

3T-MRIにおける3D-CISS法を用いた滑車神経描出の検討

金沢 勉¹⁾²⁾・大久保真樹²⁾・近藤 達也¹⁾²⁾・岩崎 友也³⁾・高橋 直也²⁾

Key words : Magnetic Resonance Imaging, 3D-constructive interference in steady state, 滑車神経
スライス厚, 部分体積効果

要旨 滑車神経は脳神経の中で最も細く長い画像による評価は難しいとされてきた。近年、MRIの高磁場化や傾斜磁場性能の向上によりスライス厚を薄くすることが可能となり、滑車神経同定の報告もされるようになってきている。本検討では、3D-constructive interference in steady state (3D-CISS) 法を用い、高磁場化や高分解能撮像を行うことと、滑車神経を描出するために特化した再構成画像の連続したスライスデータを用いることによる滑車神経同定への影響を検討した。滑車神経の同定は、multi planar reconstruction (MPR) を用いて、脳槽内のpoint of exit (PE) からテント切痕まで描出できる連続したスライスデータの画像再構成を、滑車神経同定のための指導を受けた診療放射線技師2名が試みた。滑車神経の同定率は、1.5 Tに比べ3 Tの方が有意に高い結果であった。また同定された滑車神経の距離計測では、3 Tでスライス厚0.25 mmの方が0.5 mm厚よりも有意に長くなり、またスライス厚0.5 mmでは、1.5 Tよりも3 Tの方が有意に長くなった。3D-CISS法を用いて3 Tで高分解能撮像を行い、MPRによる適切な画像再構成を行うことで、より確実に滑車神経を同定し、その描出距離も長くなる。

1. 緒言

近年magnetic resonance imaging (MRI) では、T2緩和時間の長い水成分を高信号に強調したMR hydrographyの臨床応用が盛んに行われている。特に中枢神経領域において、脳脊髄液を高信号として描出し脳槽内の血管や神経などの微細な構造物を低信号として描出するMR脳槽撮像 (MRC:MR cisternography) が積極的に用いられている^{1,2,3)}。MRCの一つである3D-constructive interference in steady state (3D-CISS) 法⁴⁾は優れた空間分解能を有し、脳脊髄液の流れのアーチファクトを抑えることで、脳槽内の微細な血管や神経などの画像を得ることが可能であり、さらにSignal-noise-ratio (SNR) の高い撮像法である。3D-CISS法は脳神経外科領域において聴神経腫瘍などの小脳橋角部腫瘍や下垂体腫瘍の診断や経過観察、三叉神経痛や顔面痙攣の手術である神経血管減圧術の術前後の評価に積極的に

利用されている^{5,6)}。われわれは、3D-CISS法を用い脳神経の中でも比較的細く描出が難しいとされていた外転神経について、Dorello管とponto-medullary sulcusの解剖学的指標を同定することにより、その同定方法を確立する報告を行ってきた⁷⁾。外転神経よりさらに細い滑車神経は、解剖学的な特性から描出は困難とされてきたが、高分解能画像を用いることで滑車神経の描出に関する検討が報告されている^{8,9,10)}。

滑車神経は中脳-橋移行部の滑車神経核から起始し中脳被蓋内で左右の神経繊維が交差した後、対側下丘の下端の脳幹部背側より起きる特異的な神経である。その後四丘体槽と迂回槽を前外側方向に通過した後床突起の後方で硬膜を貫き、最終的には動眼神経、外転神経とともに海綿静脈洞の上壁に沿ってすすみ上眼窩裂から眼窩内に入り上斜筋を支配する¹¹⁾。脳槽内の走行距離は20～40.5 mm、直径は0.7～1.5 mmとされ¹²⁾、脳神経の中では最も走行距離が長く最も細い。また、脳

1) 新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門
2) 新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野
3) 新潟労災病院放射線部
平成29年12月13日受理

