

骨軟部

青木隆敏, 興 梶 征 典

産業医科大学放射線科

はじめに

骨軟部領域は動きのアーチファクトが少なく、3T MR の最大の長所である高い SNR を生かしやすい領域である。従来の 1.5T 以下の MRI と比べて高分解能な画像を得ることができ、四肢・関節の微細構造の描出に優れ、関節軟骨、骨梁、軟部組織の性状などをより詳細に評価できる。一方で、化学シフトの増加や磁化率効果の増大は長所にも短所にもなり、3T MRI で良好な MRI 画像を得るためには克服しなければならない障害もある。本稿では臨床現場における骨軟部領域での 3T MRI の高い信号雑音比 (SNR) の活用法や注意点、短所を克服する新しい撮像技術について述べる。

高い SNR を生かした 3T MRI の臨床応用

SNR の増加は 3T MRI の純粋な利点であり、理論的には 1.5T の 2 倍である。静磁場強度 (B_0) の均一性や RF 信号 (B_1) の精度、コイルの電気的な損失などが関与するため必ずしも理論どおりとは限らないが、撮像の環境を整えることで理想の SNR が得られる。3T MRI では SNR の増加に伴って空間分解能が向上し、1.5T MRI に比べて骨軟部の正常構造が明瞭に描出される。我々の施設では、足関節は踵骨の骨梁、関節軟骨、足底腱膜、距踵靭帯について、手関節では三角線維軟骨複合体、正中神経、関節軟骨、舟状月状靭帯について、3T

MRI と 1.5T MRI の画質を 4 段階にスコア化して比較検討した。足関節ではグラジエントエコー法のすべての構造の描出において 3T MRI が 1.5T MRI よりも有意に優れ、 T_2 強調像でも 3T MRI が 1.5T MRI に比べて骨梁構造を明瞭に描出した。手関節では T_2 強調像で全構造において 3T MRI の描出能が 1.5T MRI に比べて優れており、脂肪抑制併用プロトン強調像では三角線維軟骨複合体と関節軟骨が、グラジエントエコー像では正中神経や舟状月状靭帯が 3T MRI でより明瞭に描出された (Fig. 1)¹⁾。

この高い SNR を生かした主な 3T MRI の臨床応用は、スライス厚を薄くしても画質の劣化がみられず、様々な撮像法で高分解能画像を得ることができることである。撮像視野 (FOV) を大きくして撮像し、一方でスライス厚を薄くし、マトリックスサイズを上げて撮像することで、一回の撮像で広範囲の観察ができると同時に、単に目的部分を電子的に拡大して表示することで詳細な骨軟部構造の観察も可能となる (Fig. 2)。また、3T MRI の SNR の向上は撮像時間の短縮にも利用することができる。これにはマルチチャンネルコイルによるパラレルイメージングが重要な役割を果たす。パラレルイメージング法には欠点として SNR の低下があるが、高い SNR をもつ 3T では十分な SNR を維持できるため、撮像時間の短縮を図ることができる。骨軟部領域の撮像では痛みや可動域制限により一定の肢位を長時間保つことが難し

キーワード 3T, MRI, bone, soft tissue, joint

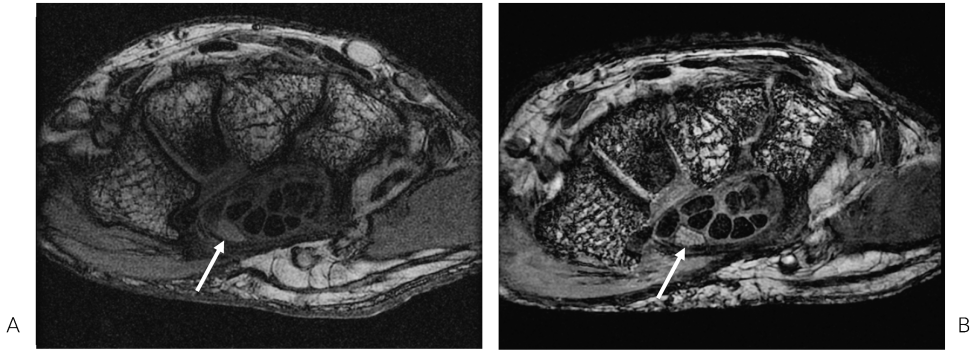


Fig. 1. Axial gradient-echo images with an 8 cm FOV obtained at 1.5T MRI (A) and 3T MRI (B). The visibility of the median nerve (arrows) and flexor tendons is better in B than in A.

