相, 実質相, 静脈相と経時的な変化が捕らえられ, シャント血管の有無や腫瘍の濃染のパターンを観察できる. これに対して 3D TOF MRA では静的な形態情報しか得られず, 血流動態の評価には有用な方法ではない. これらの 3D TOF

MRA の欠点に対して, ガドリニウム造影剤を静注し血液の T_1 を短縮することで血管を高信号に描出し, 第一の欠点の改善が図られている.

造影剤を用いたダイナミック MRA の頸部血管性病変への応用については既に報告されている^{10)~13)}. Levy ら¹⁰⁾は撮像時間が 29 秒の方法では頸動脈と頸静脈が重なって見られることと, 軟部組織が造影されてくるため有用性は低い, としている. しかし Willig ら¹¹⁾の方法では撮像時間が 4.5 秒で頸動脈と頸静脈を分離して描出することが可能であり, 内頸動脈起始部の狭窄度を評価する上で従来の 2D TOF, 3D TOF MRA よりも優れていたと報告している. 頭蓋内血管への応用については報告されていないが, 脳血管では動脈から静脈への環流が頸部よりも更に速く, 撮像時間が長いと動, 静脈の混在した画像となり必ずしも有用とは言えない. 今回筆者らが用いた造影 3D MR DSA では TR が 3.8 ms, TE が 1.3 ms まで短縮し, ZIP 補間処理を行うことと位相エンコード・ステップを減少することで, 可能な限り時間分解能を優先し 1 回の撮像時間を 2.9 秒まで短縮した. 造影剤をポース注入した直後より本シーケンスを連続して撮像を行うことによって 3D TOF MRA の第二の欠点である血管像の経時的な変化を観察することが可能であった.

3D TOF MRA も撮像した血管性病変 7 例のうち 4 例で, 造影 3D MR DSA を付加することによって有益な情報が増したと評価された. その理由として Fig. 3 の症例のように動的な血管像の観察が病態の把握に重要である解離性動脈瘤では, 後大脳動脈に限局性の拡張像と造影剤のプーリングがあり, それが静脈相まで遷延する所見が認められ, DSA の所見と一致していた. また Fig. 2 の動脈瘤や Fig. 4 の動静脈奇形等においては, 3D TOF MRA では乱流による信号低下を起しやすいた動脈瘤内部や, 動静脈奇形の複雑に走行する流入動脈や流出静脈および nidus を造影剤を用いることで明瞭に

