

## Isotropic 3D Gradient Echo 法による 肘部管部尺骨神経描出能向上の試み

麻生弘哉<sup>1,3</sup>, 市川勝弘<sup>4</sup>, 今田直幸<sup>1</sup>, 佐藤友保<sup>2</sup>

<sup>1</sup>岡あかね会土谷総合病院診療技術部放射線室 <sup>2</sup>同放射線科

<sup>3</sup>金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 <sup>4</sup>同医薬保健研究域保健学系

### 諸 言

肘部管部における尺骨神経障害の原因として、尺骨神経の絞扼、変形性関節症、ガングリオン等の占拠性病変の影響などがある<sup>1)~3)</sup>。尺骨神経障害は外部からの圧迫による肘部管容積の減少による神経圧迫や肘部管近位縁の滑車上肘靭帯の圧迫による神経圧迫が原因と考えられる<sup>4),5)</sup>。MRI 撮像で紡錘状の偽神経腫を形成している場合は視覚的にも判断しやすいが、それ以外の炎症や変形性関節症による影響を正確に評価するためには尺骨神経およびその周囲組織の高解像度かつ良好な描出が必須である。現在尺骨神経の描出は T<sub>1</sub>強調画像、脂肪抑制併用 T<sub>2</sub>強調画像、脂肪抑制併用造影 T<sub>1</sub>強調画像を用い、神経に対して直交する軸位断の撮像を行うことにより十分な診断が可能であるが<sup>6)</sup>、実際の臨床では個々の病態や骨の形成異常等が考えられるため、肘関節伸展での水平断撮像で必ずしも神経に直交な撮像ができるとはかぎらない。そこで我々は thin-slice 撮像で volume data を取得し workstation を用いることで、神経に最適な直交断面を得ることができると考えた。また、workstation の curved planar reformation (CPR) 機能により尺骨神経長軸画像を作成すれば、整形外科医や患者にとって神経障害

の状態が理解しやすい画像を提供できると考えた。近年 thin-slice 撮像には 3-dimension fast spin echo (3D FSE) 撮像での thin-slice volume 撮像が可能となっているが、限られたバージョンの装置でしか使用できないことと、可変再収束フリップ角によるコントラストの不良や blur の影響、組織ごとに変化する信号強度の問題があるため<sup>7),8)</sup>、汎用性の最も高い 3D gradient echo を用い、thin-slice かつ isotropic で撮像するための撮像条件の最適化について検討を行った。

### 方 法

筋肉と神経を模擬したファントムを作成し、この二つの組織について最もコントラストが高くなる flip angle (FA) を測定した。また生体の検討として、本研究の主旨を説明し同意の得られた健常ボランティア 5 名 (25~37 歳: 男性 5 名: 平均 30.2 歳) により尺骨神経描出における信号強度の測定を行った。また、最適化された撮像条件を用い、造影コントラストについてレトロスペクティブな検討を行った。MRI 装置としては、Philips 社製 Intera Achieva 1.5T (release 1.5, Best, Netherland)、受信コイルは head coil と phased array coil (Flex-

キーワード 3D-gradient echo, isotropic, elbow, ulnar nerve, workstation

m coil) を用いた。また収集された 3D の原画像から尺骨神経画像を作成する workstation として AZE 社製 Virtual Place version 3 を用いた。

### 1. 撮像条件の検討

ファントムと生体の撮像シーケンスには通常骨軟骨部で使用されている coherent GRE を選択し、神経描出に最適なパラメータを検討した。

coherent GRE パルスシーケンスのスキャンパラメータと信号強度  $S_{GRE}$  の関係は以下の式で示される。

$$S_{GRE} = K \cdot f(v) \cdot \rho \times \frac{\left[ 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right] \cdot \exp\left(-\frac{TE}{T_2^*}\right) \cdot \sin \alpha}{\left[ 1 - \cos \alpha \cdot \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right]} \quad \dots\dots(1)$$

K: 比例定数  $f(v)$ : 流速分布関数  $\rho$ : プロトン密度 TR: repetition time TE: echo time  $T_1$ : 組織の  $T_1$  値  $T_2^*$ : 組織の  $T_2^*$  値  $\alpha$ : flip angle (FA)

