特集 ■ 医療から見た VR

Heavy-T2 強調 /MR angiography 融合三次元画像を 用いた脳幹部手術シミュレーション



鎌田恭輔旭川医科大学 / 東京大学KAMADA KYOUSUKE

1. はじめに

脳幹部への外科手術に臨む際は、術前の画像診断によ る詳細な検討と、電気生理学的手法による術中機能モニ タリングが脳幹部核、線維および脳神経機能温存のため に重要である. 術前に実際の手術野に近い画像を作成し て手術シミュレーションを行うことで、最小限の開頭、 くも膜, 脳切開, さらに血管の同定方向を想定すること ができる.特に後頭蓋窩病変へのアプローチでは、頭蓋 底, 脳幹, 小脳, 脳神経, 動静脈などが複雑な位置関係 を構成しているため、術中のオリエンテーション、操作 は細心の注意を払わなければならない. Cadaver による 頭蓋底解剖に関する詳細な検討や手術トレーニングコー スはすでに確立しているが、患者個々の病変に対する適 切なアプローチ、治療方針の決定は、未だに術者の経験 に基づいて行われているのが現状である. 患者個々の正 常解剖バリエーション、および病変部との位置関係を術 前に把握することで、安全かつ迅速な術中判断と操作に 有用であると期待できる.

脳幹部病変の画像診断は,後頭蓋窩によるアーチファ クトの少ない MRI 検査が他検査に比して秀でている. 脳神経等の 1mm 程度の微小構造物の描出には gradient echo 法による三次元 T1 強調画像 (3D turbo flip low angle shot(FLASH), 3D spoiled gradient echo (SPGR) など)を用 いて,スライス厚を 1.0mm 程に設定して撮像していた. しかし,拍動による gradient echo の揺らぎ,信号・雑音 比 (S/N 比)の低さなどから,視神経,三叉神経以外の 脳神経の描出は困難であった [1]. また,この撮像法で は繰り返し時間 (TR) が短いため,血流に由来する flow void や paradoxical enhancement(inflow effect) も現れにく く,血管構造の描出には適していなかった.

近年 MRI 撮像技術の進歩により完全な定常状態

(Steady State Free Precession :SSFP)を保って信号を計測 することが可能になった. 各社様々な名称 (True-FISP, FIESTA, Balanced-FFE, CISS) があるが、本法により保た れる定常状態とは、TR が対象組織のT2よりも十分に 短いという条件で Radio frequency(RF) を連続的に印加す ることで, FID(Free Induction Decay) 信号, spin echo 信号 および stimulated echo 信号が合わさり、横磁化がある一 定の状態になることを示す. 取得データは横磁化成分を 含んだ FID, spin echo, stimulated echo 信号で構成されて いるため、結果は T2 成分の寄与が大きく、水信号が強 調された S/N 比の良い画像となる. このような正確な シーケンスタイミングの設定、ハードウエアの確立によ り、S/N が高く、組織の T2/T1 コントラストに依存する 水を強調した画像取得が可能になった [2]. 本方法では, 水以外の構造物(全ての脳神経,脳神経周囲の血管構造, くも膜など)が低信号となり、脳幹周辺の病変の描出に 極めて適している. さらに,近年の3テスラ MRI 装置 では磁場の均一性, eddy current コントロール技術の向 上により、高い S/N 比と歪みの少ない画像を取得する ことが可能になってきた.

一方, 脳幹部周辺の血管情報を取得するために は, 三次元 T1 強調画像 (3D turbo FLASH, SPGR) 法に preparation pulse を併用することで, time-of-flight 効果 を検出する 3D-TOF MR angiography(TOF-MRA) が適し ている.特に後頭蓋窩病変では 3D データの関心領域の 厚みを薄く設定できるため,関心領域内への TOF 効果 が強く保たれていることが期待できる.また,2003 年 2 月より国内で 3T MRI 装置の薬事が承認され,高磁場 MRI 装置の臨床応用が可能となった.高磁場装置の特 徴としては,① S/N 比がほぼ 2 倍に向上する,②化学 シフトの拡大,③ Susceptibility artifact の増大,④組織 T1 値の延長, ⑤ Signal abortion ratio (SAR)の増大など が挙げられる. 3T 高磁場 MRI 装置を用いることで,後 頭蓋窩の微小構造をより明瞭に描出が可能になり,上 述した SSFP, 3D-TOF MRA などもより高解像な画像を 得ることができる. さらに高精細な脳血管情報を得る には三次元 digital subtraction angiography (3DDSA)があ る. 従来の DSA の撮像時に管球を回転させて取得した データをラドン変換することで 3 次元画像とすること ができる.