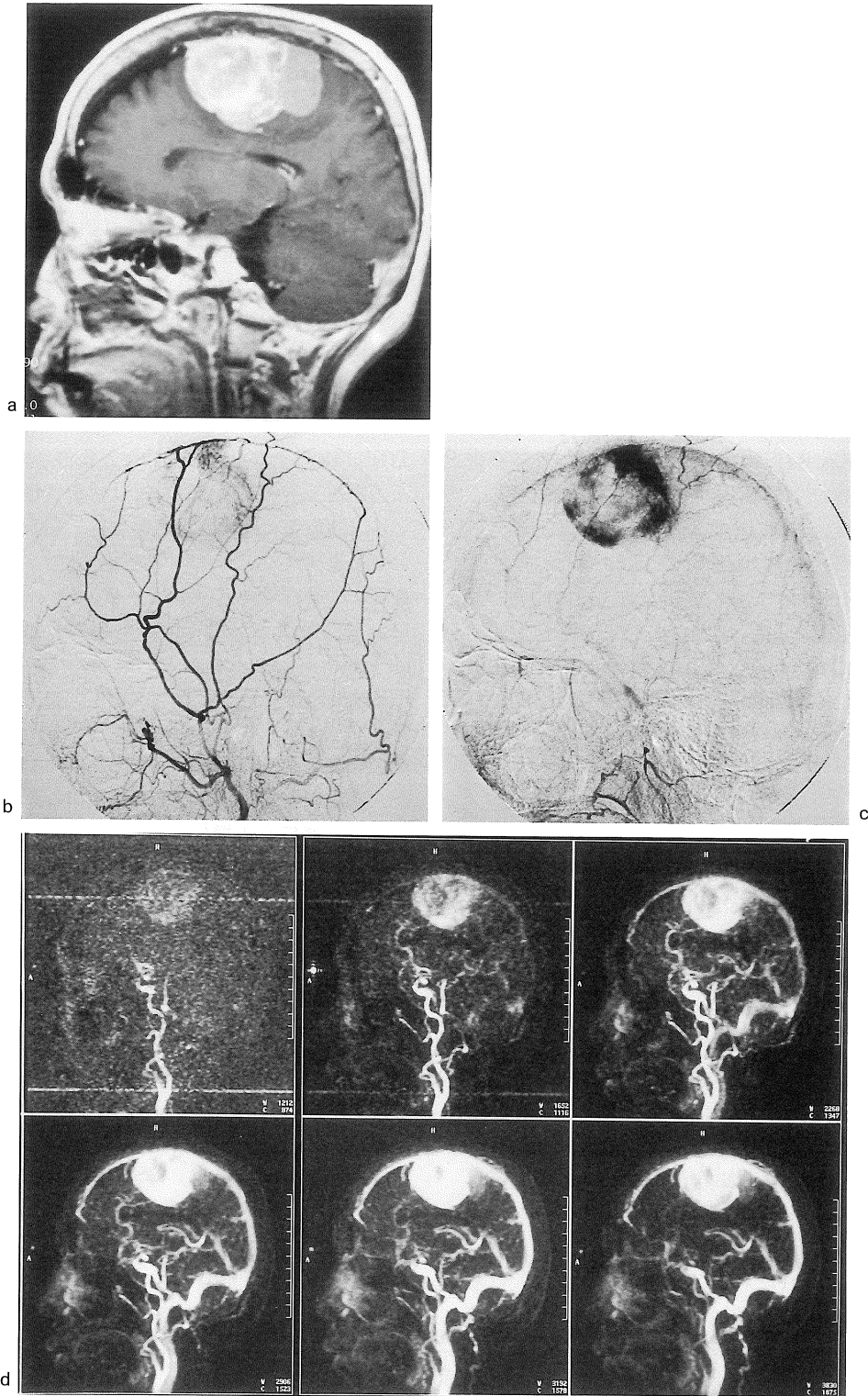


Fig. 1

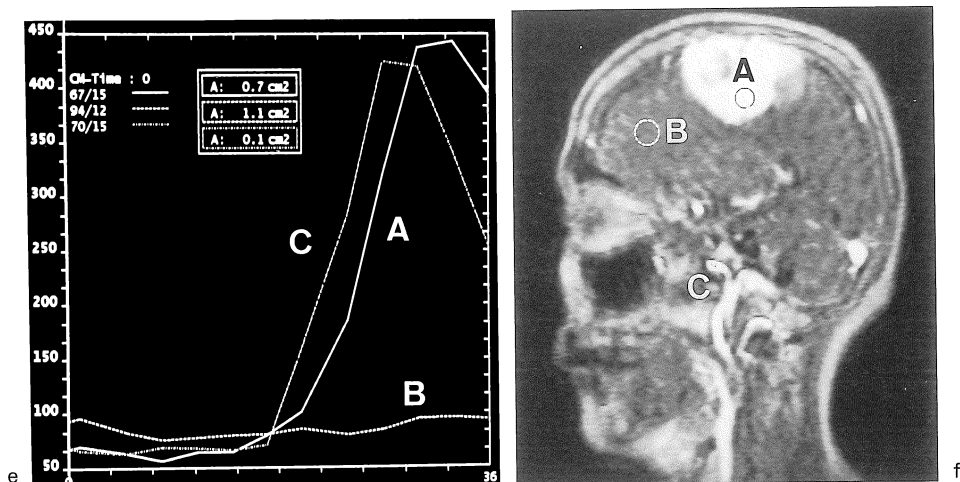


Fig. 1. A 68-year-old female with parasagittal meningioma
 (a) Contrast enhanced T₁-weighted sagittal image shows a huge mass in the right parasagittal region.
 (b) The arterial phase and (c) the venous phase of the right external carotid DSA. The mass shows inhomogeneous and hypervascular character.
 (d) Contrast-enhanced 3D MR DSA. The upper left image is 17.4 s after administration of the contrast medium. The following images are every 2.9 s interval to the bottom right. Notice that the arterial phase and the venous phase are clearly distinguishable.
 (e) The time intensity curve obtained from signal intensity of ROIs measured on the source images (f) of the contrast-enhanced 3D MR DSA.
 A : Tumor, B : Normal brain tissue, C : Internal carotid artery

描出し得たことである。更に Fig. 2b, c のように静脈が重ならない時相で異なる角度から見た MIP 像を作成することで動脈瘤の形状をより立体的に観察したり、任意の時相でのステレオ像を作成することが可能である。ただし本研究で用いた撮像パラメータではスライス方向の空間分解能が低く、collapse 像から±20 度の MIP 像が限度であった。