(1) 式から分かるように、GRE においては TR, TE, FA の適切な選択によって信号強度を高めることができる<sup>9)</sup>。GRE での TR と TE の変化による信号強度は TR の増加, TE の減少で信号強度が増加すると報告されている<sup>10), 11)</sup>。そして、TE の減少は撮像時間の短縮となるが、TR の増加は撮像時間の延長となる。理論的に 80 slice で考えたとき TR が 3 ms 増加した場合では、SNR は約 6% の増加、実撮像時間は約 30 秒の延長となるため、若干の TR の増加でも大きな撮像時間の延長となってしまう。撮像時間 1 分の延長を基準として考えたとき TR の増加よりも積算回数を増加させた方がはるかに SNR の増加効率がよい。また、3D での volume 撮像は撮像枚数が多く、

実撮像時間の更なる延長は患者負担にもつながるので、TR は最小値を選択するのが最適と考えた。以上のことから本研究では、TR と TE を最小値に設定し、FA の変化による筋肉、神経、骨の信号強度の測定を行い、脂肪抑制の併用と非併用について検討した。

### 2. 筋肉・神経模擬ファントムの作成とファントムでの検討

スクロースを 2%ゼラチンにより加熱溶解し質量百分率 10%, 20% のスクロースゲルを作成した<sup>12)</sup>。更に  $T_2$  緩和時間を短縮するために、超常磁性酸化鉄粒子製剤 (富士フィルム RI ファーマ株式会社) 0.1 mmol を加え  $T_1$  値  $T_2$  値を調整した。質量百分率 10%, 20% スクロースゲルの  $T_1$  値  $T_2$  値はそれぞれ 902 ms/55 ms (筋肉を想定: 資料  $S_{muscle}$ )、794 ms/45 ms (神経を想定: 資料  $S_{nerve}$ ) であった。それぞれのスクロースゲルとサラダ油を 50 ml のシリンジに封入して資料とし、一般に均一度が高いとされる head coil の中心に配置し、FA を  $5^\circ \sim 90^\circ$  の範囲で  $5^\circ$  ごとに変化させ、脂肪抑制の併用と非併用について信号強度を測定した。なお、脂肪抑制には 2 項パルスによる水励起法である principle of selective excitation technique (PROSET) を使い、1-1 binominal pulse による水選択励起を行った。

撮像シーケンスは、3D fast field echo (FFE) 法 (coherent GRE) を用いて、スキャンパラメータは FOV = 200 × 200 mm, TR = 15 ms, TE = 7.4 ms, slice thickness = 5 mm, matrix size = 256 × 256 で測定した。この測定は 3 回繰り返しを行い、それぞれの資料の中心に円形の region of interest (ROI) を置いた。また、ROI の面積は 410 mm<sup>2</sup> であった。その信号強度の平均値を測定データとした。

### 3. 生体での信号強度測定

健常ボランティア 5 名について測定を行い、撮像用コイルには Flex-m coil を使用し

た。肘関節部の尺骨神経溝の位置を中心としてコイルを配置し、撮像体位は仰臥位、手関節回外位で行った。肘の屈曲角度が大きくなると、滑車上肘靭帯の張りが強くなり、尺骨神経を強く圧迫する状態になるので肘の屈曲角度は $30^{\circ}$ で撮像した<sup>13)</sup>。測定はFAを $5^{\circ}\sim 90^{\circ}$ の範囲で $5^{\circ}$ ごとに変化させ、水励起による脂肪抑制の併用と非併用についてPROSET 1-1 binominal pulseで撮像し、筋肉、神経、骨の信号強度と筋肉、神経間のcontrast-to-noise ratio (CNR)を空中信号法で測定した<sup>14)</sup>。測定部位は肘中央の横断像で筋肉(円回内筋)、尺骨神経、骨(肘頭)にそれぞれ円形のROIを置いた(Fig. 1)。ROIの面積は円回内筋、骨は $20\text{ mm}^2$ 、尺骨神経は $6\text{ mm}^2$ であり、実務経験5年以上の診療放射線技師5名が測定を行った。また、円回内筋の測定に関しては脂肪や筋膜が誤差になり得るため、それらを含まないようにROIの設定を依頼した。

撮像シーケンスは、3D FFE法を用いて、スキャンパラメータはFOV= $160\times 160\text{ mm}$ 、TR= $15\text{ ms}$ 、TE= $7.4\text{ ms}$ 、slice thickness= $0.3\text{ mm}$ 、