また、コンピュータ画像処理技術の発展により、近年 はこのように得られた高解像度データを市販のパーソナ ルコンピュータ上で三次元再構成することも可能になっ た.SSFP 画像を三次元再構成することにより脳神経と 頭蓋底を含む脳幹周囲構造が立体的表示できる.さらに TOF-MRA、3DDSA の情報を加えることで動脈の解剖学 的位置関係を同時に把握することができる.我々は3T MRI による高解像度の SSFP と TOF-MRA、3DDSA の合 成二次元データを三次元再構成することで、脳幹周囲構 造,脳神経と周辺動脈との位置関係の表示を可能とした. 任意の方向、断面、透過度の設定が可能である本法の脳 外科手術シミュレーションとしての有用性を、具体的症 例を呈示して報告する.

2. 対象および方法

対象

対象は顔面痙攣,三叉神経痛などの脳神経血管減圧 術を受ける患者 8 例,脳動静脈奇形 2 例,脳幹部血管 芽腫 1 例を対象とした.使用機器は General electric 社製 Signa 3T MRI 頭部専用装置である.

撮像条件

撮像シーケンスは GE 社の Fast Imaging Employing Steady state Acquisition(FIESTA) と TOF-MRA 法を用い た.3T 装置では 1.5T 装置に比較して TR/TE がやや 短くなっているが, Flip angle (FA) は同じである.ま た,スライス厚は薄く (0.4mm),ピクセルサイズも小さ く (0.3906mm) 設定できるため,高解像の画像取得が可 能となった.さらに,FIESTA では脳神経と血管の区別 が困難なため,MRA による血流の情報を加味した.こ のため,TOF-MRA も同様の解像度で脳幹部を含む領域 の座標に一致させて撮像した.3DDSA は subtraction す る前の頭蓋骨と血管情報を含んだ 2 次元データを使用 した.512 ピクセルが 3 軸方向にならび,空間解像度は 0.3mm とした.

画像合成、および三次元再構成

基本的に撮像時に FIESTA と TOF-MRA の位置座標は 同一にしているが、2 データの重ね合わせ画像を作成し て座標、画像歪みの確認を行った.重ね合わせ画像は Dr. View (旭化成、東京)を用いて作成し、座標位置のズ レが疑われた際には、FIESTA を基本画像として Mutual information 法による TOF-MRA の座標位置補正を行っ た後に DICOM フォーマット画像として re-slice をした. 3DDSA データは頭部形状も含んでいるため、MRI と は Mutual information 法による座標位置合わせを行った. 座標位置合わせを行った MRI-3DDSA 情報は空間解像度 の高い 3DDSA に合わせて re-slice を行った.

同一座標のデータセットは RealIntage (KGT, 東京),お よび Avizo 5.1 (Mercury, Massachusetts, USA) を用いて画 像融合 (fusion) を行った. TOD-MRA, 3DDSA より動脈 を, FIESTA より神経, 脳幹, 静脈及び小脳の各モデル を作成した.動脈抽出には自動閾値処理による region growing 法にて血管モデルを描出した. FIESTA の元画 像より病変側の小脳橋角槽を限局して segmentation した 後、自動閾値処理によるサーフェスレンダリング法にて 神経モデルを構築した. この操作において FIESTA から は神経の他に動脈も描出されたが、これは融合させた MRA から再構築させた部分と重なる部分が動脈である と判断した. 次いで脳幹モデルを region growing 法にて 抽出し構築した. 今回の一連の組織抽出操作において. この脳幹モデルの region growing 法のみマニュアル操作 が必要であった.小脳モデルは FIESTA より小脳のみを 抽出してボリュームレンダリングにて描出した. これら の画像を融合し3次元画像の完成とした.3次元再構成 fusion データは神経、血管、小脳、脳幹の各モデルを独 立して構築できるため、それぞれの画像の透過度、強度、 色彩を別個に指定することができた.

Fusion データを任意の方向から三次元再構成し, 脳, 血管および脳神経との位置関係を把握することができ る. さらに内視鏡モードを用いることで, 術中所見に近 い視野を得ることが可能である.