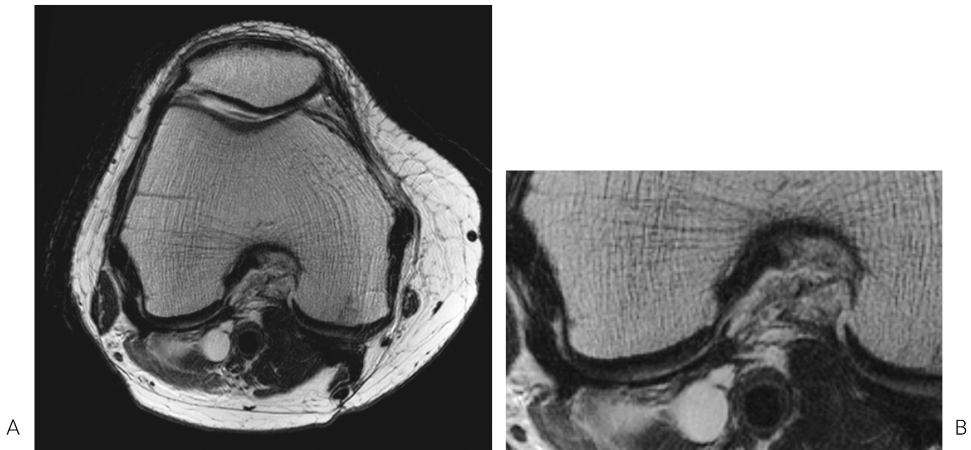


Fig. 2. A : Axial T2-weighted FSE images with 18 cm FOV obtained at 3T MRI (2 mm slice thickness, 512×512 matrix). B : Digitally magnified image of A. High spatial resolution image with a large FOV is feasible at 3T MRI.

い場合も多く、撮像時間の短縮は被験者の負担軽減と動きのアーチファクトの防止に役立つ。

化学シフトの影響とその対応

化学シフトは磁場強度に比例するため、3T MRIでの化学シフトの大きさは1.5T MRIの2倍となる。この化学シフトの増加により優れ

た組織選択画像が得られるようになり、MRスペクトロスコピーではスペクトル周波数方向の分解能が向上し、各ピークはより明瞭となる。SNRの増加も相まって3T MRIではMRスペクトロスコピーにおける代謝産物濃度の正確な測定と計測時間の短縮が期待できる²⁾。一方、化学シフトアーチファクトも周波数方向で顕著となる欠点がある。関節軟骨は薄く、脂肪を多