槽内の滑車神経は、脳幹背側の起始付近から数mm離れているテント切痕縁に向かって外側に走行し、その後、前方に方向を変えテントの下方をテント切痕縁のほぼ全長に渡り近接して走行し、後大脳動脈と上小脳動脈の間を通過する¹²⁾。滑車神経の走行全体を把握することが困難とされる理由としては、1) 脳槽内の脳神経の中で最も細く、時にいくつかに分かれて走っていることがある、2) 通常の撮像断面は滑車神経に対し垂直方向に設定するために、元画像では滑車神経の認識が困難である、3) 接近している脳槽内の血管などとの区別が難しい事が挙げられる。2002年のYousryらの報告⁸⁾によると1.5 Tにて、スライス厚0.66 mmの3D-CISS法を用いて60本の滑車神経を3断面それぞれで同定を行ったところ、確実に同定できた割合は60例中、横断像で45例(75%)であったが、矢状断像では40例(67%)、冠状断像では39例(65%)と低下し、滑車神経を全く同定できない症例も数例見られた。また、高磁場、高分解能撮像では2013年のKanotoらの報告⁹⁾があり、3 Tにてスライス厚0.5 mmの高分解能3D-Turbo Spin Echo (3D-TSE) 法を用い20本の滑車神経について横断像にて同定を行った。全ての症例で一部も同定できない症例はなかったが、脳槽内の滑車神経全長の50%以下の描出となる症例が全体の半数近く存在した。また3D-TSE法は撮像時間に18分以上を要しており臨床的には現実的な検査時間ではない。これらの報告はいずれも撮像時に設定した横断像や、もしくはmulti planar reconstruction (MPR) にて横断像に直交する矢状断像、冠状断像などを用いており、滑車神経を描出するために特化した再構成断面は用いられていない。

本検討では、3D-CISS法を用いて高磁場化や高分解能撮像を行うことと、滑車神経を描出するために特化した連続したスライスデータの再構成画像を用いることによる滑車神経同定への影響を検討した。

2. 方法

2-1 使用機器

異なる施設に設置されたSIEMENS社のMRI装置2機種を用いた。装置Aは、Magnetom Verio 3 Tで、32ch Head Coilを用いた。装置BはMagnetom VISION 1.5 Tで、QD Head coilを用いた。画像再構成は、それぞれの装置付属の機能であるMPRを用いて行い、滑車神経の距離計測にはワークステーションのiNtuition、(TeraRecon社)を使用した。また統計学的検定に用

いた統計ソフトはStat View (Ver5,SAS) とEZR (自治医科大学附属さいたま医療センター)¹³⁾を用いた。

2-2 対象

対象は2施設で時期が異なって撮像され、いずれも臨床で滑車神経を目的に撮像された症例ではないが滑車神経が走行すると考えられる部位を含んでいる症例である。また滑車神経及びその周囲に病変が疑われておらず、造影を行っていない単純撮像による症例の臨床画像を用いた後ろ向き研究である。対象撮像期間は、磁場強度が3 Tのスライス厚0.5 mm (以下この撮像条件を3 T-0.5 mmとする) では2012年12月から2013年2月、0.25 mm厚 (以下この撮像条件を3 T-0.25 mmとする) では2012年12月から2013年4月、磁場強度1.5 Tのスライス厚0.5 mm (以下この撮像条件を1.5 T-0.5 mmとする) では2004年1月から5月であり、いずれも同時にMR Angiography (MRA) が撮像された連続症例を用いた。対象症例は装置Aの3 T-0.5 mmは計15名(男性7名、女性8名)で平均年齢 55.7 ± 15.4 歳であり、3 T-0.25 mmは計11名(男性7名、女性4名)で平均年齢 57.0 ± 12.7 歳であった。装置Bの1.5 T-0.5 mmでは計14名(男性8名、女性6名)で平均年齢 53.1 ± 18.7 歳であった。なお3 Tの症例では同日ではないが、0.5 mm厚と0.25 mm厚の両方の撮像条件で撮像した症例が3例存在した。本研究は、新潟大学医学部倫理委員会にて承認(承認番号1541)されている。

2-3 滑車神経の同定方法

3D-CISS法の設定スライス断面は、anterior commissure (AC) - posterior commissure (PC) ラインと平行な横断像で設定し、撮像後得られた画像データをグレースケール反転した。滑車神経の同定のために、下丘直下の上髄帆を指標として脳幹部背側から滑車神経が出る場所をPoint of Exit (PE) と定義し、PEから2 mmまでの部位をRoot Exit Zone (REZ) と定義した(図1)。MPRによる再構成は、まずPEを中心にしてMPRの断面を連続的に変化させながらPEからREZまでを同定しながら、さらに末梢側のテント切痕までなるべく1画像に滑車神経が長く描出されるような断面の再構成を左右別々に行った。血管と判別できない場合はMRAの元画像を参照しながら滑車神経の同定を行った。この作業は、診療放射線技師2名で行った。診療放射線技師は40年以上の経験のある神経放射線科医の指導を受けており、うち1名は両施設の滑車神経の同定に参加をしている。3D-CISS法の撮像条件の詳細を表1に