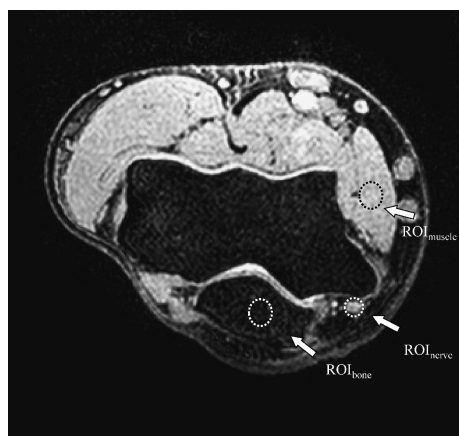


Fig. 1. Setting of the ROIs  
Arrows show skeletal muscle, ulnar nerve and bone. The signal intensities of the ROIs were measured in images with different FAs.

80 slice, matrix size= $256\times 256$ とした。

また3D FFE法による造影での信号強度の検討も行った。当院平成22年4月から平成23年3月において、腫瘍性病変が無く肘部管症候群と診断された患者10名を当院倫理委員会規定に基づきレトロスペクティブに解析した。造影剤量は体重 $\times 0.2\text{ ml}$ 、注入速度 $1\text{ ml/s}$ にて注入。測定部は造影で造影効果が認められた部分に対して、水平断画像から造影前後の神経上に円形ROIを置いて測定を行った。ROIの面積は $6\text{ mm}^2$ であった。

なお造影による信号強度の検討におけるスキャンパラメータは、平成22年4月以前の基礎検討で決定したものであるが、本研究で決定した最適パラメータであるFOV= $160\times 160\text{ mm}$ 、TR= $15\text{ ms}$  (shortest)、TE= $7.4\text{ ms}$  (shortest)、slice thickness= $0.3\text{ mm}$ 、80 slice、matrix size= $256\times 256$ 、FA= $10^{\circ}$ を用い、造影前後を同シーケンス、同パラメータで撮像を行った臨床データを利用した。

## 結 果

### 1. ファントム試験

Fig. 2は $S_{\text{muscle}}$ 、 $S_{\text{nerve}}$ およびサラダ油における、FAの変化による信号強度を脂肪抑制の非併用(a)と併用(b)について測定した結果である。 $S_{\text{muscle}}$ と $S_{\text{nerve}}$ は共にFA= $10^{\circ}$ で最高値を示した後、FAの増加とともに低下した。また $S_{\text{muscle}}$ は、 $S_{\text{nerve}}$ より高い信号値を示した。サラダ油は脂肪抑制非併用では、 $50^{\circ}$ まで信号強度が上昇し、それ以上は平坦域になった。また、脂肪抑制併用では、 $40^{\circ}$ までは脂肪抑制効果により信号強度が低い状態を維持しているが、それ以上になると脂肪抑制の効果が次第に低下し信号強度が上昇した。

### 2. 生体による検討

#### 1) 信号強度とCNR

Fig. 3はFAの変化による筋肉、神経、骨の信号強度を脂肪抑制非併用(a)と併用(b)で測

3D GRE 法による肘部管部尺骨神経描出能向上の試み

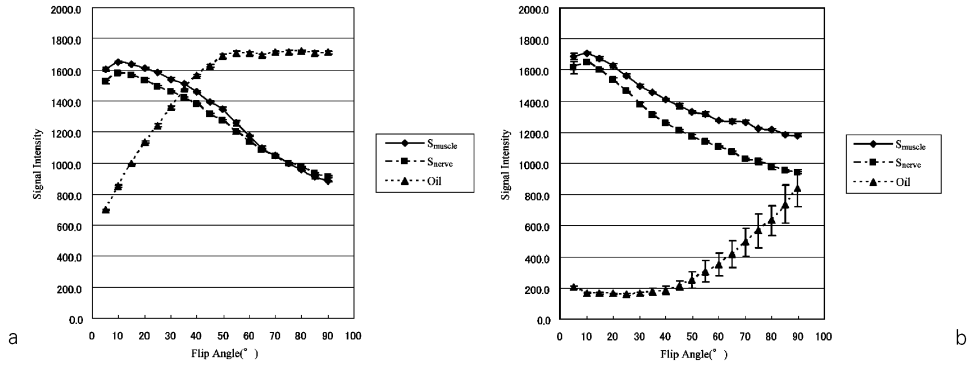


Fig. 2. Relationship between the flip angle and signal intensity of sucrose-gelatin gels and oil (a) without and (b) with fat-suppression.  $S_{\text{muscle}}$  and  $S_{\text{nerve}}$  indicated peaks at  $\text{FA} = 10^\circ$ , and the signal intensities of  $S_{\text{muscle}}$  were higher than those of  $S_{\text{nerve}}$ .