2010年8月26日受理

別刷請求先 〒807-8555 福岡県北九州市八幡西区医生ヶ丘1-1 産業医科大学放射線科 青木隆敏

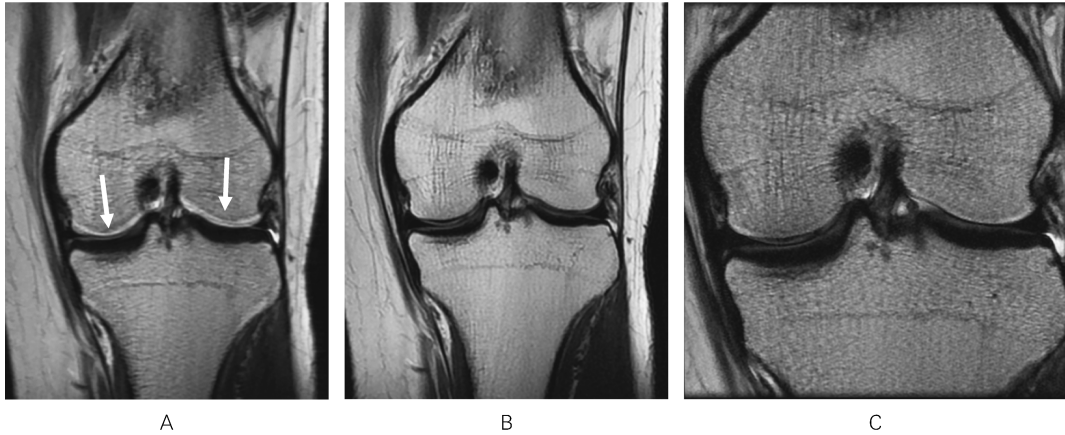


Fig. 3. Chemical shift artifact in the knee at 3T MRI. Coronal FSE T₂-weighted image with a 16 cm FOV and 10 kHz receiver bandwidth (A) demonstrates chemical shift at the medial and lateral femoral condyles (arrows). Coronal FSE T₂-weighted images with a 16 cm FOV and 35 kHz receiver bandwidth (B) shows a reduction in the degree of chemical shift. Coronal FSE T₂-weighted images with an 8 cm FOV and 10 kHz receiver bandwidth (C) demonstrates a perceived reduction in the degree of chemical shift due to the decrease in pixel size.

く含む骨髓と隣接していることから化学シフトアーチファクトの影響を受けやすいため、評価の際には注意を要する (Fig. 3)。臨床の場合化学シフトアーチファクトが問題となる場合には脂肪抑制法を併用して対処しなければならない。受信バンド幅を大きくし、薄いスライスにしてボクセルサイズを小さくすることで化学シフトアーチファクトを抑えることができるが、これらは SNR を低下させ、画質が劣化する可能性がある。RF パルスの送信バンド幅を大きくする対処法もあるが、これは比吸収率 (specific absorption ratio : SAR) の増大をもたらす。

緩和時間の変化とその対応

生体組織の T₁ 値は静磁場強度の上昇に伴って延長する。T₂ 値は原理的には静磁場強度に依存しないが、磁化率効果もあり、実際には磁場強度の上昇に伴って短縮する傾向にある。骨軟部組織の T₁ 値と T₂ 値については 3T MRI の T₁ 値は 1.5T MRI と比べておおむね約 10～

30%延長し、T₂ 値も T₁ 値ほど顕著ではないが短縮するとする報告が多い³⁾。この緩和時間の变化によって、同一の TR, TE の設定では 3T MRI と 1.5T MRI で画像コントラストに軽度の違いが生じる。3T MRI では 1.5T MRI よりも T₁ 値の延長を考慮して TR をやや長めに設定した方が良好なコントラストが得られる。TE も目的に応じて T₂ 値の短縮を考慮した短めの設定が必要となる。T₁ 値の延長はスピノエコー法の T₁ 強調像における組織コントラストの低下にもつながるが、我々の経験では T₁ 強調像で骨軟部領域における 3T MRI の描出能が 1.5T MRI よりも劣る印象はない。また、T₁ 値の延長は time-of-flight (TOF) 効果を改善させ、MR アンギオグラフィの画質は向上する⁴⁾。

磁化率効果増大および RF 磁場の不均一とその対応

静磁場強度が上がるにつれて磁化率効果が増強し、RF 磁場は不均一となる。したがって 3T

MRI で骨軟部領域の撮像を行う際は、固定具などによる金属アーチファクトの増大が問題となる。また、周波数選択型脂肪抑制法 (CHESS 法) では空気との境界部分で均一な脂肪抑制が困難なことがあり、不十分な脂肪抑制は病変の有無や性状を判定するうえでの大きな障害となる。