表1 撮像条件

	1.5T-0.5 mm	3T-0.5 mm	3T-0.25 mm
TR (ms)	12.25	5.87	7.65
TE (ms)	5.9	2.53	3.57
Flip angle (°)	70	33	33
Field of view (mm)	125	120	120
Matrix	256×256	256×230	320×288
Effective slices (mm)	0.5	0.5	0.25
Spatial resolution (mm)	0.49×0.49	0.47×0.52	0.38×0.42
Number of slices	35	40	64
Acquisition time (min:s)	9:38	4:33	6:42

TR: repetition time, TE: echo time

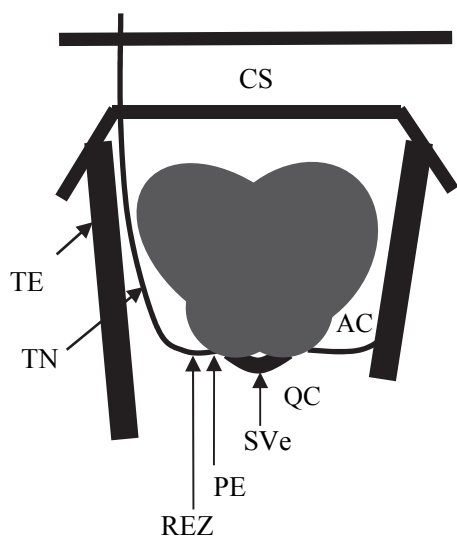


図1 滑車神経の同定の模式図

TN: Trochlear Nerve (滑車神経), CS: Cavernous Sinus (海綿静脈洞), TE: Tentorial Edge (テント切痕), AC: Ambient Cistern (迂回槽), QC: Quadrigeminal Cistern (四丘体槽), SVe: Superior medullary Velum (上髄帆), PE: Point of Exit, REZ: Root Exit Zone

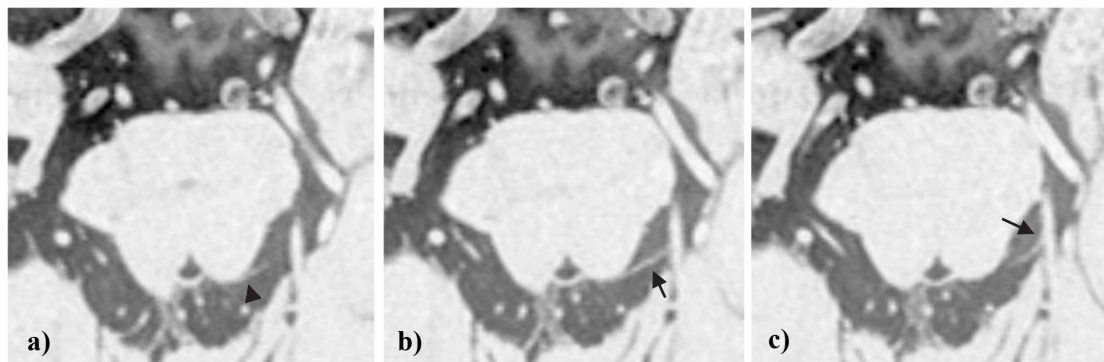


図2 左滑車神経 3T-0.5 mm厚のMPR画像

左滑車神経のa) PEが明瞭に同定可能であり, b) で滑車神経が1画像に広く描出され, c) でテント切痕に接触をしている。

表2 磁場強度の違いによる滑車神経同定数の比較 (スライス厚0.5 mm)

磁 場 強 度	同 定 不 能	同 定 可 能	合 計
1.5 T	5	23	28
3 T	0	30	30

表3 スライス厚の違いによる滑車神経同定数の比較 (磁場強度3 T)

ス ラ イ ス 厚	同 定 不 能	同 定 可 能	合 計
0.5 mm	0	30	30
0.25 mm	0	22	22

示す。ボクセルサイズは、1.5 T-0.5 mmで $0.49 \times 0.49 \times 0.5$ mm, 3 T-0.5 mmで $0.47 \times 0.52 \times 0.5$ mm, 3 T-0.25 mmで $0.38 \times 0.42 \times 0.25$ mmであった¹⁴⁾。