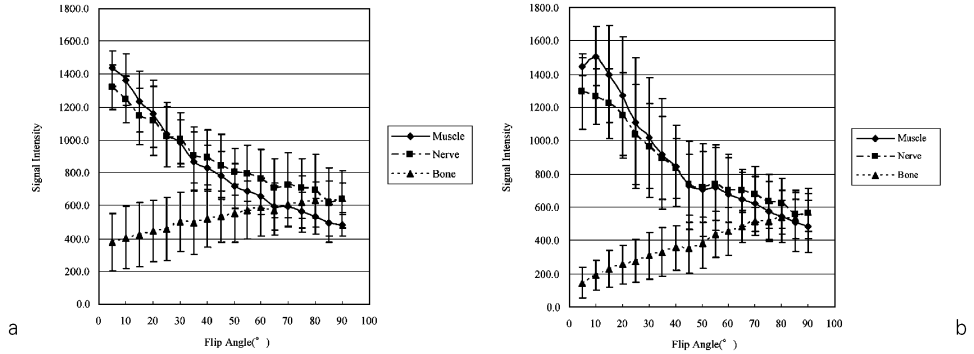


Fig. 3. Relationship between the flip angle and signal intensity of muscle, bone and nerve (a) without and (b) with fat-suppression. Muscle and nerve indicated peaks at  $\text{FA} = 10^\circ$ .

定した結果である。脂肪抑制非併用では、FAの増加とともに骨の信号強度は上昇し、筋肉と神経の信号強度は低下した。脂肪抑制併用においてもFAの増加とともに筋肉と神経の信号強度は低下したが筋肉は  $\text{FA} = 10^\circ$  で最高値を示し、ファントム測定と同じ傾向を示した。また、脂肪抑制効果により骨の信号強度の低下が確認できた。脂肪抑制併用における筋肉と神経の CNR は、低 FA 領域では、 $\text{FA} = 10^\circ$  で最高値を示し、 $\text{FA} = 90^\circ$  も高値を示した (Fig. 4)。

2) 造影による信号強度

Fig. 5 は、尺骨神経の造影の有無において、造影前後を同シーケンス、同パラメータで撮像し、信号強度を比較した結果である。造影で造

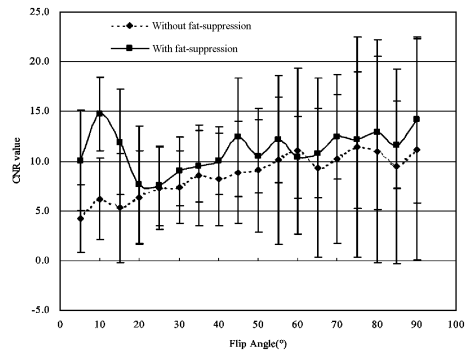


Fig. 4. Relationship between the flip angle and CNR value with nerve and muscle signal contrast without and with fat-suppression. A maximal average CNR was obtained at  $\text{FA} = 10^\circ$  with fat-suppression.

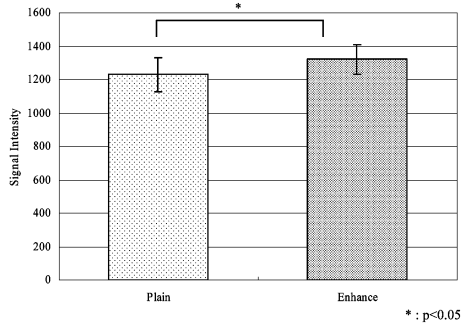


Fig. 5. MR signal intensity of the ulnar nerve with plain and gadolinium-enhancement. The difference in the mean signal intensity in the ulnar nerve between the plain and contrast-enhanced images was statistically significant and the mean signal intensity with gadolinium-enhancement was higher than the mean signal intensity with plain.