3. 結果

画像表示

FIESTA は白, 灰色, 黒と黄色を用いたグラデーション, 一方, TOF-MRA は赤色として, それぞれ陰影 (shading) 処理後にカラー表示した. 三叉神経 (V) VII(顔 面神経)-VIII (蝸牛・前庭神経) complex 近傍部は, 任意 断面画像により描出した. 任意断面処理と画像を回転す

ることにより,神経,血管の位置関係の表示が可能となり,透明度 (opacity) は 80-100% とした.

解剖学的構造

脳幹前面, V, VII-VIII complex, 椎骨 — 脳底動脈, 前 下小脳動脈および後下小脳動脈を全例で描出できた. ま た, Petrosal vein の信号は TOF-MRA では検出されず, FIESTA でのみ観察できた.

三叉神経痛の症例では FIESTA では左 SCA 周辺に背 側から圧迫があることが確認された(図1A). TOF-MRA でも同様に三叉神経を圧迫する offending artery の存在 が疑われた(図1B). FIESTA の三次元再構成画像による と三叉神経の脳幹近傍部に赤矢印とピンク矢印で示し た2箇所の圧迫があることが示唆された(図1C).しかし, FIESTA のみでは,再構成角度,拡大率を変えても,そ の走行からは,動・静脈の鑑別は困難であった.

FIESTA と TOF-MRA の二次元 fusion 画像(図 2A) で は、三叉神経に接している構造物が TOF-MRA により動 脈と考えられた.三次元再構成した fusion 画像では三叉 神経脳幹部周辺には背側と,腹側の 2 カ所から動脈が圧 迫していることが明らかになった(図 2B).

図3に術中所見を示す. 三叉神経(青矢印)手前に Petrosal vein が存在し,そのやや尾側に下方から圧迫して いる前下小脳動脈(赤矢印)を認めた. さらに頭腹側か らは上小脳動脈(赤矢印)も圧迫している所見を認めた (図3A).参考までに実際の手術所見の図を示す(図3B)が, fusion 画像が正確に圧迫部位を表していた.



図1 左三叉神経痛症例1 *口絵にカラー版掲載

(A) FIESTA: 三叉神経(V) 背側に圧迫血管を疑わせる所見あり(赤矢印).
(B) TOF-MRA: V に接している動脈信号あり(赤矢印).
(C) FIESTA の三次元再構成画像: V に動脈(赤矢印)と血管様の構造物(ピンク矢印)が圧迫している.



図2 (A) FIESTAとTOF-MRAの二次元fusion画像: (B) Fusionデー タの三次元再構成画像: VIこ2カ所の動脈による圧迫あり(赤矢印). * 口絵にカラー版掲載



図3 (A) 術中所見: V に2カ所の動脈圧迫(赤矢印)あり.(B) 手 術記載: V に2カ所の動脈圧迫(赤矢印)あり. * 口絵にカラー版掲載

別の三叉神経痛の症例を示す.術前は三叉神経脳幹側 に上小脳動脈が圧迫していた.周辺は FIESTA で灰色に 描出されている(図4A).術中所見でも,動・静脈は三叉 神経周辺に複雑に走行していた.しかし,明らかに三叉 神経を圧迫していたのは術前画像と同様に上小脳動脈の みが圧迫し,三叉神経に圧痕を認めた(図4B).



図4 左三叉神経痛症例2 * 口絵にカラー版掲載 (A) 術前 fusion データの三次元再構成画像: Vに上小脳動脈 (SCA) の圧 迫あり(黄矢印). (B) 術中所見: Vに上内側から SCAの圧迫(赤矢印)あり.

VII-VIII complex は FIESTA のみを用いた三次元再構成画像でも、その走行の特徴より神経と血管との解剖

学的関係が把握できる.図5AではVII-VIII complexが 明瞭に描出されている.蛇行した椎骨動脈がVIIの脳幹 側出口付近を圧迫していることが推察された.しかし, fusion データの三次元再構成画像(図5B)によると蛇行 した椎骨動脈より後下小脳動脈が分岐し,その分岐部が VIIを圧迫していた.術中所見では蛇行した椎骨動脈に 圧迫された後下小脳動脈基部がVIIを圧迫していた.椎 骨動脈のみの変位による減圧では,操作が不十分となる 危険性が予見できた症例であった.