2-4 スライス厚、磁場強度の違いによる滑車神経同定の視覚評価

各撮像条件である1.5 T-0.5 mm, 3 T-0.5 mm, 3 T-0.25 mmともに左右別々のMPR画像を観察し、PEが同定可能、同定不能の2群に分けた。視覚評価は、前述の診療放射線技師2名による合議にて評価を行った。視覚評価による滑車神経の同定は、スライス厚0.5 mmでの磁場強度の違いと、3 Tでのスライス厚の違いについて分割表にて比較を行い、フィッシャーの直接確率法により項目の頻度の統計学的有意差を求めた (有意水準は5%とした)。

2-5 脳槽内での滑車神経走行距離の計測

各撮像条件である1.5 T-0.5 mm, 3 T-0.5 mm, 3 T-0.25 mmともに左右別々のMPR画像より脳槽内に描出されている滑車神経の走行距離を計測した。また計測を行う日を変えて3回計測し平均値を求めた。得られた結果について、各群でShapiro-Wilk検定により正規分布していることを確認し、脳槽内の滑車神経走行距離の3群間における統計学的有意差をTukey-Kramer検定により求めた (有意水準は5%とした)。

3. 結果

3-1 滑車神経の定性評価

3 T-0.5 mm条件により得られた滑車神経の描出の1例を図2に示す。図は左滑車神経のMPR画像である。

下丘直下の上髄帆が描出されるレベルで脳幹部背側のPEからテント切痕まで同定が可能であった。脳槽内では滑車神経は他の血管等には接触せず連続した3枚の画像で明瞭に描出可能であった。スライス厚0.5 mmの1.5 Tと3 Tでは、ボクセルサイズはほぼ同じであるが1.5 Tより3 Tの方が脳槽内での滑車神経は長く描出している症例が多かった。

3-2 スライス厚、磁場強度の違いによる滑車神経同定の視覚評価

スライス厚0.5 mmによる磁場強度の違いを表2に示す。1.5 Tでは同定不能な滑車神経が5本存在し全体の17.9%となった。3 Tでは同定不能な滑車神経はなく、全例でREZより末梢側まで有意に同定可能であった。また3 Tにおけるスライス厚の違いを表3に示す。3 Tではいずれのスライス厚でも同定不能な滑車神経は存在せず、スライス厚0.5 mmと0.25 mmでの有意差は見られなかった。しかし脳槽内でのテント切痕まで同定可能だった症例は、スライス厚0.5 mmが30例中21例 (70.0%) であり、0.25 mm厚は22例中18例 (81.8%) となり、スライス厚0.25 mmの方が11.8%高い結果となった。

3-3 脳槽内での滑車神経走行距離の計測

脳槽内での滑車神経の描出距離は、3つの撮像条件1.5 T-0.5 mm, 3 T-0.5 mm, 3 T-0.25 mmそれぞれで、 8.4 ± 5.5 mm, 12.8 ± 8.0 mm, 17.6 ± 5.7 mmとなり、磁場強度が高くスライス厚が薄くなるほど描出距離は有意に長くなった。

4. 考察

本検討による滑車神経の同定では、1.5 Tより3 TのMRIにおいて撮像された方が描出能が高く、スライス厚は0.5 mmより0.25 mmの方が同定された距離は長かった。滑車神経は直径0.7~1.5 mmとされているた

めスライス厚0.5 mmでも同定は可能であると考えられるが、MPRにより任意の断面で滑車神経を同定していくためにはスライス厚がより薄い方が、撮像で得た元画像データと同様な空間分解能を持ち画質の劣化が少ない再構成画像が得られる。実際の症例では滑車神経が脳槽内で一旦血管と接触した後は末梢側の滑車