影効果が認められた部分に対して測定した。造影前後の信号強度の平均値±標準偏差はそれぞれ非造影では  $1230.9 \pm 101.5$ 、造影では  $1331.0 \pm 88.3$  であった。この2群について paired t-test を行ったところ  $p < 0.05$  となり有意差が認められた。

### 3) 症例提示

Fig. 6 は肘部管症候群と診断された患者(64歳, 男性)において, T<sub>1</sub>強調画像(a), 脂肪抑制併用 T<sub>2</sub>強調画像(b), 造影後脂肪抑制併用 T<sub>1</sub>強調画像(c)に加えて本法での GRE 法で造影前後(d, e)を撮像した1例である。造影後脂肪抑制併用 T<sub>1</sub>強調画像において尺骨神経の絞扼部位が造影されていることが確認できるが, 尺骨神経が長軸でないため2枚のスライスでの部分的な描出となる(Fig. 6c)。これに対して本法は神経の長軸画像を CPR 機能により作成しているため, 神経の造影箇所を確認が容易である(Fig. 6e)。絞扼された神経の中でも神

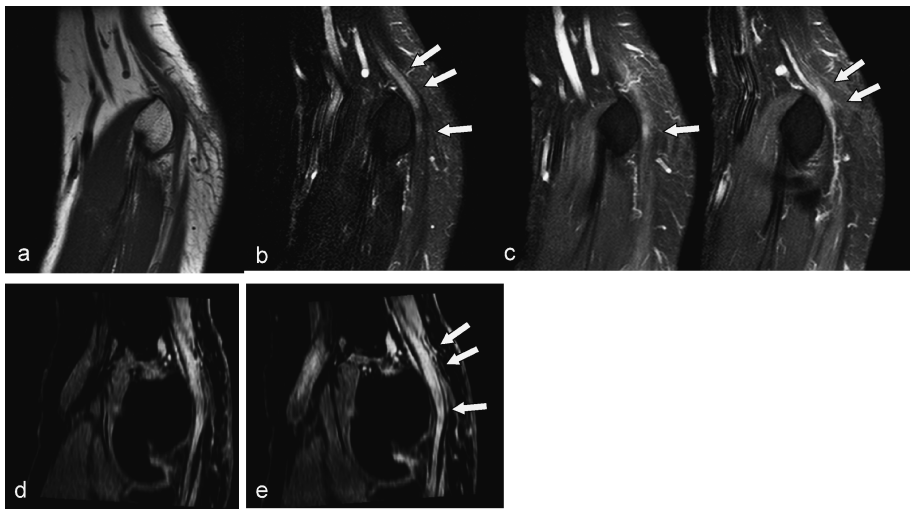


Fig. 6. Ulnar nerve images of a 64-year-old man with cubital tunnel syndrome. There was inflammation at the entrapment points (arrows).

(a) T<sub>1</sub>-weighted 2D fast spin echo sagittal image, (b) T<sub>2</sub>-weighted 2D fast spin echo sagittal image using the spectral presaturation by inversion recovery (SPIR) technique, (c) Gadolinium-enhanced T<sub>1</sub>-weighted 2D fast spin echo sagittal image with SPIR, (d) 3D gradient echo CPR image, (e) Gadolinium-enhanced 3D gradient echo CPR image.

経梗塞がある場合は、造影剤の使用により信号強度を増強できることが報告されている<sup>13)</sup>。本研究により最適化された GRE 法の撮像においても造影剤の使用は有用であった。

Fig. 7 は同じく肘部管症候群と診断された患者 (39 歳, 男性) において, T<sub>1</sub>強調画像(a, c)と本法での GRE 法(b, d, e)で撮像し比較した 1 例である。Fig. 7a, c はそれぞれ冠状断, 水平断での撮像である。神経の腫大は T<sub>1</sub>強調水平断画像でも確認できるがそれ以上の情報は明らかではない。Fig. 7b, d は T<sub>1</sub>強調画像と同じ断面になるように作成した冠状断, 水平断画像である。T<sub>1</sub>強調画像と比べて, X 線撮影では確認できなかった骨軟骨片の存在が僅かながら確認できる。Fig. 7e は同様に本法で取得した撮像データから workstation の CPR 機能で