また造影 3D MR DSA では経静脈的に造影剤を注入しているので、選択的動脈造影に比べより生理的な血流動態の観察が可能と考えられた。例えば Fig. 4 の症例では、椎骨動脈に比べ内頸動脈が強く造影され、動静脈奇形による内頸動脈の血流量の増加を反映していると考えられたが、これは選択的動脈造影では得られない情報である。

これに対して 3D TOF MRA に造影 3D MR

DSA を付加することによって有益な情報が増えなかったと評価されたのはいずれも動静脈奇形の症例で、動静脈短絡の程度が強く早期より静脈が重なり動脈相の血管像だけを観察することが困難であったためである。DSA と同等の血流動態の変化を捕らえるためには、空間分解能を保持しつつ少なくとも撮像時間を 1 秒くらいにまで短縮できるような EPI 法を用いた MRA 等の装置およびソフトの更なる改良が望まれる。

頭部の造影ダイナミック MRA には筆者らの 3D 法以外に 2D 法が報告されている¹⁴⁾。この方法は、スライス厚を厚くした 1 枚のスライスのみを撮像する方法で、1 回の撮像時間は 1 秒以下まで短縮可能である。内頸動脈海綿静脈洞瘻等の動静脈短絡病変でのシャント血流の方向を知る目的には有用であるが、partial

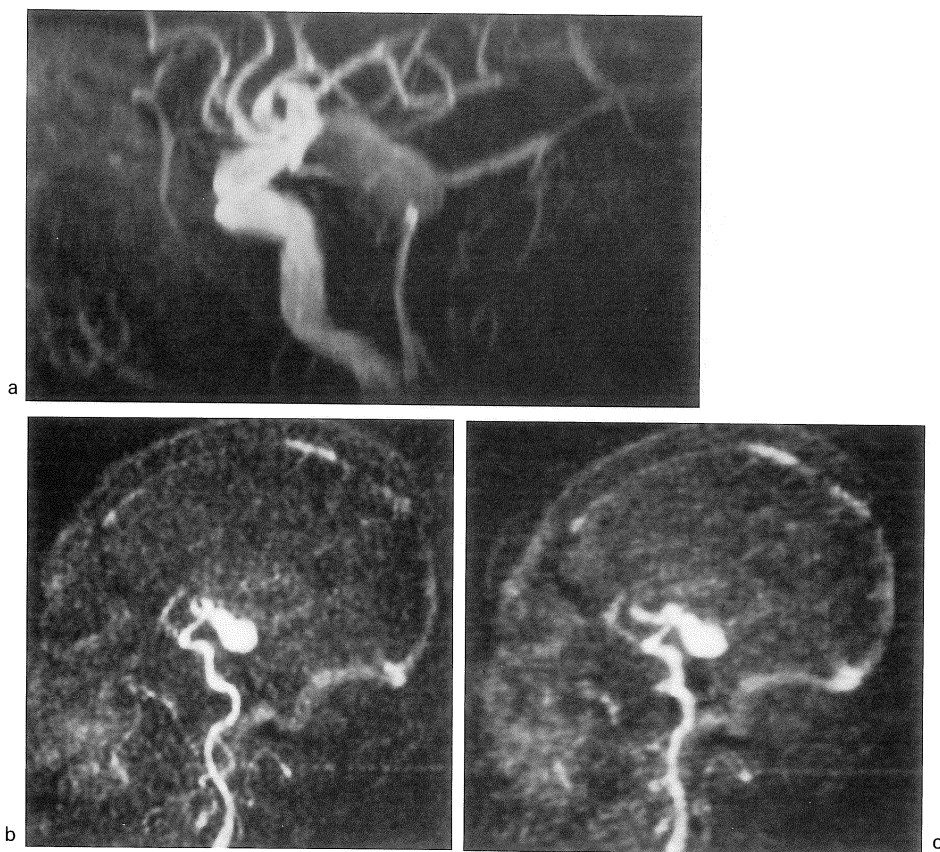


Fig. 2. A 67-year-old female with giant aneurysm in the internal carotid artery
(a) 3D TOF MRA. The aneurysm shows low signal intensity because of signal loss due to turbulent flow.
(b) The arterial phase of contrast-enhanced 3D MR DSA. Contour of the aneurysm is clearly depicted.
(c) Another MIP image at 15 degree angle to (b) defines the aneurysmal neck more clearly. Stereoscopic view consisted with (b) and (c) is capable