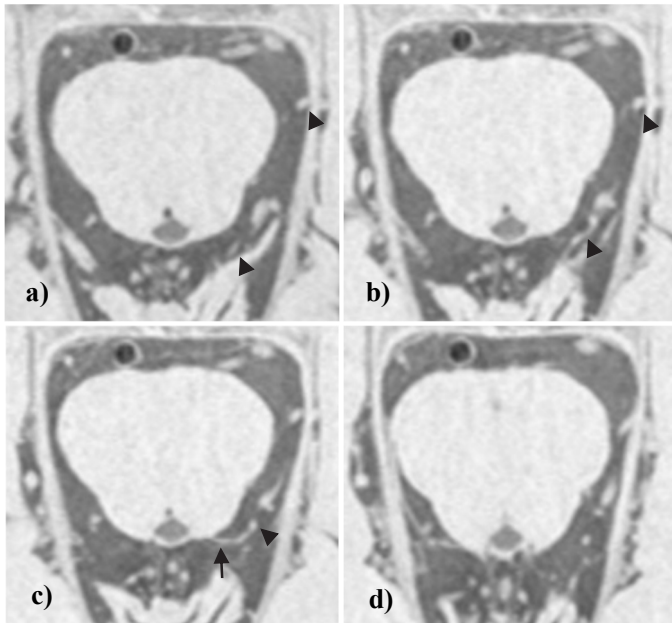


図3 脳槽内で滑車神経と血管の接触症例
3 Tの0.5 mm厚のMPR画像である。a), b) 上小脳動脈が同定できるが、c) 滑車神経と接触し、d) 遠位側の滑車神経の同定は困難であった。

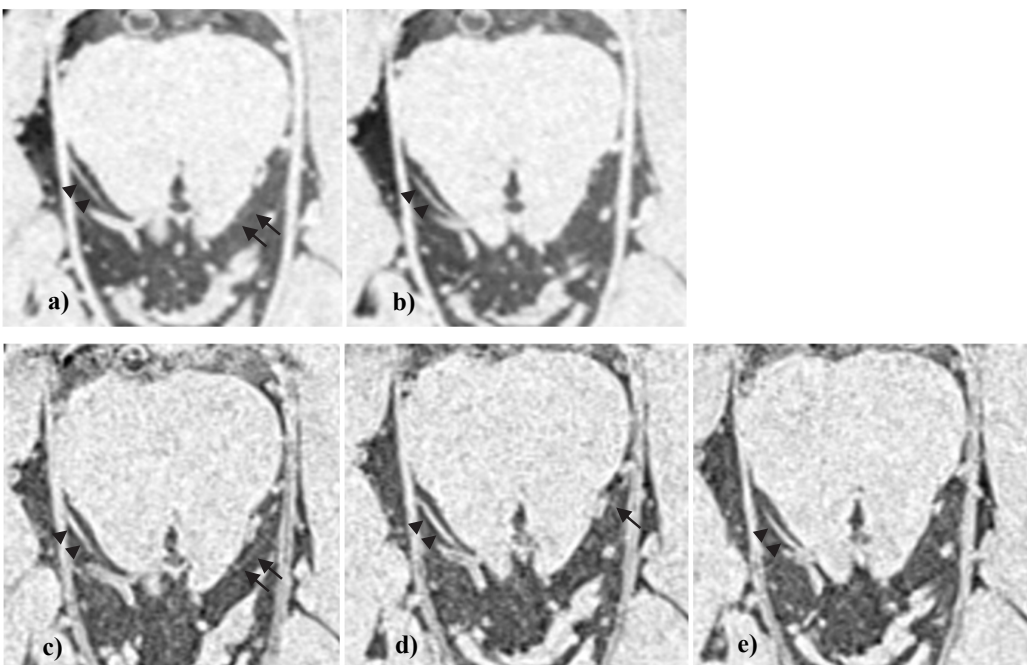


図4 3 Tにおけるスライス厚の違いによる滑車神経の描出能の違い
上段が0.5 mm厚のMPR画像、下段が0.25 mm厚のMPR画像。撮像時期は違うが同一患者症例である。右滑車神経はどちらも明瞭に描出されているが、左滑車神経は、c) 0.25 mm厚では同定可能であるが、a) 0.5 mm厚では同定が非常に困難である。

神経の走行を同定できなくなる可能性が高く (図3), スライス厚を薄くし部分体積効果による影響を抑えた方が神経と血管の区別が付きやすくなる (図4). しかし, スライス厚を薄くするということは, SNRを低下させ画質の劣化を招く. 本検討ではスライス厚を0.5 mmと0.25 mmとしたが¹⁴⁾, スライス厚0.25 mmでのSNRはスライス厚0.5 mmと比較し低下する (図4). スライス厚0.25 mmの撮像条件では, 撮像面内の分解能も高くしたことでSNRはさらに低下をしている. MRIではSNRが低い状態では濃度分解能が高くても神経のような微細な構造物の認識が悪くなり描出が困難になる. これに対応するにはParallel imagingの不使用や加算回数の増加などが考えられるが, いずれも撮像時間を大幅に延長するような撮像条件となる. しかし装置Aは3 Tであり1.5 Tに比べてSNRが高いことや32ch Head Coilという多チャンネルのCoilを使用していることで, もともとSNRが装置Bに比べて大幅に高いシステムであるため, 撮像時間を大幅に延長させずに画像化が可能だったと考える.