Dixon 法には静磁場不均一に弱いことや、水と脂肪をとともに含むボクセルでは信号が不安定になる欠点があったが、最近はこの欠点を改良した 3-point-Dixon 法変法が臨床応用されるようになった⁵⁾。IDEAL (interactive decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation) は 3-point-Dixon 法を応用し、フィールドマップや asymmetric (非対称) TE と呼ぶ技術を加えた撮像法である。フィールドマップはボクセルごとに磁場の不均一性を計算して位相補正を行うもので、脂肪抑制不良を引き起こす局所的な磁場不均一の影響を最小限に抑えている。また, asymmet-

ric TE により、水と脂肪が同程度含まれるボクセルにおいても、確実な脂肪抑制効果を得ることができる。手足などの複雑な形状の部位は組織と空気の境界で磁化率の違いが大きく、磁場不均一が生じやすい。これらの部位の関節炎診断では脂肪抑制造影 T₁ 強調像が有用であるが、CHESS 法ではしばしば脂肪抑制が不良である。IDEAL は複雑な形状の部位でも比較的均一な脂肪抑制が得られ、手足の関節病変を正確に識別するうえで有用な撮像法である (Fig. 4)。また、IDEAL では、1 回の撮像で脂肪抑制画像 (水画像) だけでなく、脂肪画像, in phase 画像, out of phase 画像を合わせた 4 種類の画像を同時に得ることができる。In phase 画像は脂肪と水の画像を化学シフト分だけずらして重ねた化学シフトアーチファクトの影響がない画像であり、前述した 3T MRI で問題となる化学シフトアーチファクトの増大への対処法にもなる。

金属アーチファクトの低減には TE の短縮や

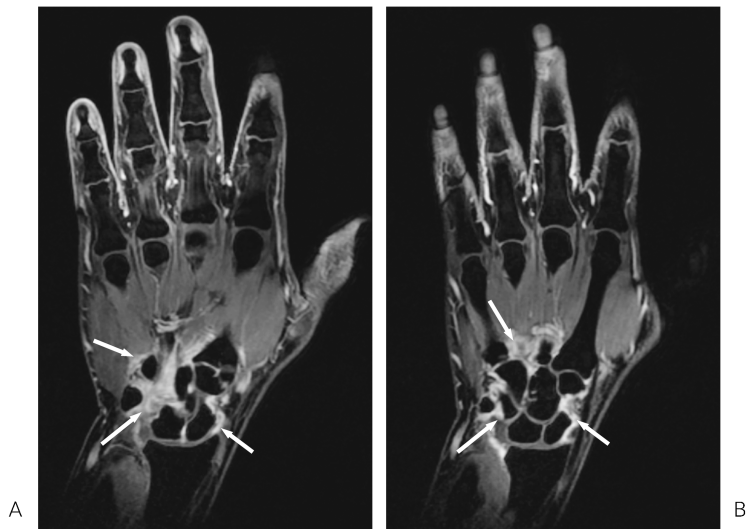


Fig. 4. Postcontrast IDEAL water coronal MR images of a patient with rheumatoid arthritis at 3T MRI (A, B). Fat-suppression is homogeneous and inflamed synovial membrane of the hand (arrows) is clearly depicted.

ボクセルサイズを小さくするなどの撮像法の工夫が必要である。特にエコープラナー法では磁化率効果による画像のゆがみが顕著となるが、これにはパラレルイメージングの併用が有効である⁶⁾。骨軟部領域では金属固定後に金属と周囲組織との間に大きな磁化率の違いを生じ、CHES 法による脂肪抑制画像では金属周囲のアーチファクトが著明で術部の評価に難渋する。この場合にも IDEAL 水画像ではアーチファクトのほとんどない画像が得られ、3T MRI での磁化率アーチファクトや画像のゆがみが大きくなる弱点を解消し、良好な脂肪抑制画像を得ることができる (Fig. 5)。

磁化率効果の増大は欠点ばかりでなく、画像の乱れを来さない程度の磁化率効果は画像コントラストとして利用できる。すなわち、組織内の微量な鉄や出血による磁化率効果は 1.5T MRI と比べて 3T MRI でより強調され、グラジエントエコー法などを用いることで微視的磁化率効果を捉えることが容易となる⁷⁾。