volume 効果が強く細い血管の描出は 3D 法に劣る。したがって病態によって、あるいはどんな情報を求めるかによって使い分けることが大切であると考ええる。

結 語

頭部における 3D dynamic MRA は経時的に動脈と静脈を分離して描出することができ、任意の時相において異なる角度からの観察やステ

レオ視が可能であり有用であった。

頭部では 3D TOF 法で静的な高分解能 MRA が得られ、造影 3D MR DSA により血流動態も評価することができ、両法を組み合わせることによって MRA の診断能が更に向上し、脳血管造影に置き換わる比率が増すものと考ええる。

本論文の要旨は第 26 回日本磁気共鳴医学会大会 (1998 年 9 月京都) において発表した。

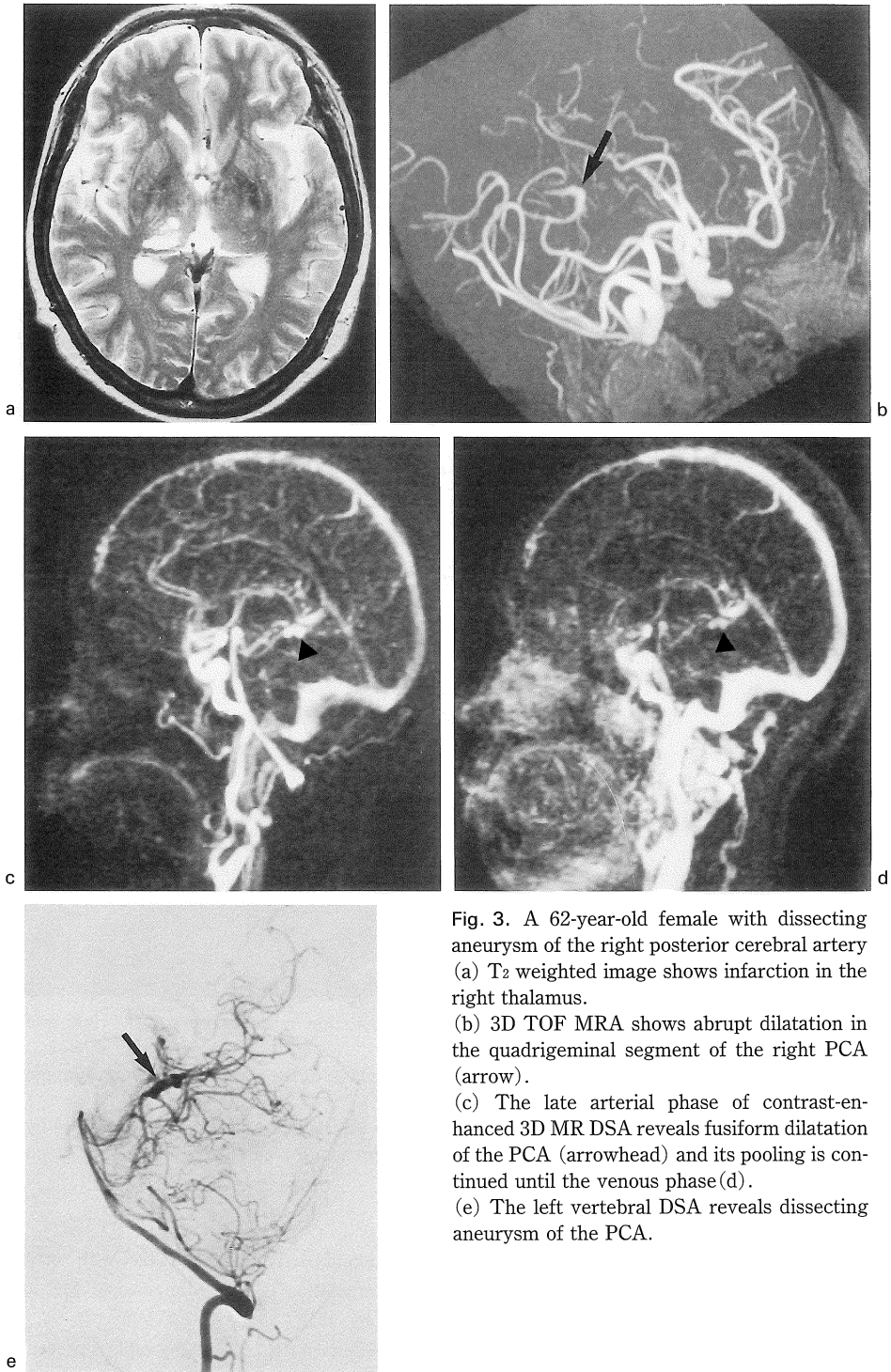


Fig. 3. A 62-year-old female with dissecting aneurysm of the right posterior cerebral artery (a) T₂ weighted image shows infarction in the right thalamus.