作成した尺骨神経の長軸画像である。肘部管部に軟骨片が存在し, 尺骨神経が紡錘状の偽神経腫を形成しているのが容易に観察可能であった。

## 考 察

GRE における信号強度は TR, TE, および FA で決まり, (1)式から TR の短いシーケンスでは 10°~30°の FA で信号強度が最高値になり減衰する<sup>9)</sup>。理論値と比較するために筋肉と神経の T<sub>1</sub> 値, T<sub>2</sub>\*値を (1)式に代入し<sup>16)~18)</sup>, FA の変化による筋肉と神経の信号強度 (Fig. 8a) と筋肉に対する神経の信号強度比 (Fig. 8b) を算出したところ, FA=10°に最高値がありファントム, 生体で得た結果とほ

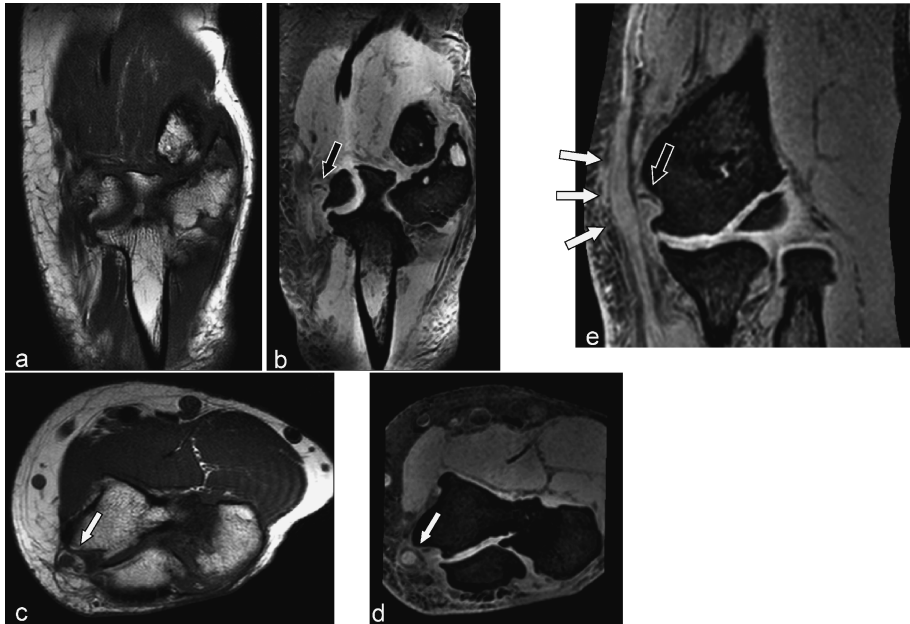


Fig. 7. Ulnar nerve images from a 39-year-old man with ulnar neuropathy (white arrowheads) and osteochondral fragment (black arrowheads)  
 (a) Fast spin echo T<sub>1</sub>-weighted coronal image, (b) 3D gradient echo coronal image using the reconstruction of minimum intensity projection (MINiP), (c) Fast spin echo T<sub>1</sub>-weighted transverse image, (d) 3D gradient echo transverse image using reconstruction of MINiP, (e) 3D gradient echo CPR image.

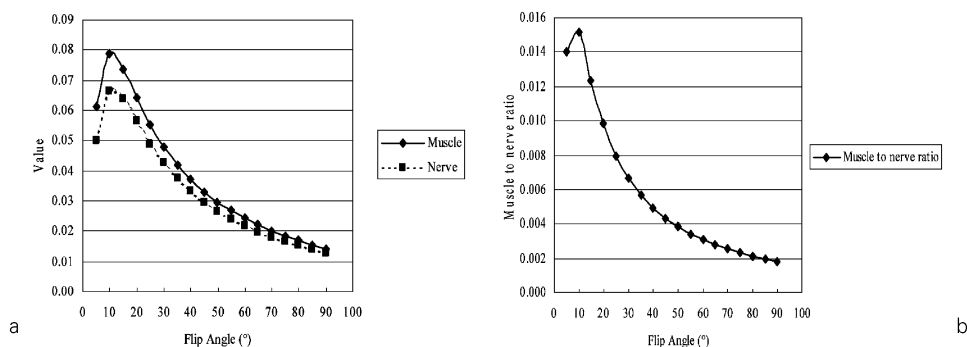


Fig. 8. (a) Theoretical relationship between the flip angle and signal intensity of muscle and nerve, (b) Theoretical relationship between the flip angle and signal intensity ratio of muscle to nerve.