図5 右顔面痙攣症例 (A) FIESTA の三次元再構成画像:椎骨動脈が顔面神経(VII)を圧迫している.椎骨動脈(VA)と蝸牛神経(VIII)が同定できる.(B)術前 fusion データの三次元再構成画像:VAと、分枝している後下小脳動脈 PICA)が VII を圧迫している.

嚢胞を伴った壁在結節を形成する血管芽腫の切除にも 本法を応用した. Fusion 画像では血管芽腫は嚢胞の下縁 に存在して,椎骨動脈に接していた.壁在結節部の栄養 血管は後下小脳動脈 (PICA) 由来であるため、その走行 と小脳, 延髄との関係を把握する必要があった. 図 6A では開頭野を想定し、うつ伏せに寝た体位の患者の右側 | 尾側より見上げたシミュレーション画像を作成した. 椎 骨動脈から分岐した PICA は一度尾側に向かい,下方に ループを形成して上行、さらに延髄背側で上方へのルー プを描いた後再び下行していた.この第2の下行してい る PICA から血管芽腫へ豊富な栄養血管を認めた.小脳 と病変,血管の関係を図 6B に示す.第2の下行してい る PICA は最終的に小脳表面を潅流しているため、血管 芽腫と栄養血管を切離しながら、温存しなければならな かった.また,嚢胞開放のための皮質切開部も血管の走 行を把握していることで、延髄背側と PICA を確認する のに最適な切開部位を術前から決定することができた.

図7に実際の術野を示す.術野下方に椎骨動脈から分 枝したばかりのPICAが確認でき,その右側に第2の下 行しているPICAの末梢部分を観察することができた. このPICA末梢部分からオレンジ色の血管芽腫に栄養 血管が分枝していた(図7A).血管芽腫摘出後には椎骨動 脈, X, XII を観察することができた. PICA の走行の全体像は術前に予想したように下方へのループと皮質切開して開放した嚢胞底部で上方へのループも確認することができた.小脳表面の PICA の末梢部分は温存して,病変を一塊として摘出することができた.術後吐き気,目眩,小脳失調は消失した.

本症例では複雑な血管構造,脳幹の解剖学的な関係を 術前から把握することができたため,術中における血管 と病変の同定に極めて有用であった.

以上のように本方法を用いることにより脳神経,脳幹 周囲の血管を明瞭に描出し,手術シミュレーションとし て臨床応用が可能であった.



図 6 右小脳下部血管芽腫の fusion 画像 (A) 開頭野を想定し腹臥位の患者の右側尾側より見上げたシミュレー ション画像:血管芽腫は嚢胞の下縁に存在して,椎骨動脈に接していた. VA から分岐した PICA は一度尾側に向かい,下方にループを形成して上 行,さらに延髄背側で上方へのループを描いた後再び下行していた.こ の第2の下行している PICA から血管芽腫へ豊富な栄養血管を認めた. (B) 小脳と病変,血管を表示した fusion 画像.小脳下縁に血管芽腫があり, 小脳内に嚢胞が存在している.PICA の末梢は小脳表面を潅流している. 水色線は予想した皮質切開位置.



図7 術中所見とイラストレーション *口絵にカラー版掲載 (A)病変部摘出前:術野下方に椎骨動脈(VA)から分枝したばかり の後下小脳動脈(PICA)が確認でき、その右側に第2の下行してい る PICA の末梢部分あり.この PICA 末梢部分からオレンジ色の 血管芽腫に栄養血管が分枝していた.(B)病変部摘出後:椎骨動 脈(V),迷走神経(X),舌下神経(XII)あり.PICA 走行は術前に予想 したように下方へのループと皮質切開して開放した嚢胞底部で上 方ループも確認できた.小脳表面の PICA の末梢部分は温存した. (C)手術記載:第2番目に下行している PICA 末梢から血管芽腫へ の栄養血管を認めた. ハード・ソフトウエアの目覚ましい発展により FIESTA を始めとする SSFP 系の高速シーケンスの臨床 応用が可能になった.すでに、FIESTA により脳神経を 始めとする脳幹周辺構造物を正確に描出できることが 報告されている.さらに 3T MRI 装置の導入により信号 強度の高い画像データを取得することが可能となった.