(b) 3D TOF MRA shows abrupt dilatation in the quadrigeminal segment of the right PCA (arrow).

(c) The late arterial phase of contrast-enhanced 3D MR DSA reveals fusiform dilatation of the PCA (arrowhead) and its pooling is continued until the venous phase(d).

(e) The left vertebral DSA reveals dissecting aneurysm of the PCA.

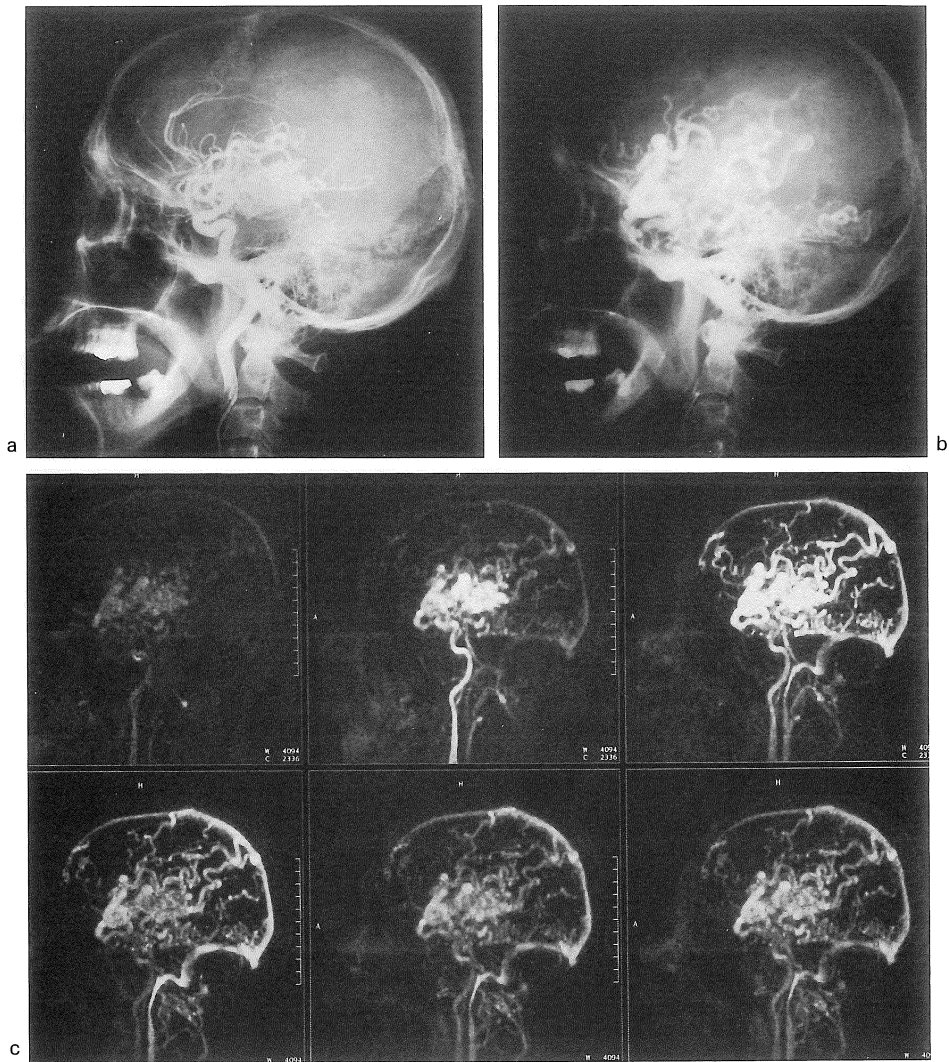


Fig. 4. A 51-year-old male with arterio-venous malformation in the territory of the right middle cerebral artery
(a) The early arterial phase and (b) the late arterial phase of the right internal carotid angiogram.
(c) Contrast-enhanced 3D MR DSA. Notice that the internal carotid artery shows more hyperintensity than the vertebral artery which might represent increased blood flow of ICA supplying to the AVM.