Transtentorial approachを行う外科的な操作において滑車神経は指標となる. さらにテント切痕を切開するような場合は損傷されやすく非常に危険である. したがって, 手術前に滑車神経がテントに接触する場所を画像上で捉えることは手術前の評価に大変重要である. 今回の検討では滑車神経がテント切痕接触後の末梢側で同定できた症例はなかった. しかし, これは滑車神経がテントに接触しながら前方に走行し硬膜を貫通する走行をとると考えることができる. MRCは, 脳脊髄液を高信号にそれ以外を低信号に描出するため, 神経や血管などの構造物の周りに脳脊髄液が存在することで初めて構造物を画像上捉えることが可能となる. したがって滑車神経, 小脳テント, 血管などの構造物の分離には, 構造物間に脳脊髄液が存在しなければ分離した描出は困難である. 本検討で滑車神経が他の小血管に接触し, その後の滑車神経の末梢側の同定が困難になる症例があったが, 脳槽内での血管と神経の接触に関しては部分体積効果が抑えられていることで同定しやすくなりスライス厚が薄いほうが有利であると考えられる. したがって滑車神経の描出距離は, 3D-CISS法を用い磁場強度を高くすることでSNRを向上させ, 薄スライス撮像による部分体積効果の影響を少なくしたことにより描出距離が長くなったと考える.

滑車神経に特化したMPRによる再構成断面の作成については, グレースケール反転により神経を高信号に, 脳脊髄液を低信号にすることで神経の視認性を高

くすることが可能であった. 滑車神経の同定では, 最初にPEを決定することが最も重要であるが困難な場合が多い. 本検討では, PEの同定のために解剖学的指標を下丘と上髄帆とし, 下丘-上髄帆移行部を中心としてMPRにより任意に断面を変化させながらPEの決定を行った. その際, 滑車神経の走行方向と脳幹から起始する部位を予め想定しておくことは重要である. PEの決定後脳槽内のテント切痕までの同定は, 滑車神経の連続性を観察しながら行い, 血管との区別が難しい時はMRAの元画像を確認して同定を行う. 本検討で用いた撮像条件1.5 T-0.5 mmの症例で, 滑車神経と脳幹の軸がなす角度は平均 $95.0 \pm 6.4^\circ$ であった. これは基準断面としたAC-PCラインと平行に近かった. よって撮像により得る横断像は, 滑車神経のPEからREZまで描出している可能性が高いため元画像において滑車神経を点状構造でなく線状構造で認識でき, より確実性をもってその後のMPR作成が行えた. MPRにより, 脳槽内の滑車神経は連続した多くても5枚の画像に表示することが可能であった. MPR作成の過程で多方向から画像を連続的に観察することにより, 滑車神経同定の確実性を高くすることができると考える.

本検討では, 症例の背景因子や滑車神経の左右差については検討を行っていない. またsteady state系のシーケンスのひとつである3D-CISS法は, T2/T1のコントラスト有しており¹⁵⁾, 造影剤を使用すれば血管が造影され神経との分離が良くなる可能性がある. 今後は造影後の症例を用いてさらに検討することが必要であると考えられる.

5. 結論

高磁場装置を用いて, 3D-CISS法を用いた高分解能撮像を行い, MPRによる滑車神経に特化した適切な画像再構成を行うことにより, 滑車神経をより確実に, より長く同定できることが示唆された.