ぼ同様の曲線であった。よって本研究と同等の結果であり整合性が確認できた。生体での CNR の結果 (Fig. 4) では FA = 10° に最高値があり FA = 90° も高値であったが、高 FA 領域は信号強度を低下させるため、FA = 10° が適切であると考えられる。

神経は絞扼障害による血液神経関門の破綻がみられると造影剤により増強されるので、神経浮腫の程度を反映する<sup>19)</sup>。より詳細な絞扼障害の状態の把握が必要であれば、造影剤の使用は有用であると考えられる。

日常の MRI 検査において、手根管症候群に対して手関節部の正中神経が多く撮像されている。手関節部の正中神経は直線の走行をしているので、2D 水平断撮像で神経にはほぼ直交する軸位断を撮像することが容易であり、絞扼部位と炎症部位の評価が十分可能である。しかしながら肘部管部での尺骨神経は非直線的であり、2D 水平断撮像で神経に直行する軸位断を撮像できない場合がある。特に臨床では肘を伸展できない場合が数多くあり、直交する断面を得るためには神経に対してそれぞれの位置で角度を調節する必要があるため、設定に時間と労力を費やしてしまう。また整形外科医や患者の説明用に、神経の長軸画像を得るためには MRI 本体付属機能の長軸断面設定機能である 3 point

plan scan (3PPS : Philips 社) 等のツールがあるが、本法では一回の撮像で神経の直交断面と長軸画像を作成できるので有用であると考えられる。現在の MRI 検査において thin-slice で取得できる撮像技術とそれを画像処理できる workstation を併用した診断の可能性は様々な部位に可能であり、日進月歩進化を続けている。本研究では、撮像条件の最適化をしつつ、workstation の機能を活用して尺骨神経の描出能改善を検討しており、新しい診断の可能性を示唆するものと考えられる。

## 結 語

Workstation の機能を利用し、尺骨神経に直交する軸位断面や長軸画像を作成するための isotropic 3D GRE 法の最適撮像条件について検討した。最適な FA は 10° で脂肪抑制を併用した撮像が最も高いコントラストを得ることができた。また最適化された本撮像条件下においても、造影剤を使用することで高い信号強度を得ることが確認できた。本研究は一回の撮像で高解像度かつ thin-slice の画像情報が得られ、より詳細な尺骨神経周囲の状態の把握が可能となった。本稿の要旨は第 36 回日本磁気共鳴医学学会大会 (2008.9 旭川)、European Congress

of Radiology (ECR) 2011 (2011.3 Wien, Austria) において発表した。

## 謝 辞

本研究にあたり、ご指導、ご協力をいただいた広島手の外科・微小外科研究所所長 生田義和先生、同研究所副所長・土谷総合病院整形外科部長 木森研治先生に厚く御礼申し上げます。