文 献

- 1) 興梶征典, 重松良典, 高橋陸正 : 頭部, 頸部のMRA. 臨床画像 1998 ; 14 : 924-933
- 2) Du YP, Parker DL, Davis WL, Cao G : Reduc-

tion of partial-volume artifact with zero-filled interpolation in three-dimensional MR angiography. JMRI 1994 ; 4 : 733-741

- 3) Edelman RR : MR angiography : present and future. AJR 1993 ; 161 : 1-11

- 4) 大内敏宏, 徳丸阿耶, 堀地 悌, 久留 裕 : MRA の現状と将来. 画像診断 1995 ; 15 : 508-515
- 5) Prince MR : Gadolinium-enhanced MR aortography. Radiology 1994 ; 191 : 155-164
- 6) Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, Chenevert TL, Williams DM, Victoria Marx M, Cho KJ : Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. Radiology 1995 ; 197 : 785-792
- 7) Lentscig MG, Reimer P, Rausch-Lentschig U, Allkemper T, Oelerich M, Laub G : Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the major vessel at 1.0T : dose-response findings and angiographic correlation. Radiology 1998 ; 208 : 353-357
- 8) Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, Londy FJ, Ward JS, Maki JH : Contrast-enhanced abdominal MR angiography : optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in aorta. Radiology 1997 ; 203 : 109-114
- 9) Foo TK, Saranathan M, Prince MR, Chenevert TL : Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. Radiology 1997 ; 203 : 275-280
- 10) Levy RA, Prince MR : Arterial-phase three dimensional contrast-enhanced MR angiography of the carotid arteries. AJR 1996 ; 167 : 211-215
- 11) Willig DS, Turski PA, Frayne R, Graves VB, Korosec FR, Swan JS, Mistretta CA, Grist TM : Contrast-enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation : preliminary study of comparison with unenhanced 2D and 3D time-of-flight MR angiography. Radiology 1998 ; 208 : 447-451
- 12) Isoda H, Takehara Y, Isogai S, Takeda H, Kaneko M, Nozaki A, Sun Y, Foo TK : Technique for arterial-phase contrast-enhanced three-dimensional MR angiography of the carotid and vertebral arteries. AJNR 1998 ; 19 : 1241-1244
- 13) Leclerc X, Martinat P, Godefroy O, Lucas C, Giboreau F, Ares GS, Leys D, Pruvo JP : Contrast-enhanced three-dimensional fast imaging with steady-state precession (FISP) MR angiography of supraaortic vessels : preliminary results. AJNR 1998 ; 19 : 1405-1413
- 14) 南部敦史, 市川智章, 青木茂樹, 荒木 力, 熊谷博司 : 上腹部を中心としたMRA. 臨床画像 1998 ; 14 : 949-957

Contrast-enhanced 3D MR DSA for Intracranial Vessels

Satoru TOMINAGA¹, Reiichi ISHIKURA¹, Kumiko ANDO¹,
Tsutomu MORIKAWA¹, Norio NAKAO¹, Jyota IKEDA²

¹*Department of Radiology, Hyogo College of Medicine
1-1 Mukogawa-cho, Nishinomiya, Hyogo 663-8501*

²*Department of Radiology, Ashiya Municipal Hospital*

We performed serial scans of ultrafast 3D MR angiography sequence which was improved to shorten acquisition time by means of zero-filling interpolation after injection of the contrast medium and called it contrast-enhanced three-dimensional (3D) magnetic resonance (MR) digital subtraction angiography (DSA).

The parameters were 3.8/1.3/35 (TR/TE/ flip angle), a slab thickness of 60 mm, a voxel size of $2.3 \times 1.2 \times 3.7$ mm, a scan time of 2.9 s. The measurement was sequentially performed for 10 to 15 times after administration of 0.1 mmol/kg of Gd-DTPA. Total acquisition time was almost 30 to 45 s. All images of each set were subtracted with precontrast images and then the maximum intensity projection (MIP) were performed.

In all cases, contrast-enhanced 3D MR DSA could clearly depict sequential change of the cranial vessels from the arterial phase to the venous phase. The view from different angle on any phase could be obtained and stereoscopic view was possible. The time intensity curve was obtained from signal intensity measured on the source images. The combination of conventional 3D TOF MRA with contrast-enhanced 3D MR DSA was the useful study which could replace cerebral angiography.