関節軟骨の早期診断

MRI はコントラスト分解能に優れ、単純 X 線写真では評価が困難な関節軟骨の早期の変性や、それに伴う軟骨下骨の信号変化を非侵襲的に描出することができるため、関節軟骨を評価する画像診断法として不可欠である。MRI による関節軟骨の評価では、関節軟骨の菲薄化、亀裂、欠損などの形態的な変化をとらえることが重要であるが、関節軟骨は数 mm と薄く、病変が微細なことも多いため、十分な評価を行うには高い空間分解能が必要となる。3T MRI は画質の劣化を抑えながら、スライス厚を薄くした高分解能画像を得ることができるため、従来よりも関節軟骨の表層の損傷や軟骨内部の変性をより正確に評価できる (Fig. 6)。

関節軟骨の変性を早期に検知する有用な手法として、遅延相軟骨造影 MRI や T₂ マッピングがある。遅延相軟骨造影 MRI は GAG と同様に陰性荷電を有する MRI 造影剤の特性を利

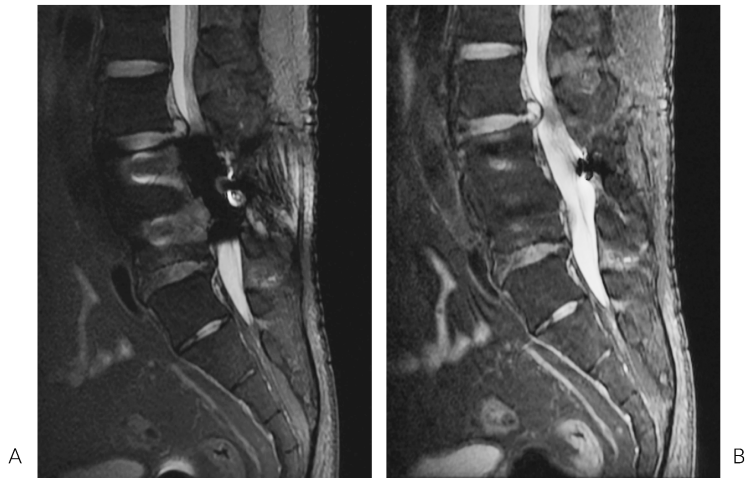


Fig. 5. Fat-suppressed sagittal T₂-weighted FSE image using CHES technique (A) and IDEAL image (B) of patient after lumbar laminoplasty with metal implants. A part of the lumbar spinal canal is difficult to evaluate due to metal artifact in the CHES fat-suppressed image (A). Although a small region is affected by the inhomogeneity of the magnetic field, the spinal canal can be evaluated in the IDEAL image (B).

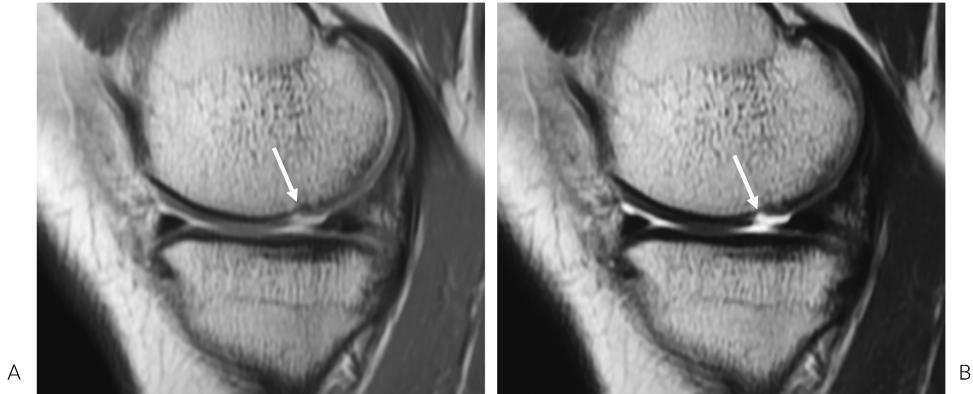


Fig. 6. MR images of a patient with left knee pain. FSE intermediate image (A) and FSE T2-weighted image (B) show chondral flap (arrows) involving medial femoral condyle.