引用文献

1. Fischbach F, Müller M, Bruhn H. High-resolution depiction of the cranial nerves in the posterior fossa (N III-N XII) with 2D fast spin echo and 3D gradient echo sequences at 3.0 T. Clin Imaging. 2009;33:169-74.
2. Yousry I, Camelio S, Schmid UD, et al. Visualization of cranial nerve I -XII: value of 3D CISS and T2-weighted FSE sequences. Eur Radiol. 2000;10:1061-67.
3. Yue Y, Jin Y, Yang B, et al. Retrospective case series of the imaging findings of facial nerve hemangioma. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2015;272:2497-503.
4. Casselman JW, Kuhweid R, Deimlig M, et al. Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. AJNR. 1993;14:47-57.
5. Tuleasca C, Carron R, Resseguier N, et al. Decreased probability of Initial pain cessation in classic trigeminal neuralgia treated with gamma knife surgery in case of previous microvascular decompression: A Prospective Series of 45 Patients With >1 Year of Follow-up. Neurosurgery. 2015;77:87-94.
6. Docampo J, Gonzalez N, Muñoz A, et al. Neurovascular study of the trigeminal nerve at 3t MRI. Neuroradiol J. 2015;28:28-35.
7. 金沢 勉, 岩崎友也, 高橋麻由, 他. 3D-CISS法による外転神経同定方法の撮像手技の検討. 日放技学誌. 2003;8(59): 958-964.
8. Yousry I, Moriggl B, Dieterich M, et al. MR anatomy of the proximal cisternal segment of the trochlear nerve: Neurovascular relationships and landmarks. Radiology. 2002;223:31-38.
9. Kanoto M, Toyoguchi Y, Hosoya T, et al. Visualization of the trochlear nerve in the cistern with use of high-resolution turbo spin-echo multisection motion-sensitized driven equilibrium. AJNR Am J Neuroradiol. 2013;34:1434-37.
10. Choi BS, Kim JH, Jung C. High resolution 3D MR imaging of the trochlear nerve. AJNR Am J Neuroradiol. 2010;31:1076-79.
11. 高橋 淳, 宮本 亨. テント切痕部の解剖と手術. 脳外誌. 2012;21:672-679.
12. 佐伯直勝, 福田和正, 中村孝雄, 他. 動眼.滑車. 外転神経の微小脳神経外科解剖. 顕微鏡下手術のための脳神経外科解剖IV. 1992;13-19.
13. Kanda Y. Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. Bone Marrow Transplantation. 2013;48:452-458.
14. Kanazawa T, Ohkubo M, Kondo T, et al. Improved wedge method for the measurement of sub-millimeter slice thicknesses in magnetic resonance imaging. Radiol Phys Technol.2017;10:446-453.
15. 打越将人, 植田隆史, 錦 成郎, 他. TrueFISPにおける流速と信号強度に関する基礎的検討. 日放技学誌. 2003;12(59):1529-1534.

Evaluation of trochlear nerve using the 3D-Constructive Interference in Steady State at 3T-MRI

Tsutomu KANAZAWA¹⁾²⁾, Masaki OHKUBO²⁾, Tatsuya KONDO¹⁾²⁾
Tomoya IWASAKI³⁾, Naoya TAKAHASHI²⁾

1) Division of Radiology, Department of Clinical Technology, Niigata University Medical and Dental Hospital

2) Department of Radiological Technology, Graduate School of Health Sciences, Niigata University

3) Department of Radiological Technology, Niigata Rosai Hospital

Key words : Magnetic Resonance Imaging, 3D-constructive interference in steady state, Trochlear Nerve,
Slice Thickness, Partial Volume Effect

Abstract The trochlear nerve is so thin that it is difficult to identify reliably by routine Magnetic Resonance (MR) Imaging. We evaluated the influence of higher magnetic field strength and higher spatial resolution for identifying the trochlear nerve with three-dimensional constructive interference of steady state (3D CISS) sequence. Two radiological technologists, who were specifically trained for the observation of the trochlear nerve on MRI, challenged to generate multiple images by a multiplanar reconstruction (MPR) technique with adaptively varying the MPR parameters (e.g. oblique direction and slice location) according to the cisternal course of the trochlear nerve from the point of exit to the tentorial edge. The trochlear nerve identification was significantly better on 3T MR images than on 1.5T MR images. The mean distance of the nerve measured on thin-slice (0.25 mm) 3T MR images was significantly longer than those on 3T MR images (0.5-mm slice thickness), followed by those on 1.5T MR images (0.5-mm slice thickness). High-resolution 3T MR imaging accompanied with the proper image reconstruction by the MPR technique enables reliable identification of the trochlear nerve.

Accepted : 2017.12.13