## 文 献

- 1) 廣谷速人. しびれと痛み末梢神経絞扼障害. 第1版, 東京; 金原出版, 1997; 1-24
- 2) 加藤博之, 平山拓也, 笠島俊彦, 平地一彦, 三浪明男: ガングリオンを伴った肘部管症候群の臨床像: 変形性肘関節症による肘部管症候群との比較一. 日本手の外科学会雑誌 1995; 12: 434-438
- 3) 加藤博之, 三浪明男, 末永直樹, 岩崎倫政, 平山拓也: ガングリオンを合併した肘部管症候群: 38例の臨床像と手術成績. 日本手の外科学会雑誌 2001; 18: 753-757
- 4) 宮島良弘: 肘部管での尺骨神経圧迫因子の検討. 広島大学医学雑誌 2000; 48: 317-329
- 5) 津下健哉. 手の外科の実際. 第6版. 東京; 南江堂, 1990; 385-392
- 6) シリーズ監修: 土屋一洋. 第6章関節の外傷と障害. 福田国彦編, できる! 画像診断入門シリーズ 骨軟部画像診断のここが鑑別ポイント. 第1版. 東京: ㈱羊土社, 2007; 128-129
- 7) 山崎 良, 打越将人, 日浦之和, 辻 昭夫, 錦成郎: 可変フリップ角を用いた 3D-T<sub>2</sub>強調像 (3D-SPACE) におけるコントラスト特性の検討. 日放技学誌 2011; 67: 1515-1522
- 8) 尾崎正則, 水上慎也, 宮地利明, 秦 博文, 佐藤真由美, 小見正太郎, 野崎 敦: 可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE 法における解像特性. 日磁医誌 2011; 31: 106-113
- 9) 荒木 力. パルスシーケンス. 影山博之編. 決定版 MRI 完全解説. 第1版. 東京: ㈱学研メディカル秀潤社, 2008; 225-254
- 10) Gambarota G, Mekle R, Mlynarik V, Krueger G: NMR properties of human median nerve at 3T: proton density, T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, and magnetization transfer. J Mag Reson Imaging 2009; 29: 982-986
- 11) Chappell KE, Robson MD, Stonebridge-Foster A, et al.: Magic angle effects in MR neurography. AJNR Am J Neuroradiol 2004; 25: 431-440
- 12) 田村隆行, 笛吹修治, 秋山實利: ゼラチンとスクロースを用いた拡散強調画像用ファントムの検討. 日放技学誌 2009; 65: 1485-1493
- 13) O' Driscoll SW, Horii E, Carmichael SW, Morrey BF: The cubital tunnel and ulnar neuropathy. J Bone Joint Surg Br 1991; 73: 613-617
- 14) 和田陽一, 原 孝則, 宮地利明: MRI システムのファントムにおける CNR 測定法の基礎評価—改良 CNR 評価法の提案—. 日放技学誌 2008; 64: 268-276
- 15) 早川克彦, 小林 茂: 肘部管症候群における造影 MRI. J MIOS 2003; 27: 16-23
- 16) Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C: Musculoskeletal MRI at 3.0T: relaxation times and image contrast. AJR Am J Roentgenol 2004; 183: 343-351
- 17) Shen J, Zhou C-P, Zhong X-M, Guo R-M, Griffith JF, Cheng L-N, Duan X-H, Liang B-L: MR neurography: T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> measurements in acute peripheral nerve traction injury in rabbits. Radiology 2010; 254: 729-738
- 18) Shen J, Wang H-Q, Zhou C-P, Liang B-L: Magnetic resonance microneurography of rabbit sciatic nerve on a 1.5-T clinical MR system correlated with gross anatomy. Microsurgery 2008; 28: 32-36
- 19) Kobayashi S, Meir A, Baba H, Uchida K, Hayakawa K: Imaging of intraneural edema by using Gadolinium-enhanced MR imaging: experimental compression injury. AJNR Am J Neuroradiol 2005; 26: 973-980



## Optimization for Isotropic 3D Gradient Echo MR Imaging of the Ulnar Nerve

Hiroya ASOU<sup>1,3</sup>, Katsuhiko ICHIKAWA<sup>4</sup>, Naoyuki IMADA<sup>1</sup>,  
Tomoyasu SATO<sup>2</sup>

*Departments of <sup>1</sup>Radiological Technology and <sup>2</sup>Radiology, Tsuchiya General Hospital  
3-30 Nakashima-cho, Naka-ku, Hiroshima 730-8655*

*<sup>3</sup>Graduate School of Medical Science and <sup>4</sup>Institute of Medical, Pharmaceutical, and Health Sciences,  
Kanazawa University*

Magnetic resonance (MR) imaging and images of the ulnar nerve are very useful for diagnosing cubital tunnel syndrome. We investigated a optimal imaging parameter of 3-dimensional (3D) MR imaging of the ulnar nerve using a commercial 1.5-tesla MR system, 3D gradient echo scan sequence, and parameters : repetition time (TR), 15 ms ; echo time (TE), 7.4 ms ; slice thickness, 0.3 mm ; number of slices, 80 ; and matrix size, 256 × 256. We examined the optimal muscle-to-nerve contrast-to-noise ratio (CNR) in phantom study and in healthy volunteers using a variety of flip angles. We also investigated the effect of contrast enhancement using gadolinium. We obtained curved planar reformation (CPR) images along the ulnar nerve using a 3D workstation. A 10° flip angle with fat-suppression yielded the highest CNR. Mean signal intensity in the ulnar nerve differed significantly between no enhancement images and contrast-enhanced images and was higher with gadolinium enhancement than without. The CPR images clearly depicted the entire ulnar nerve. The 0.3 mm-isotropic voxel was effective for observing an arbitrary point of the ulnar nerve. The isotropic 3D gradient echo MR imaging using the optimal parameter would be effective to diagnose cubital tunnel syndrome.