SSFP はスポイリング技術を用いていないため、TR 内に生じる off-resonance spin の位相のずれが蓄積さ れ続け、位相差による信号の打ち消し合いがブラック バンドアーチファクトを生じさせる. これを回避する ために、磁場の均一性の向上と TR の短縮が必要であ る. 目的部位での十分な shimming の施行と,可能な 限り短い TR の設定が必要である.また,完全な定常 状態を達成するには、RF 励起ごとの横磁化の相対的 な位相分散をゼロにする必要がある. このため, 傾斜 磁場により生じる位相分散は、極性を反転した傾斜磁 場により再びゼロとして、その結果すべての軸の傾斜 磁場は、TR 間の総和がゼロとなるよう制御が必要で ある. 今後のハード・ソフトウエアの改善, Parallel imaging 法の導入, 検出コイルの進歩などにより, よ り高解像度の画像データの取得が可能になるものと期 待される.

本手術シミュレーションでは静脈情報を加えること が未だに困難である.流速の遅い静脈の描出には Phase contrast 法が, TOF 法より感度が高いと考えられるが, 脳幹周囲の細い静脈の描出は未だ困難である.むしろ 造影剤により信号が増強する TOF-MRA により静脈信 号を検出することが現段階では適切と思われる.しか し,静脈描出のみを目的とした造影剤の使用には慎重 に適応を考慮すべきである.また,近年は磁化率の違 いを強調した Susceptibility-weighted imaging (SWI)が還 元型へモグロビンを強調することで静脈を描出するこ とが知られている [3].本法は細い静脈にも高感度で検 出することができる.また,磁化率の違いを強調して いるため,高磁場装置に適したシーケンスであり今後 さらなる発展が期待できる.

以上のように MRI 技術は目覚ましいスピードで進歩 しつつある.また,解像度の高い MRI データを合成 し,三次元再構成することで現実に近い手術野を作成 することが可能になりつつある.しかし,さらなる手 術シミュレーションの発展には,数多くの MRI の撮像 原理とその信号の特徴を理解したうえで,得られたデー タを適切に選択,合成表示していくことが必須である.

参考文献

- [1] Niwa Y, Shiotani M, Karasawa H, Ohseto K, Naganuma Y: Identification of offending vessels in trigeminal neuralgia and hemifacial spasm using SPGR-MRI and 3D-TOF-MRA, Rinsho Shinkeigaku 36, pp.544-550 (1996)
- [2] Benes L, Shiratori K, Gurschi M, Sure U, Tirakotai W, Krischek B, et al: Is preoperative high-resolution magnetic resonance imaging accurate in predicting neurovascular compression in patients with trigeminal neuralgia? A singleblind study. Neurosurg Rev 28, pp.131-136 (2005)
- [3] Rauscher A, Sedlacik J, Deistung A, Mentzel HJ, Reichenbach JR: Susceptibility weighted imaging: data acquisition, image reconstruction and clinical applications. Z Med Phys 16, pp.240-250 (2006)

【略歴】

鎌田恭輔(KAMADA Kyousuke)

旭川医科大学 医学部 脳神経外科 教授

1988年3月旭川医科大学医学部医学科卒業. 1988年5 月~1995年11月北海道大学医学部附属病院医員,北海 道大学電子科学研究所にて脳磁図の臨床応用のための研 究,および北海道大学工学部 NMR 研究施設にて動物実 験用 7TMRI 装置による実験脳浮腫の研究に従事. 1995 年 12 月 ~ 1997 年 3 月 Postdoctorial research fellow (MEG, 1H MR spectroscopyの臨床応用), Department of experimental neuropsychiatry Universitaet Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany. 1997 年 4 月 ~ 1998 年 5 月 Research Associate (Auditory communication に関する動物, ヒト機能 MRI), Institute for Cognitive and Computational Sciences. Georgetown University Medical Center, Washington DC, USA. 1998年6月 ~ 2002 年 8 月北海道大学医学部附属病院医員,北海道大 学 MEG の臨床応用研究に従事. 2002 年 9 月~2003 年 9 月市立千歳市民病院脳神経外科医長. 2003年9月~2006 年6月東京大学医学部附属病院脳神経外科助手. 2006年 6月~2010年1月東京大学医学部脳神経外科講師. 2010 年現在,旭川医科大学医学部脳神経外科教授兼.JST"さ きがけ"(脳情報の解読と制御)研究員.北海道大学医学 部保健学科非常勤講師.