用し、軟骨中の GAG 濃度を評価する手法である⁸⁾。T₂マッピングは軟骨変性に伴うコラーゲン配列の不整化や水分含量の増加をとらえる手法である⁹⁾。高齢化とともに関節軟骨の変性や破壊を伴う変形性関節症が増加し、quality of life の向上への関心も高まっている。今後、3T MRI が普及し、軟骨の組成や構造変化を鋭敏にとらえる新技術が身近になることで、軟骨評価における MRI の役割はさらに大きくなると考えられる。

3D ボリューム撮像法の活用

3T MRI にパラレルイメージングを併用することで、FSE 法でも可変フリップ角によってブレ (blurring) と SAR を抑えながら良好な画質の 3D ボリュームデータを比較的短時間に得ることができるようになった。関節の多くは複雑な解剖学的構造を有することから、再構成画像の取得が容易な 3D ボリューム撮像法の臨床的有用性が期待されている。Stevens らは 2D FSE プロトン密度強調像と等方性 3D FSE プロトン密度強調像のデータから得られた再構成像を用いて、両者の足関節における関節軟骨、筋、関節液の SNR および関節液-軟骨の

CNR に差がないことを報告している¹⁰⁾。また、膝関節における十字靭帯や半月板損傷の診断能は、2D MRI の標準的な複数回のプロトコル撮像と等方性 3D FSE プロトン密度強調像の一回の撮像で差がないことが報告されている (Fig. 7)¹¹⁾。描出能や診断能が同一であれば、3D ボリューム撮像はルーチンプロトコルで施行される複数回の撮像の合計と比べて検査時間が短いという利点がある。また、一回の撮像で解剖学的構造が複雑な関節を任意の方向から評価できる利点もあり、更なるモニタ診断の普及に伴って 3D ボリューム撮像の臨床的有用性は増すと思われる。

おわりに

3T MRI はその優れた SNR により、1.5T MRI よりも四肢・関節の微細構造の描出に優れている。最近の撮像技術の進歩に伴い 3T MRI の弱点が克服され、臨床現場において、3T MRI の高いポテンシャルが発揮されるようになってきた。3T MRI の骨軟部領域における更なる展開に期待したい。

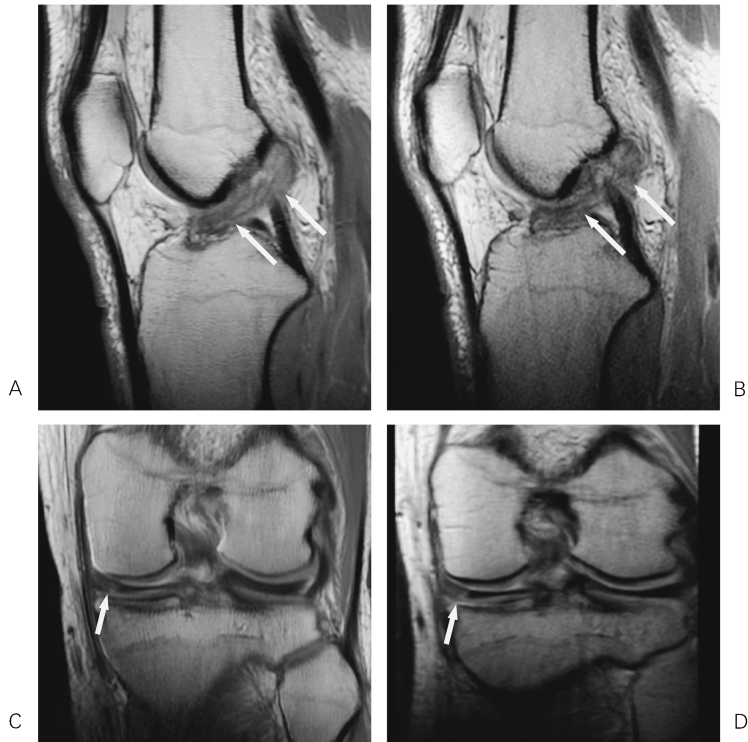


Fig. 7. MR images of a patient with arthroscopically proved ACL and MM tears. The ACL tear (arrows) is clearly shown on both intermediate-weighted sagittal 2D FSE MR image (A) and sagittal reformatted image from intermediate-weighted 3D isotropic FSE MR data (B). The MM tear (arrows) is also equally depicted on both coronal 2D FSE MR image (C) and coronal reformatted image from 3D isotropic FSE MR data (D).

文 献

- 1) 青木隆敏, 興梶征典 : 3T MRI の四肢・関節領域への応用. 日磁医誌 2006 ; 26 : 242-251
- 2) Gonen O, Gruber S, Li BS, et al. : Multivoxel 3D proton spectroscopy in the brain at 1.5 versus 3.0 T : signal-to-noise ratio and resolution comparison. AJNR Am J Neuroradiol 2001 ; 22 : 1727-1731
- 3) Gold GE, Suh B, Sawyer-Glover A, et al. : Musculoskeletal MRI at 3.0 T : initial clinical experience. AJR Am J Roentgenol 2004 ; 183 : 1479-1486
- 4) Willneck WA, Born M, Simon B, et al. : Time-of-flight MR angiography : comparison of 3.0-T imaging and 1.5-T imaging : initial experience. Radiology 2003 ; 229 : 913-920
- 5) Gerdes CM, Kijowski R, Reeder SB : IDEAL imaging of the musculoskeletal system : robust water fat separation for uniform fat suppression, marrow evaluation, and cartilage imaging. AJR Am J Roentgenol 2007 ; 189 : 284-291
- 6) Kuhl CK, Gieseke J, von Falkenhausen M, et al. : Sensitivity encoding for diffusion-weighted MR imaging at 3.0 T : intraindividual comparative study. Radiology 2005 ; 234 : 517-526

- 7) Stehling C, Niederstadt T, Kramer S : Comparison of a T₁-weighted inversion-recovery-, gradient-echo- and spin-echo sequence for imaging of the brain at 3.0 Tesla. *Rofo* 2005 ; 177 : 536-542
- 8) Burstein D, Velyvis J, Scott KT, et al. : Protocol issues for delayed Gd (DTPA) (2-) enhanced MRI (dGEMRIC) for clinical evaluation of articular cartilage. *Magn Reson Med* 2001 ; 45 : 36-41
- 9) Nieminen MT, Rieppo J, Töyräs J, et al. : T₂ relaxation reveals spatial collagen architecture in articular cartilage : a comparative quantitative MRI and polarized light microscopic study. *Magn Reson Med* 2001 ; 46 : 487-493
- 10) Stevens KJ, Busse RF, Han E, et al. : Ankle : isotropic MR imaging with 3D-FSE-cube—initial experience in healthy volunteers. *Radiology* 2008 ; 249 : 1026-1033
- 11) Jung JY, Yoon YC, Kwon JW, et al. : Diagnosis of internal derangement of the knee at 3.0-T MR imaging : 3D isotropic intermediate-weighted versus 2D sequences. *Radiology* 2009 ; 253 : 780-787

3-tesla MR Imaging of the Musculoskeletal System : Clinical Applications

Takatoshi AOKI and Yukunori KOROGI

*Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health
1-1 Iseigaoka, Yahatanishi, Kitakyushu, 807-8555*

The potential for 3-tesla magnetic resonance (MR) imaging to improve the visualization of musculoskeletal structures is becoming well established. With recent coil development and technical solutions for roadblocks at higher field strength, many initial challenges, such as chemical shift, susceptibility, and specific absorption rate (SAR), are being addressed. Three-tesla MR imaging is becoming part of routine musculoskeletal imaging, and its value will increase as new technologies are implemented.